

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



Modelação computacional da curvatura lombar e a sua relação com a morfologia do pavimento pélvico

Filipa Barbosa

Dissertação realizada no âmbito do
Mestrado em Engenharia Biomédica

Orientador: Professor Dr. Renato Natal
Co-orientadora: Radiologista Sofia Brandão

Setembro, 2018

© Filipa Barbosa, 2018

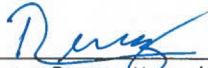
A Dissertação intitulada

“Modelação Computacional da Curvatura Lombar e a sua Relação com a
Morfologia do Pavimento Pélvico”

foi aprovada em provas realizadas em 26-09-2018

o júri


Presidente Prof. Doutor João Manuel Ribeiro da Silva Tavares
Professor Associado c/Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da FEUP -
U.Porto


Prof. Doutor Renato Manuel Natal Jorge
Professor Catedrático do Departamento de Engenharia Mecânica - FEUP - U. Porto


Prof. Doutor Ricardo João Ferreira Simões
Professor Coordenador c/Agregação da Escola Superior de Design do Instituto Politécnico do
Cávado e do Ave

O autor declara que a presente dissertação (ou relatório de projeto) é da sua exclusiva autoria e foi escrita sem qualquer apoio externo não explicitamente autorizado. Os resultados, ideias, parágrafos, ou outros extratos tomados de ou inspirados em trabalhos de outros autores, e demais referências bibliográficas usadas, são corretamente citados.


Autor - Ana Filipa Carvalho Barbosa

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Resumo

A curvatura acentuada da lordose lombar pode alterar a inclinação da cintura pélvica, assim como as posições estática e dinâmica dos tecidos moles, uma vez que a pelve óssea tem pontos de fixação aos músculos do pavimento pélvico. E por este motivo é possível deduzir que esta curvatura muda, provavelmente, a forma como as forças intra-abdominais descendentes são repelidas e absorvidas antes de atingirem o pavimento pélvico, podendo estar associadas à sua disfunção.

A insuficiência do pavimento pélvico inclui diferentes condições patológicas, entre as quais o prolapso do órgãos pélvicos (POP), e os distúrbios da micção ou a incontinência fecal, afetando cerca de um terço das mulheres adultas. Estas apresentações da disfunção do pavimento pélvico, também importantes num contexto de Saúde Pública e de prevenção primária, podem requerer diferentes abordagens e especialidades clínicas como os cuidados primários, a ginecologia, urologia, imagiologia, ou a fisioterapia, mas também uma abordagem teórica e de simulação com a contribuição da Engenharia Biomédica.

Com o objetivo de estudar a relação biomecânica entre o grau de lordose lombar e a disfunção do pavimento pélvico da mulher, foi desenvolvido um modelo 2D através de um conjunto de *softwares* de modelação biomecânica, entre os quais: *Mimics*, *3-Matic* e *Femap*. A modelação destas estruturas permitiu depois, recorrer à simulação numérica da estrutura lombo-sacra e pavimento pélvico, no *Abaqus*, a fim de avaliar o comportamento biomecânico das estruturas em causa.

Aplicando então diferentes pressões-abdominais e diferentes propriedades mecânicas ao tecido do pavimento pélvico, tentou-se perceber qual a relação que existe entre a curvatura lombar, determinada por intermédio dos ângulos das estruturas vertebrais e dos discos intervertebrais, e a morfologia do pavimento pélvico de mulheres com e sem disfunção do mesmo. Desta forma, foram consideradas 5 pressões intra-abdominais: 0.004 MPa, 0.0035 MPa, 0.003 MPa, 0.002 MPa e 0.001 MPa de modo a serem aplicadas às diferentes propriedades consideradas para o pavimento pélvico. Os ângulos que serviram para comparações de resultados foram medidos através do método de Cobb e são definidos entre as retas que passam pela primeira e última vértebra lombar (L1-L5) e pela última vértebra lombar e início do sacro (L5-S1). Em relação às propriedades mecânicas utilizadas para as simulações, foram escolhidos a partir da literatura, dois valores distintos

para as constantes do modelo constitutivo de Mooney-Rivlin: $C_{10}=0.02$, $C_{01}=0.007$, $D_1=0$ correspondendo a um pavimento pélvico assintomático e $C_{10}=0.032$, $C_{01}=0.019$, $D_1=0$ para o pavimento pélvico com POP.

Os resultados obtidos mostram que um aumento na pressão intra-abdominal, leva ao aumento do valor do ângulo L1-L5 (grau de lordose lombar) e que o aumento dos valores das constantes, conduzem a uma diminuição do mesmo ângulo, ou seja, menor curvatura lordótica. Isto porque o aumento das constantes, conduz a uma maior rigidez do pavimento pélvico e, portanto, a uma menor deformação de todo o sistema. Em relação ao ângulo L5-S1, o comportamento verificado é semelhante ao que acontece com o ângulo L1-L5.

Abstract

The accentuated curvature of the lumbar lordosis may alter the pelvic girdle inclination, as well as the static and dynamic positions of the soft tissues, since the bony pelvis has attachment points to the pelvic floor muscles. And for this reason it is possible to deduce that this curvature probably changes the way the descending intra-abdominal forces are repelled and absorbed before reaching the pelvic floor and may be associated with their dysfunction.

Pelvic floor insufficiency includes different pathological conditions, including pelvic organ prolapse (POP), and urinary disturbances or fecal incontinence, affecting about one third of adult women. These presentations of pelvic floor dysfunction, also important in a context of Public Health and primary prevention, may require different approaches and clinical specialties such as primary care, gynecology, urology, imaging, or physiotherapy, but also a theoretical approach and simulation with the contribution of biomedical engineering.

In order to study the biomechanical relationship between lumbar lordosis and female pelvic floor dysfunction, a 2D model was developed through a set of biomechanical modeling software, including Mimics, 3-Matic and Femap. The modeling of these structures allowed the numerical simulation of the lumbosacral and pelvic floor structure in Abaqus to be used to evaluate the biomechanical behavior of the structures in question.

Applying different abdominal pressures and different mechanical properties to the pelvic floor tissue, we attempted to understand the relationship between the lumbar curvature, determined through the angles of the vertebral structures and the intervertebral discs, and the morphology of the pavement pelvis of women with and without dysfunction of the same. In this way, 5 intra-abdominal pressures were considered: 0.004 MPa, 0.0035 MPa, 0.003 MPa, 0.002 MPa and 0.001 MPa in order to be applied to the different properties considered for the pelvic floor. The angles that served for comparisons of results were measured using the Cobb method and are defined between the lines that pass through the first and last lumbar vertebra (L1-L5) and the last lumbar vertebra and the beginning of the sacrum (L5-S1). In relation to the mechanical properties used for the simulations, two different values were chosen for the constants of the Mooney-Rivlin constitutive model: $C_{10} = 0.02$, $C_{01} = 0.007$, $D_1 = 0$ corresponding to an asymptomatic pelvic floor and $C_{10} = 0.032$, $C_{01} = 0.019$, $D_1 = 0$ for the pelvic floor with POP.

The results show that an increase in the intra-abdominal pressure leads to an increase in the value of the L1-L5 angle (lumbar lordosis degree) and that the increase in the values of the contours leads to a decrease of the same angle,, less lordotic curvature, because the increase of the constants, leads to a greater rigidity of the pelvic floor and therefore, to a less deformation of the whole system. In relation to the angle L5-S1, the behavior verified is similar to that with the angle L1-L5.

Agradecimentos

Esta dissertação, para além do trabalho realizado durante todo este ano letivo, representa o esforço, a frustração, a dedicação e, por vezes a vontade de desistir ao longo destes dois anos de mestrado. Durante o meu percurso nesta instituição, foram várias as pessoas que me apoiaram, que me fizeram lutar para dar por concluída esta etapa da minha vida, e são essas as pessoas às quais pretendo deixar um agradecimento.

Antes de mais, quero prestar um grande agradecimento ao Professor Doutor Renato Natal Jorge pela paciência, pela orientação e pela ajuda prestada, durante este ano e meio onde a cadeira de Trabalhos Práticos teve início.

Ao Doutor Marco Marques agradeço, com toda a consideração, por toda a paciência, disponibilidade, compreensão e ajuda que sempre teve comigo, apesar da minha falta de dedicação em alguns momentos.

Gostaria também de agradecer ao Professor Doutor Marco Parente, pela disponibilidade que sempre mostrou comigo, apesar de não fazer parte do seu grupo de orientandos.

À radiologista Sofia Brandão, deixo o meu sincero agradecimento pelo contributo prestado durante todo o meu percurso.

Agradeço do fundo do meu coração aos meus pais, Margarida e Joaquim por sempre me apoiarem em tudo, pela insistência e força que me deram ao longo destes dois anos, pelos conselhos, pelo amor, pela confiança e por tudo o que fazem por mim todos os dias! Sem vocês, não chegava onde cheguei até hoje.

Ao meu namorado, Fábio por todo o carinho, paciência, reprovação e apoio que sempre teve comigo durante estes dois anos de mestrado. Mostras cada vez mais a pessoa amiga, companheira, leal e compreensiva que és comigo!

Aos meus avós, Adelaide e José que são o pilar de toda a minha família e fazem questão de demonstrar isso todos os dias. São os meus segundos pais!!

A toda a restante família e amigos deixo uma palavra enorme de gratidão pelo carinho, pelo suporte e por fazerem de mim uma pessoa tão feliz.

Índice

1.	Introdução	1
1.1	Enquadramento	1
1.2	Objetivos	2
1.3	Estrutura.....	3
2.	Anatomia da estrutura lombar, pélvica e pavimento pélvico	5
2.1	Estrutura lombar	5
2.1.1	Lordose lombar	6
2.1.2	Discos intervertebrais.....	7
2.2	Estrutura Pélvica.....	8
2.2.1	Pélvis	8
2.2.2	Quadril	9
2.2.3	Sacro.....	9
2.2.4	Cóccix	9
2.3	Pavimento pélvico	10
2.3.1	Órgãos da cavidade pélvica	11
3.	Desordens da lordose lombar	15
3.1	Hiperlordose e hipolordose lombar	15
3.1.1	Epidemiologia	16
3.1.2	Técnicas de diagnóstico.....	17
3.1.3	Tratamentos.....	17
4.	Desordens do pavimento pélvico.....	20
4.1	Prolapso dos órgãos pélvicos	20
4.1.1	Epidemiologia	22
4.1.2	Técnicas de diagnóstico.....	22
4.1.3	Tratamentos.....	24
4.2	Incontinência urinária e incontinência fecal.....	26
4.2.1	Epidemiologia	27
4.2.2	Técnicas de diagnóstico.....	28
4.2.3	Tratamentos.....	29
5.	Biomecânica da lordose lombar e pavimento pélvico.....	33
5.1	Biomecânica da lordose lombar.....	33
5.1.1	Cargas que atuam na lordose lombar.....	33

5.1.2	Forças internas que surgem na coluna lombar	34
5.1.3	Mobilidade da coluna lombar	35
5.1.4	Biomecânica do disco intervertebral	36
5.1.5	Biomecânica da unidade funcional da coluna vertebral	37
5.1.6	Influência da lordose lombar na distribuição da pressão intra-abdominal	38
5.2	Biomecânica do pavimento pélvico	39
6.	Comportamento e propriedades mecânicas dos tecidos	42
6.1	Propriedades mecânicas dos materiais	43
6.2	Comportamento dos Materiais	44
6.2.1	Modelos constitutivos a considerar	46
6.2.2	Tecido ósseo.....	47
6.2.3	Tecido dos discos intervertebrais	48
6.2.4	Tecidos do pavimento pélvico	49
7.	Modelo numérico de elementos finitos	53
7.1	Validação - Modelos implementados para análise da curvatura lombar e sua influência no pavimento pélvico	53
7.2	Ângulos previamente obtidos da lordose lombar	56
7.3	Obtenção do modelo geométrico 2D	57
7.3.1	Mimics	57
7.3.2	3-Matic	58
7.3.3	Femap	60
7.3.4	Abaqus	62
8.	Simulação da biomecânica do pavimento pélvico e lordose lombar	64
8.1	Modelo da estrutura lombar, pavimento pélvico e osso púbico	64
8.2	Propriedades mecânicas dos materiais do modelo bidimensional	65
8.3	Condições de fronteira aplicadas ao modelo bidimensional	67
8.4	Cargas aplicadas ao modelo bidimensional	68
8.5	Resultados.....	70
9.	Conclusões e trabalhos futuros	88

Lista de figuras

Figura 2.1 - Vista lateral de uma vértebra lombar e respetivos nomes estruturais.	6
Figura 2.2 - Vista frontal, sagital e posterior da estrutura lombosacral.	7
Figura 2.3 - Representação dos discos intervertebrais e respetivas vértebras adjacentes. Núcleo pulposo e anel fibroso.	8
Figura 2.4 - Estrutura pélvica com todos os componentes constituintes; sacro, cóccix e quadril.	10
Figura 2.5 - (a) Vista superior do pavimento pélvico, onde se podem ver os orifícios correspondentes à passagem da vagina, uretra e reto e os seus pontos de fixação, (b) Vista sagital do pavimento pélvico bem como os órgãos que suporta e os seus pontos de fixação.	11
Figura 2.6 - Órgãos da cavidade pélvica.	12
Figura 3.1 - Representação das diferentes curvaturas da lordose lombar. (a) hiperlordose lombar, (b) lordose normal, (c) hipolordose lombar.	16
Figura 3.2 - Imagem médica de um raio-X no plano sagital da lordose lombar.	17
Figura 4.1 - Representação do prolapso dos órgãos pélvicos.	21
Figura 4.2 - Método de Badem comparativamente ao Pelvic Organ Prolapse Quantification (POP-Q) para avaliação e classificação do prolapso dos órgãos pélvicos.	24
Figura 4.3 - Localização da colocação de redes no procedimento cirurgico do POP.	26
Figura 4.4 - Representação esquemática do uso de esfínteres artificiais para tratamento da incontinência fecal.	30
Figura 5.1 - Representação da influência que a curvatura excessiva da lordose lombar provoca na distribuição das forças descendentes.	35
Figura 5.2 - Representação da mecânica das forças de tensão e compressão nas vértebras.	36
Figura 5.3 - Esquema representativo da unidade funcional da coluna.	37
Figura 5.4 - Representação da influência da alteração da curvatura lombar nas forças intra-abdominais.	39
Figura 6.1 - Esforços mecânicos aplicados aos ensaios em tecidos vivos.	43
Figura 6.2 - Representação do comportamneto elástico linear e não linear.	45
Figura 6.3 - Representação gráfica do comportamento frágil e dúctil dos materiais, que pode ser aplicado ao comportamento do osso.	48
Figura 6.4 - Resposta da tensão-deformação para o comportamento passivo do músculo pubovisceral para os diferentes modelos constitutivos. (a) para o grupo continente e (b) para o grupo incontinente. Adaptado de M. E. T. Silva et al. [91].	50
Figura 6.5 - Acontecimentos internos na Manobra de Valsalva.	51

Figura 7.1 - Magnitude dos ângulos de lordose lombar (LL), inclinação sacral (IS-SS) e orientação pélvica (OP-PI). Adaptada de Neserkhaki et al. [80].	54
Figura 7.2 - Modelos obtidos pelo MEF das curvaturas pré-selecionadas acima. Primeiro a malha em 3D e depois as condições de fronteira e cargas aplicadas. Adaptada de Neserkhaki et al. [80].	55
Figura 7.3 - Resultados das imagens radiográficas do trabalho anterior, com a medição dos ângulos - lordose, vértebra L1 e disco intervertebral L5-S1.	56
Figura 7.4 - Resultado da segmentação das estruturas anatômicas pretendidas para a criação do modelo 2D. A imagem médica representa um raio-X no plano sagital em que são visíveis as vértebras lombares, sacro, cóccix, pavimento pélvico e osso púbico.	58
Figura 7.5 - Representação do modelo 2D no 3-Matic após a segmentação da imagem médica. À esquerda temos o modelo 2D com as estruturas agrupadas em partes segundo as suas propriedades mecânicas e tecidos a que pertencem, com os contornos suavizados, à direita temos o modelo praticamente pronto para exportação para o Femas, com as malhas triangulares acrescentadas.	59
Figura 8.1 - Vista sagital do modelo 2D utilizado para as simulações biomecânicas, criado pela autora desta dissertação.	65
Figura 8.2 - Modelo bidimensional com as condições de fronteira aplicadas à primeira vértebra lombar (L1) e ao osso púbico.	68
Figura 8.3 - Imagem da tabela de unidades do Abaqus.cae.	69
Figura 8.4 - Modelo bidimensional com a pressão intra-abdominal aplicada ao longo de toda a estrutura lombar, sacral e pavimento pélvico à exceção da primeira vértebra lombar (L1) e osso púbico.	70
Figura 8.5 - Resultado das simulações para as propriedades do pavimento pélvico acima mencionadas. (1) resultado da simulação para uma pressão representativa da manobra de Valsalva [0.004 MPa], (2) pressão intra-abdominal de [0.0035 MPa], (3) comportamento do pavimento pélvico para uma pressão de [0.003 MPa], (4) pressão intra-abdominal de [0.002 MPa], (5) pressão intra-abdominal de [0.001 MPa].	73
Figura 8.6 - Resultados das simulações para as propriedades do pavimento pélvico 1.15x mais rígido que o definido anteriormente. (1) pressão intra-abdominal de [0.004 MPa], (2) pressão intra-abdominal de [0.0035 MPa], (3) pressão intra-abdominal de [0.003 MPa], (4) pressão intra-abdominal de [0.002 MPa] e (5) pressão intra-abdominal de [0.001 MPa].	75
Figura 8.7 - Resultados das simulações para as propriedades do pavimento pélvico 1.3x mais rígido que o definido inicialmente. (1) pressão intra-abdominal de [0.004 MPa], (2) pressão intra-abdominal de [0.0035 MPa], (3) pressão intra-abdominal de [0.003 MPa], (4) pressão intra-abdominal de [0.002 MPa] e (5) pressão intra-abdominal de [0.001 MPa].	77
Figura 8.8 - Resultados das propriedades tabeladas acima. (1) pressão intra-abdominal de [0.004 MPa], (2) pressão intra-abdominal de [0.0035 MPa], (3) pressão intra-abdominal de [0.003 MPa], (4) pressão intra-abdominal de [0.002 MPa] e (5) pressão intra-abdominal de [0.001 MPa].	79
Figura 8.9 - Resultados das propriedades para o pavimento pélvico com POP. (1) pressão intra-abdominal de [0.004 MPa], (2) pressão intra-abdominal de [0.0035 MPa], (3) pressão intra-abdominal de [0.003 MPa], (4) pressão intra-abdominal de [0.002 MPa] e (5) pressão intra-abdominal de [0.001 MPa].	81
Figura 8.10 - Resultados das propriedades para o pavimento pélvico com POP mais rígido. (1) pressão intra-abdominal de [0.004 MPa], (2) pressão intra-abdominal de [0.0035 MPa], (3)	

pressão intra-abdominal de [0.003 MPa], (4) pressão intra-abdominal de [0.002 MPa] e (5) pressão intra-abdominal de [0.001 MPa]. 83

Lista de tabelas

Tabela 4.1 - Tipos de prolapso e a sua definição.	21
Tabela 4.2 - Definição dos graus de prolapso.	24
Tabela 7.1 - Valores dos ângulos medidos pelo método de Cobb.	56
Tabela 8.1 - Tabela das propriedades mecânicas do osso	66
Tabela 8.2 - Propriedades mecânicas dos discos intervertebrais.	66
Tabela 8.3 - Propriedades mecânicas do pavimento pélvico.	67
Tabela 8.4 - Valores das pressões intra-abdominais utilizadas nas simulações.	69
Tabela 8.5 - Propriedades do pavimento pélvico e deformações máximas associadas.	71
Tabela 8.6 - Propriedades do PP com rigidez aumentada (x1.15) e deformações máximas.	73
Tabela 8.7 - Aumento das propriedades mecânicas em 1.3x e resultado das deformações máximas.	75
Tabela 8.8 - Aumento das propriedades mecânicas em 1.5x e resultado das deformações máximas.	77
Tabela 8.9 - Propriedades mecânicas relativas ao POP e resultado das deformações máximas. .	79
Tabela 8.10 - Propriedades mecânicas do PP com POP mais evidente e resultado das deformações máximas.	81
Tabela 8.11 - Ângulos obtidos para cada simulação, pelo método de Cobb para um pavimento pélvico assintomático.	84

Abreviaturas, Acrónimos e Símbolos

MEF	Método dos Elementos Finitos
POP	Prolapso dos órgãos pélvicos
IU	Incontinência urinária
IUE	Incontinência urinária de esforço
IUU	Incontinência urinária por urgência
IUM	Incontinência urinária mista
IF	Incontinência fecal
IFP	Incontinência fecal passiva
IFU	Incontinência fecal de urgência
IFM	Incontinência fecal mista
PIA	Pressão intra-abdominal
OP	Inclinação pélvica
OS	Orientação sacral
MPP	Músculos do pavimento pélvico
FSU	<i>Functional spine unit</i> - Unidade funcional da coluna vertebral
STL	<i>Standard Triangle Language</i>

Lista de símbolos

σ	Tensão
ε	Deformação
F	Força aplicada
A	Área de resistência
ΔL	Variação de comprimento
E	Módulo de Young ou de Elasticidade
ν	Coefficiente de Poisson
MPa	Mega Pascal
mm	Milímetros
N	Newton

d	Dimensão transversal
σ_{el}	Tensão de limite elástico
σ_{ced}	Tensão de cedência
σ_{rot}	Tensão de rotura

Capítulo 1

1. Introdução

Este trabalho foi desenvolvido no âmbito da unidade curricular de Dissertação, proporcionada pela Universidade de Engenharia do Porto.

1.1 Enquadramento

A insuficiência do pavimento pélvico inclui diferentes condições patológicas, entre as quais o prolapso dos órgãos pélvicos e os distúrbios da micção ou a incontinência fecal, afetando cerca de um terço das mulheres adultas. O seu enfraquecimento começa, como resultado de diversos fatores, tais como o parto vaginal, cirurgia pélvica e distúrbios do tecido conjuntivo, existindo ainda outras causas que podem contribuir para o prolapso das vísceras pélvicas, incluindo a obesidade e atividades associadas ao aumento da pressão intra-abdominal [1,2]. As disfunções do pavimento pélvico com maior prevalência podem requerer diferentes abordagens e especialidades clínicas, entre as quais se podem destacar; os cuidados de saúde primários, ginecologia, urologia, imagiologia, fisioterapia e cirurgia, mas também uma abordagem teórica e de simulação, a fim de criar modelos para análise biomecânica com a contribuição da engenharia biomédica [3].

Analisar a influência que a distribuição da pressão intra-abdominal e a alteração das propriedades mecânicas do pavimento pélvico têm no seu comportamento, bem como no grau de lordose lombar é de elevada importância quando se fala no diagnóstico de condições patológicas relacionadas com disfunções a nível destas estruturas [1]. É por isso necessário, um conhecimento profundo da coluna lombar, sacro e cóccix, tanto a nível anatómico como a nível funcional de forma a auxiliar na compreensão dos mecanismos que possam estar relacionados com a inclinação lombo sacral e consequentemente com a disfunção do pavimento pélvico [2].

Investigadores têm vindo a mostrar um crescente reconhecimento da importância funcional e clínica da lordose lombar, relacionada com a disfunção do pavimento pélvico, nomeadamente no prolapso dos órgãos pélvicos [1,4,5,6], demonstrando que existe, de facto, uma associação entre o prolapso dos órgãos pélvicos e o dano neuromuscular e ligamentoso do tecido conjuntivo que constitui o pavimento pélvico [7-14]. Outros [15,16], descrevem a ligação que existe entre a cintura pélvica e a cavidade abdominal; referindo que as variações de pressão na cavidade abdominal se transmitem para as estruturas pélvicas, afetando a sua condição natural. Contudo, a participação do segmento lombar não tem sido considerada na modelação biomecânica do pavimento pélvico [3] e os estudos clínicos que avaliaram a relação entre a morfometria espinhal e pélvica e os sintomas associados ao prolapso, são um pouco escassos, por esta razão, esta relação também não foi ainda amplamente estudada por modelos computacionais, como é o caso da modelação e simulação biomecânica.

1.2 Objetivos

A presente dissertação tem como principal objetivo a análise da relação entre a curvatura da lordose lombar, determinada por intermédio dos ângulos das estruturas vertebrais e dos discos intervertebrais de mulheres com e sem disfunção do pavimento pélvico, nomeadamente o prolapso dos órgãos pélvicos (POP) e a morfologia do pavimento pélvico, bem como a análise do impacto biomecânico que o promove, através da modelação e simulação biomecânica.

A fim de alargar o conhecimento desta relação na modelação e simulação biomecânica, foi criado um modelo bidimensional da estrutura lombo-sacra, pavimento pélvico e osso púbico graças aos Serviços de Cirurgia, Ginecologia e Radiologia do Centro Hospitalar de São João-EPE, onde as mulheres da amostra realizaram os exames radiográfico da coluna lombar de baixa dose em ortostatismo.

Desta forma, começou por se analisar as principais dimensões (ângulos dos corpos vertebrais e dos discos intervertebrais) da curvatura da lordose lombar em mulheres sem disfunção do pavimento pélvico.

Numa abordagem posterior, através da simulação numérica por elementos finitos foi feita uma análise biomecânica, envolvendo as estruturas atrás referidas, para relacionar as suas características morfológicas e o efeito que a pressão intra-abdominal, bem como as diferentes propriedades mecânicas, tinham no momento de tensão exercido sobre os músculos do pavimento pélvico, verificando assim, a sua repercussão funcional.

No final foram levados a comparação os resultados obtidos na medição do grau de lordose lombar da fase inicial, com os resultados obtidos dos ângulos após simulação biomecânica.

1.3 Estrutura

O desenvolvimento da dissertação teve início no Capítulo 2, com uma fase de pesquisa que visou conhecimento quer a nível anatómico como funcional das estruturas em estudo. Nesse capítulo fez-se um levantamento bibliográfico dos aspetos mais relevantes da coluna vertebral, com especial importância para a lordose lombar e seus constituintes - corpos e discos intervertebrais - e do pavimento pélvico, bem como os seus pontos de fixação à estrutura pélvica e restantes integrantes. Este capítulo serve para que os leitores comecem a ter uma noção espacial, estrutural e funcional da estrutura lombo-sacra e pavimento pélvico.

No Capítulo 3 e 4, são enumeradas as desordens da lordose lombar que podem estar na origem das disfunções do pavimento pélvico, e as desordens do pavimento pélvico que podem estar relacionadas com as disfunções lordóticas, respetivamente. Em cada um dos capítulos é feita a referência à epidemiologia das desordens, as técnicas de diagnóstico existentes e ainda os tipos de tratamento que podem ser aplicados a cada caso, acompanhados de uma breve explicação.

No Capítulo 5, é introduzida a biomecânica da lordose lombar e pavimento pélvico. Este capítulo é fundamental para auxiliar na compreensão dos mecanismos das estruturas em estudo, não só no quotidiano, mas também quando submetidas a algum tipo de esforço físico.

No Capítulo 6, verificam-se as propriedades mecânicas e o comportamento dos tecidos envolvidos neste estudo, como é o caso do tecido ósseo, muscular e discos intervertebrais. É um capítulo importante e interessante uma vez que se começam a ter as primeiras noções de como se comportam os tecidos vivos sob determinadas cargas. É ainda apresentado o modelo constitutivo utilizado para definir as propriedades mecânicas do pavimento pélvico e núcleo pulposo, que primam por serem as estruturas com maior influência nesta dissertação.

No Capítulo 7, são apresentados todos os passos e os diferentes *softwares* utilizados para a criação do modelo numérico de elementos finitos. Inicia-se este capítulo com uma fase de validação do modelo, apresentando os modelos já existentes para simulação biomecânica e, para além disso, são mostrados os resultados das imagens médicas previamente analisadas na disciplina de Trabalhos Práticos, em que teve início todo este projeto. Estas imagens servirão futuras comparações com os novos resultados obtidos nesta dissertação.

O Capítulo 8 diz respeito à parte de simulação biomecânica, onde são apresentados os principais resultados e conclusões deste trabalho. Começando por se definir as propriedades mecânicas utilizadas no modelo bidimensional, cargas aplicadas e condições de fronteira e terminando com as respetivas comparações e conclusões.

No Capítulo 9 é feita uma apreciação e discussão de resultados e propostas de trabalhos a desenvolver neste âmbito, no futuro.

Capítulo 2

2. Anatomia da estrutura lombar, pélvica e pavimento pélvico

A compreensão adequada das disfunções do pavimento pélvico, requer o conhecimento dos processos patofisiológicos envolvidos e para isso é importante entender a anatomia e função de cada estrutura envolvida; coluna lombar, sacro, pélvis, cóccix, pavimento pélvico e órgãos pélvicos. Avaliar a curvatura da coluna vertebral e compreender a sua relação anatómica e funcional com a cintura pélvica e o pavimento pélvico é crucial no diagnóstico das deformidades associadas às suas patologias, formulação de procedimentos cirúrgicos ortopédicos, monitoramento da progressão e tratamento de deformidades [17]. A disfunção do pavimento pélvico é uma das patologias associadas à curvatura acentuada da região lombar da coluna vertebral. A curvatura normal da coluna lombar, fornece proteção à cavidade pélvica em relação às forças diretas do abdómen superior e, portanto, é de esperar que as variações na curvatura da coluna vertebral levem à alteração dessas forças descendentes, potenciando, desta forma, o desenvolvimento do prolapso dos órgãos pélvicos, bem como outras disfunções [6].

2.1 Estrutura lombar

A estrutura lombar representa a porção final da coluna vertebral situada entre o tórax e o sacro, que é composta pelas vértebras lombares separadas pelos discos intervertebrais. A coluna vertebral de uma pessoa adulta apresenta, por norma, quatro curvaturas fisiológicas; duas primárias e duas secundárias [2]. As curvaturas primárias são as cifoses; torácica e sacral sendo estas as primeiras a serem formadas durante o desenvolvimento fetal. As secundárias, interpostas às primárias, são as lordoses; cervical e lombar, que aparecem conforme as forças exercidas sobre a coluna durante a infância [17].

Esta estrutura consiste em cinco vértebras denominadas de L1 a L5 com seus elementos posteriores e articulações facetárias articulares, discos intervertebrais, ligamentos e os músculos circundantes. Idealmente, o eixo da coluna lombar é representado por uma curva plana fechada à linha de corte dos dois planos anatómicos verticais. O plano sagital é o plano vertical de simetria do corpo; o plano frontal ou coronal é o plano lateral vertical perpendicular ao sagital, paralelo aos ombros [18].

2.1.1 Lordose lombar

A lordose lombar é definida pela curvatura interna da coluna lombar formada pela sobreposição de cinco vértebras lombares (L1-L5) com os respectivos discos intervertebrais [19,20], localizada entre última vértebra torácica (T12) e o início do sacro (S1). Cada um destes cinco segmentos lombares contribui com uma determinada percentagem para a lordose [26], salientando que o último segmento lombar (L5) contribui com quase 40% e o primeiro (L1), com apenas 5% [22]. Para além da influência que cada vértebra tem no ângulo de lordose, este pode também estar relacionado com a orientação dos processos articulares inferiores, uma vez que quanto mais inclinados na horizontal em relação aos corpos vertebrais mais acentuada será a lordose [23,24].

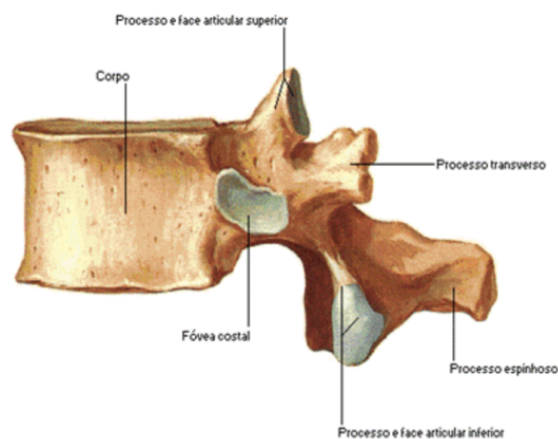


Figura 2.1 - Vista lateral de uma vértebra lombar e respetivos nomes estruturais.

Esta porção da coluna vertebral desempenha um papel fundamental na manutenção do equilíbrio sagital. No entanto, dependendo dos indivíduos, existe uma grande variedade de curvas torácicas e lombares que podem estar dentro dos limites da normalidade, havendo uma ampla margem dessa variação [3,23].

A excessiva curvatura da lordose poderá levar a disfunções no pavimento pélvico, uma vez que quanto mais acentuada for a curva, mais o sacro e cóccix irão assumir uma posição horizontal e por isso mais distendido tende a ficar o pavimento pélvico. É, portanto, necessário reunir um bom conhecimento anatómico e funcional deste segmento de forma a poder concluir se haverá, de facto, alguma ligação à disfunção do pavimento pélvico e consequentemente ao prolapso dos órgãos pélvicos [25].

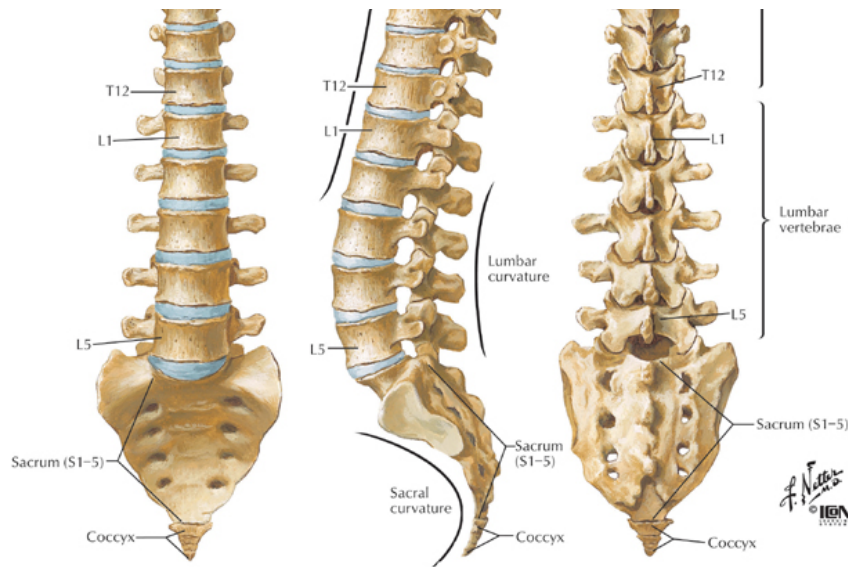


Figura 2.2 - Vista frontal, sagital e posterior da estrutura lombosacral.

2.1.2 Discos intervertebrais

Os discos intervertebrais são estruturas de forma aproximadamente cilíndrica que separam vértebras adjacentes (cervicais, torácicas e lombares) acompanhando a morfologia das vértebras relacionadas. Estes discos são estruturas fibrocartilagenosas almofadadas e avasculares, cuja principal função é a absorção de impactos violentos, cargas e pressões ao longo de toda a coluna vertebral, permitindo, desta forma, uma compressão transitória dos movimentos de flexão, extensão e flexão lateral, devido ao deslocamento do líquido no seu interior (núcleo pulposos).

A estrutura do tecido do disco intervertebral é anisotrópica, sendo composta por um anel fibroso que envolve o núcleo pulposos. O anel fibroso é composto por aproximadamente 15 a 25 camadas laminadas concêntricas de lamelas de colágeno fortemente conectadas umas às outras em circunferência, sendo que cada lamela consiste numa substância fundamental e fibras de colágeno. As fibras mais externas, chamadas de porção ligamentar do anel fibroso, são diretamente fixadas na orla externa do osso vertebral, enquanto as fibras internas, às quais se dá o nome de porção capsular do anel fibroso, se inserem nas placas cartilaginosas, formando uma espécie de cápsula em torno do núcleo pulposos. O núcleo pulposos é um gel hidratado e semi-fluido, que compreende 25-50% da área transversal sagital do disco e localiza-se na parte mais posterior da lordose lombar. Sendo fluido, o núcleo pode ser deformado sob pressão, sem redução do volume. Esta relevante propriedade capacita-o tanto de se acomodar ao movimento, quanto a transmitir a carga compressiva de uma vértebra a outra, exercendo pressão em todas as direções. A relação que existe entre a altura total do disco e a altura do corpo vertebral na região lombar é de cerca de 1:3.

Como os discos não possuem vasos sanguíneos, a sua nutrição depende de um processo de difusão entre os seus tecidos vizinhos. Este processo pode-se assemelhar ao de uma esponja molhada que no momento em que é comprimida diminui de volume e perde água, e com a descompressão, aumenta novamente de volume, absorvendo a água perdida. Portanto, as compressões e descompressões alternadas dos discos funcionam como uma bomba hidráulica, pela

qual eles se alimentam. No entanto, convém realçar que uma contração prolongada do disco torna-se extremamente prejudicial, uma vez que interrompe o processo nutritivo dos discos e pode levar à degeneração dos mesmos [18].

As características dos discos intervertebrais evitam que os traumatismos mais violentos acarretem sérias consequências sobre a coluna e fraturas dos corpos vertebrais [2]. Já as suas propriedades mecânicas têm uma elevada importância quanto às suas condições anatómicas, uma vez que estas estruturas se encontram comprometidas fisicamente durante o nosso quotidiano, o que pode dar origem a alterações degenerativas e a dor crónica nas costas [25].

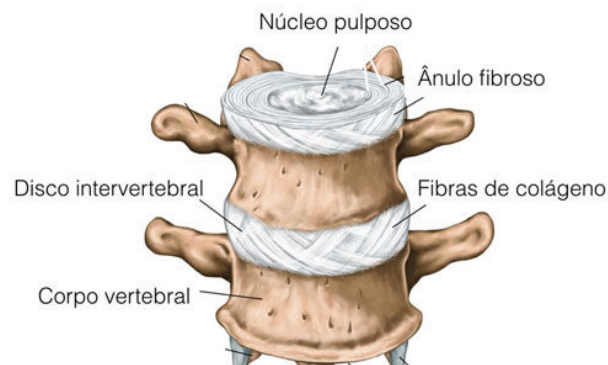


Figura 2.3 - Representação dos discos intervertebrais e respetivas vértebras adjacentes. Núcleo pulposo e anel fibroso.

2.2 Estrutura Pélvica

2.2.1 Pélvis

A cintura pélvica é a região de articulação entre o tronco e os membros inferiores, funcionando como ponto de transferência de peso para os membros inferiores. Esta estrutura é responsável pela sustentação do peso do corpo e tem uma importância fundamental na proteção dos órgãos localizados na cavidade pélvica, atuando também como ponto de fixação para os músculos do períneo e dos membros inferiores [26].

A pélvis encontra-se dividida em dois compartimentos: anterior e posterior. Estes compartimentos ficam separados pelas paredes vaginais que ficam ligadas às paredes laterais pélvicas. O compartimento anterior é ocupado pela bexiga e pela uretra. A parede vaginal anterior é o único componente flexível do compartimento anterior, isto porque os ossos púbicos e as paredes laterais pélvicas são responsáveis pelos limites inferiores e laterais inflexíveis do mesmo. O compartimento posterior contém o reto e o ânus e em contraste com o compartimento anterior, a sua única parte inflexível é o sacro. Os músculos levantadores do ânus, o corpo perineal e a parede vaginal posterior são flexíveis [27]. As aberturas externas à bexiga e ao reto são fechadas pelos músculos; o esfíncter uretral e o esfíncter anal, respectivamente. Toda a cavidade pélvica é fechada pela ação dos músculos levantadores do ânus. Em repouso, os músculos levantadores do ânus comprimem-se para manter os órgãos pélvicos fechados e suportar o peso colocado acima pelos órgãos abdominal e pélvico. Estes músculos também resistem às forças criadas pelas diferenças entre a pressão abdominal e atmosférica, tanto em repouso como durante os aumentos de pressão que ocorrem durante atividades como tosse, esforço e salto.

Como comporta os principais componentes abdominais e pélvicos; bexiga, partes terminais dos ureteres, órgãos genitais, pélvicos, reto, vasos sanguíneos, vasos linfáticos e nervos é importante não se notarem alterações na sua posição e fisionomia de modo a não comprometer a capacidade de proteção e suporte [26]. Nas mulheres, também aloja ovários e útero para acomodar o feto durante toda gestação, sendo a pelve feminina mais larga do que os homens; no entanto, a pélvis fica cada vez mais estreita à medida que a mulher envelhece [1].

Segundo John K. N, et al. (2000) [1] a entrada pélvica fica orientada numa posição quase vertical, de modo que a maior parte das forças intra-abdominais descendentes sejam direcionadas para o osso púbico e músculos do reto abdominal antes de atingirem o pavimento pélvico.

A anatomia óssea da cintura pélvica consiste em 3 ossos; sacro, cóccix e quadril e em 3 articulações.

2.2.2 Quadril

O quadril é constituído pela fusão de três ossos: o íleo (superior), ísquio (inferior) e púbis (antero-inferior). Na parte frontal, os dois ossos do quadril unem-se e articulam a região da sínfise púbica.

Os dois ossos do quadril ligam a coluna com os membros inferiores. Eles estão presos ao sacro posteriormente, conectados entre si anteriormente e unidos com os dois fêmures nas articulações do quadril.

2.2.3 Sacro

O sacro é a estrutura óssea complexa que oferece apoio à coluna vertebral e que se encontra diretamente ligada à pélvis, na parte superior e traseira da cavidade pélvica. É formado por cinco vértebras sagradas fundidas entre si e insere-se de forma semelhante entre os dois ossos ilíacos, articulando-se superiormente com a quinta vértebra lombar (L5) e com o cóccix na parte inferior [28].

Este osso conta com três superfícies diferentes; pélvica, dorsal e lateral, moldadas de forma a acomodar as estruturas pélvicas circundantes e em geral é côncavo na frente e convexo para trás. A sua parte central apresenta uma fisionomia curvada para fora, permitindo criar um espaço maior para a cavidade pélvica [29].

Nos vertebrados verticais, o sacro é capaz de efetuar um pequeno movimento independente ao longo do plano sagital [30].

2.2.4 Cóccix

O cóccix é o pequeno osso correspondente à porção final da coluna vertebral, que articula com a última vértebra sagrada (S5) e o esfíncter do ânus. É formado por três a cinco vértebras rudimentares (coccígeas) fundidas entre si, progressivamente menores à medida que se aproximam do ponto terminal. A sua base encontra-se voltada para cima e o ápice para baixo [31].

Em conjunto com o pavimento pélvico, esta pequena estrutura mantém os órgãos da nossa cavidade abdominal nas suas corretas posições anatómicas. Além de ser o local de inserção de vários músculos, ligamentos e tendões, o cóccix (juntamente com as tuberosidades isquiáticas) fornece suporte e sustentação do peso de uma pessoa nas posições ereta e sentada [32].

A superfície anterior, tal como o sacro, é ligeiramente côncava e com três sulcos transversais evidentes que assinalam as junções dos diferentes segmentos que o formam. Esta estrutura fornece um ponto de fixação ao ligamento sacrococcígeo anterior e aos músculos levatores do ânus suportando parte do reto [26]. A fossa coccígea marca a parte mais profunda do pavimento pélvico, ao lado do cóccix [5].

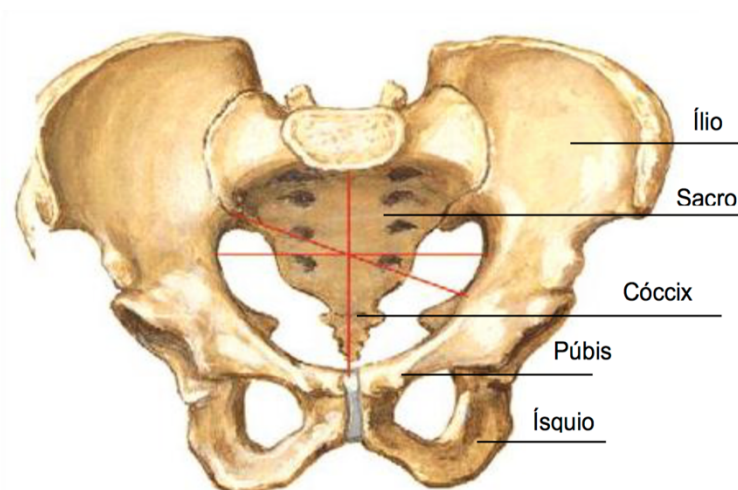


Figura 2.4 - Estrutura pélvica com todos os componentes constituintes; sacro, cóccix e quadril.

2.3 Pavimento pélvico

O pavimento pélvico é composto por um complexo conjunto de músculos, ligamentos e fáscia que atuam como uma espécie de abertura, suportando tanto as vísceras pélvicas como as abdominais. Envolve a cavidade abdominal na sua porção inferior com a função de suportar e proteger toda a região urogenital, a bexiga, a uretra, órgãos reprodutivos e reto [26], empurrando os órgãos na direção contrária à força da gravidade ou a uma pressão intra-abdominal que possa surgir. Desta forma, os órgãos internos são mantidos nas suas corretas posições [33].

Este componente encontra-se situado no limite inferior da cavidade pélvica e no limite superior do períneo, estendendo-se desde a púbis ao cóccix. O cóccix, neste caso, atua como um importante ponto de fixação para ligamentos e tendões [34].

O sistema de ligamentos uterinos e uretais aliado à fáscia pélvica é responsável pelo suporte passivo dos órgãos, enquanto os músculos, nomeadamente o complexo do levantador do ânus (músculo mais profundo) fornecem o suporte ativo. O músculo levantador do ânus é constituído por três componentes; o puborectal, o pubococcígeo e o iliococcígeo, diretamente associados ao coccígeo e obturador interno. O grupo de músculos mais superficial inclui os músculos do diafragma urogenital (músculos perineais, transversos profundo e superficial, o bulboesponjoso e isquiocavernoso e o esfíncter anal) [33].

O pavimento pélvico é atravessado por três orifícios (nas mulheres) - à frente pela uretra e vagina e ao centro pelo reto. Desta forma, a contração desta estrutura, tem a propriedade de auxiliar a continência urinária e fecal e na função sexual. A fisiologia do pavimento pélvico

encontra-se, portanto, principalmente virada para o controlo da bexiga e intestino (órgãos responsáveis pela excreção de resíduos metabólicos), funcionamento sexual e gravidez [26].

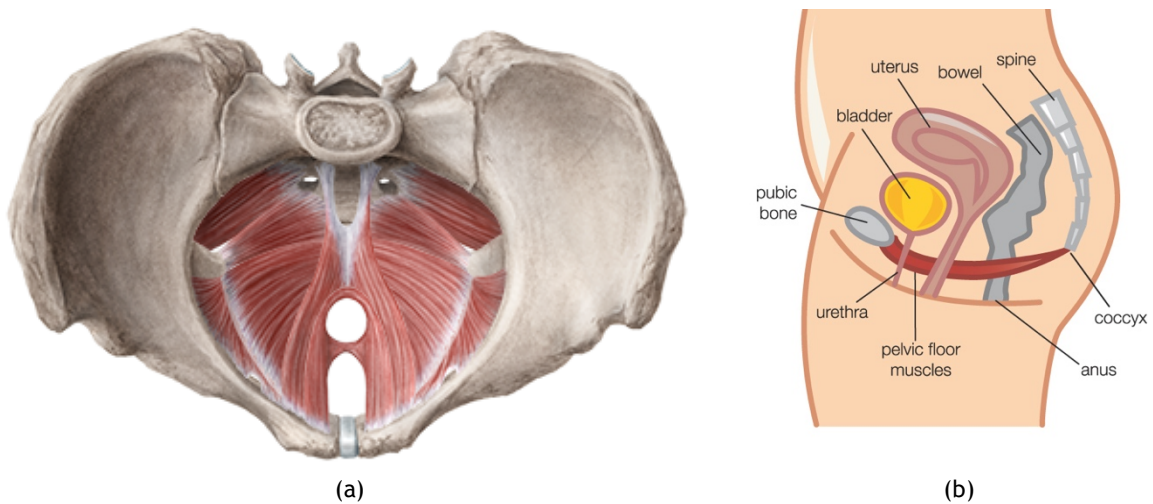


Figura 2.5 - (a) Vista superior do pavimento pélvico, onde se podem ver os orifícios correspondentes à passagem da vagina, uretra e reto e os seus pontos de fixação, (b) Vista sagital do pavimento pélvico bem como os órgãos que suporta e os seus pontos de fixação.

2.3.1 Órgãos da cavidade pélvica

A **vagina** é um canal músculo-membranoso elástico que se situa entre a parte anterior do reto e posterior da bexiga estendendo-se da vulva ao colo do útero [35,36]. É responsável por permitir relações sexuais, receção das células reprodutoras masculinas e parto, para além de canalizar o fluxo menstrual, que ocorre como parte do ciclo menstrual mensal. Em média, o seu comprimento pode variar entre 8 a 10 cm e o diâmetro, por norma, é de aproximadamente 4 cm. No entanto, dependendo das mulheres, estes valores podem ser muito diferentes [36].

As paredes musculares da vagina são grossas e elásticas para acomodar tanto o movimento do pênis durante a relação sexual quanto a passagem de uma criança durante o parto, sendo que a parede anterior da vagina relaciona-se com a bexiga através do trígono vesical, do qual está separada pelo septo vesico-vaginal e a parede posterior com o reto, separados pelo septo reto-vaginal [36]. A abertura vaginal externa pode ser parcialmente coberta por uma membrana chamada de hímen [37].

O **útero** é um órgão muscular em forma de pêra invertida (ou, em algumas exceções, em forma de coração), que se situa entre a bexiga e o reto [37]. A região mais superior do útero é a área mais larga e designa-se de fundo uterino. Abaixo do fundo uterino, segue-se o corpo uterino que assume uma forma triangular e se vai estreitando à medida que se aproxima da vagina. O útero é 85% de músculo liso e 15% de tecido conjuntivo [38].

A principal função do útero é receber embriões que se implantam no endométrio, desenvolvendo vasos sanguíneos exclusivamente para esta função. Durante uma gravidez, devido à evolução do feto, o útero expande-se de forma a que o bebé se possa desenvolver no seu interior. No momento do nascimento o útero é também responsável pela expulsão do bebé, através

de contrações. Devido a barreiras anatômicas, como a pélvis, o útero é empurrado parcialmente para dentro do abdômen aquando da sua expansão.

O **reto** classifica-se como sendo a porção final do intestino grosso que começa em frente ao corpo da terceira vértebra sacral, atravessa a pélvis e desce até ao local onde contacta com o exterior, através do ânus. A orientação longitudinal do reto está em conformidade com a concavidade ventral do sacro. O reto no adulto mede 10-14 cm de comprimento [39]. Tem um diâmetro muito variável, sendo que a parte superior é a mais dilatada para armazenamento do material fecal até ao momento de excreção.

As estruturas musculares mais importantes deste componente ficam localizadas na parte mais superior, onde se encontra o canal anal, que regulam a defecação: o esfíncter anal interno e externo [40].

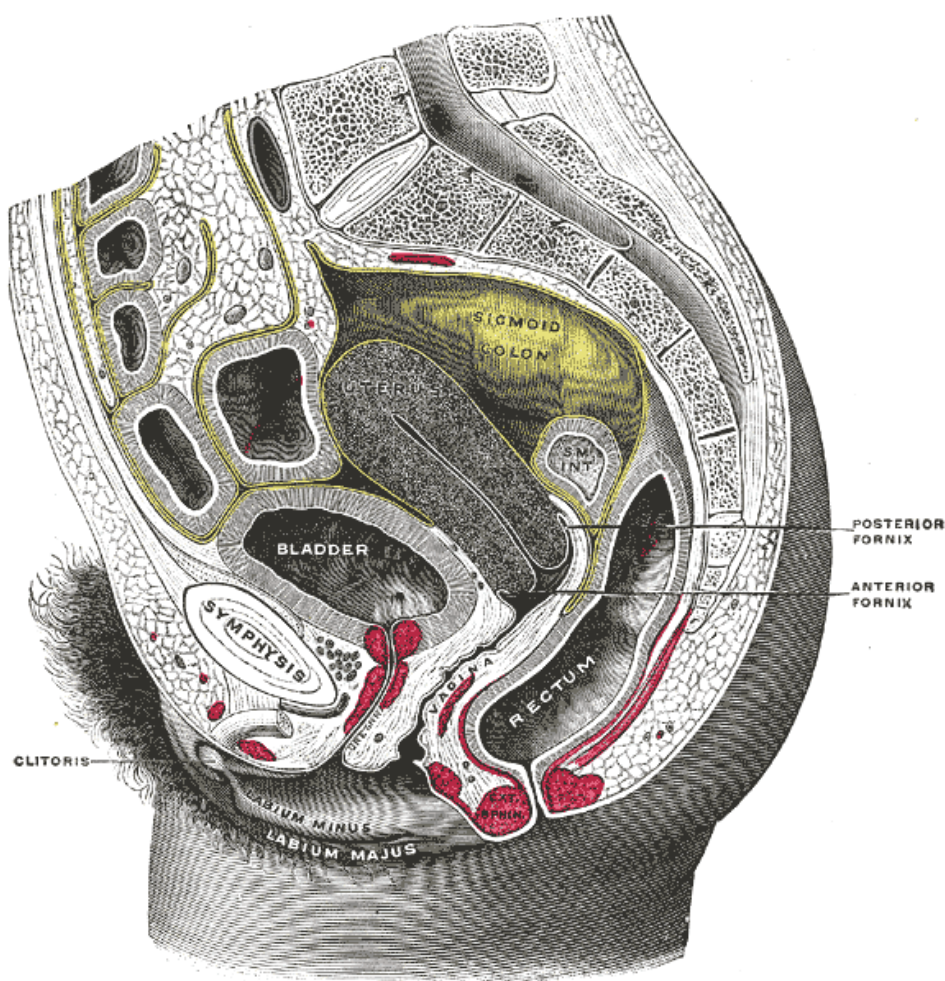


Figura 2.6 - Órgãos da cavidade pélvica.

A **bexiga** é um órgão muscular oco e distensivo que se encontra na parte inferior abdominal, na parte anterior à sínfise púbica e perto do pavimento pélvico. Nas mulheres, fica em frente ao útero, separados pela bolsa vesico-uterina e é suportada pelos músculos levantadores do ânus e pela parte superior da vagina. A função deste órgão passa por armazenar a urina que é produzida pelos rins [41].

Pode ser dividida anatomicamente em três partes diferentes: a cúpula, o corpo e a base. A cúpula é a parte mais superior e encontra-se revestida exteriormente pelo peritoneu; o corpo vesical, de maior porção, recebe a urina proveniente dos ureteres de cada rim e a base vesical forma uma espécie de funil, o colo vesical, que aflui para um único orifício uretral (meio de ligação com a uretra).

A **uretra** é um órgão tubular que se estende desde o orifício uretral até ao hiato urinário, orifício de excreção de urina. A uretra feminina é mais curta que a masculina e segue um trajeto reto descendente para o exterior, possuindo diferentes estruturas musculares associadas. A camada interna da uretra é constituída por tecido muscular liso, e a mais externa por músculo estriado (esfíncter externo), cujas fibras se dispõem circularmente em torno da uretra, formando uma bainha mais espessa na porção média da uretra. A configuração circular implica a constrição do esfíncter permitida pelo controlo voluntário da continência urinária [41,42].

Capítulo 3

3. Desordens da lordose lombar

No seguimento daquilo que é o principal foco deste trabalho, existem apenas duas deformidades da coluna lombar que importam para o estudo. O que se pretende avaliar, neste caso, é a influência que a morfologia do pavimento pélvico tem na lordose lombar. Ora, na região lombar, existem apenas duas patologias que alteram a curvatura fisiológica da curvatura lombar.

Admite-se que a lordose lombar pode ter variações entre 40 a 60 graus na lombar, sendo estes os valores considerados normais [43]. Quando estes valores são ultrapassados, provocam alterações na curvatura lordótica lombar - hipolordose (curvatura reduzida) ou hiperlordose (curvatura acentuada) - surgem patologias associadas.

Uma curvatura de lordose mais acentuada (maior ângulo) vai induzir a uma inclinação mais horizontal na posição do sacro e uma inclinação sacral aumentada resulta numa porção terminal do cóccix mais vertical, o que vai provocar o aumento da incidência pélvica e, consequentemente, o aumento da inclinação pélvica [44,45]. Em ângulos de lordose mais pequenos, geralmente verifica-se uma posição mais vertical do sacro, o que significa que a incidência pélvica vai ser mais reduzida devido à pequena inclinação pélvica [23].

3.1 Hiperlordose e hipolordose lombar

A hiperlordose lombar define-se pela rotação posterior do cóccix relativamente aos ossos púbicos, o que vai produzir um alongamento nos músculos do pavimento pélvico, acabando por esticar as fibras musculares. É causada pela acentuação da lordose lombar fisiológica normal [43]. Esta patologia é uma condição comum; afetando mais as mulheres que os homens (devido à normal fisiologia pélvica das mulheres) e pode-se desenvolver no período de crescimento sendo por isso, importante, descobrir fatores favoráveis precoces à sua correção, de forma a travar a sua evolução [2,46].

Em contrapartida, a hipolordose lombar causa uma rotação anterior do cóccix o que cria um encurtamento nas fibras musculares. Em ambos os casos, as deformações provocadas afetam de diferente forma, a capacidade dos músculos do pavimento pélvico e a distribuição das pressões decedentes intra-abdominais.

O desenvolvimento de hiper ou hipolordose lombar afeta a capacidade dos músculos do pavimento pélvico, alterando a orientação de seus apegos ao sacro, cóccix, sínfise púbica e estruturas ligamentares. Estes desvios, quando muito exagerados, são bastante prejudiciais para o corpo, gerando compensações importantes que podem levar a dores e patologias [47].

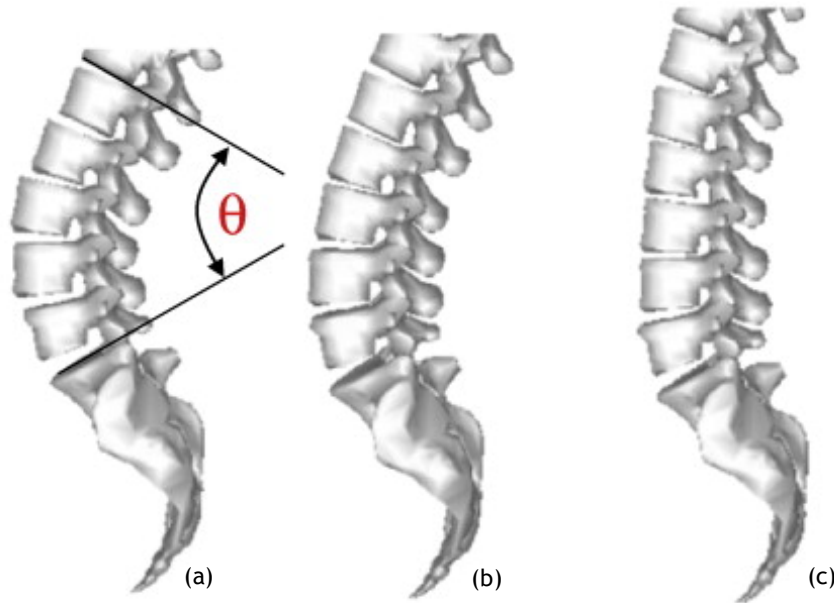


Figura 3.1 - Representação das diferentes curvaturas da lordose lombar. (a) hiperlordose lombar, (b) lordose normal, (c) hipolordose lombar.

3.1.1 Epidemiologia

A etiologia da excessiva curvatura lombar é multifatorial, oriunda de causas físicas, como; fatores genéticos, traumas, posturas inadequadas, levantamento e transporte de cargas pesadas, tipo de trabalho muscular ou fatores degenerativos, obesidade, perda da densidade óssea, tipo de nascimento, hipercifose, fraqueza muscular na região do abdômen, espondilolistese (condição em que a vértebra desliza para frente) e câncer nos ossos [23].

Poucos são os investigadores que avaliam o ângulo da lordose durante os primeiros anos de vida. No entanto, Reichmann e Lewin [48] descobriram que os ângulos da lordose aumentam durante os primeiros 3 anos de vida, alegando que, aos 3 anos de idade, a coluna vertebral da criança alcança um ângulo de lordose adulto. Outros pesquisadores, no entanto, descobriram que o ângulo de lordose continua a aumentar durante a infância e a puberdade [21,49] até à idade adulta.

Relativamente à incidência das disfunções da lordose lombar não existem estudos muito fiáveis, no entanto sabe-se que a hiperlordose é mais comum do que a hipolordose lombar. No Brasil existe uma média de 30% de prevalência de hiperlordose na população.

3.1.2 Técnicas de diagnóstico

As patologias de hiper e hipolordose lombar podem ser detetadas por um ortopedista ou até mesmo um clínico geral. Em 80% dos casos, o diagnóstico é estabelecido por meio de avaliação clínica. Essa avaliação inclui a análise do histórico do paciente para além de um exame físico completo [50].

O exame físico completo poderá revelar muito sobre a saúde e as condições físicas da paciente, proporcionando ao médico especialista uma base a partir da qual o médico poderá medir a evolução do paciente durante o tratamento. O diagnóstico começa por ser feito através da manipulação pelo toque de forma a detetar anomalias na coluna, do alcance do movimento, para medir o grau de extensão que a paciente consegue alcançar com relação a movimentos de flexão, extensão, curvatura lateral e rotação da coluna e da assimetria. Desta forma será possível verificar se surge alguma dor, espasmos musculares, rigidez e bloqueio. Ao ser feito o exame físico o médico deve ter em conta a fraqueza muscular, principalmente na região abdominal e a baixa flexibilidade articular no dorso e membros inferiores [23].

Para além do exame físico, pode-se ainda recorrer a exames complementares, como é o caso do raio-X, que analisa a paciente na posição frontal e sagital, a fim de medir as curvas da coluna vertebral, ou então a ressonância magnética, no caso de se suspeitar que medula espinal se encontre comprometida, uma vez que esta técnica permite a captação das estruturas de uma forma mais detalhada. Depois de se conseguir as imagens médicas, o método do ângulo de Cobb pode ser utilizado para medir a curva da lordose lombar, em graus [50].



Figura 3.2 - Imagem médica de um raio-X no plano sagital da lordose lombar.

3.1.3 Tratamentos

A detecção precoce é um componente essencial para um tratamento eficaz, tanto da hiper como da hipolordose, permitindo a correção quando as deformações são facilmente reversíveis.

A deformidade da hiperlordose lombar é relativamente comum nas mulheres, no entanto o

tratamento cirúrgico ainda não foi abordado de forma muito aprofundada, talvez pelo facto existirem métodos não invasivos que conseguem corrigir estas patologias de uma forma mais segura [23].

Tal como a maioria das condições patológicas, a hiper e a hipolordose lombar têm tratamentos conservativos ou cirúrgicos - para casos mais graves.

3.1.3.1 Tratamento conservador

Dentro das medidas do tratamento conservador não cirúrgico estão incluídos os medicamentos analgésicos e anti-inflamatórios, fisioterapia - de forma a permitir que a paciente desenvolva força, flexibilidade e aumente o alcance do movimento - e redução do peso corporal para um nível ideal [50,51].

Um dos tratamentos conservadores mais recorrentes hoje em dia para o tratamento da inclinação acentuada da lordose lombar é a Reeducação Postural Global (RPG), que faz parte da fisioterapia. Esta técnica considera os sistemas musculares e esqueléticos como um todo e procura tratar os problemas de forma individualizada, nos músculos que pertencem a diferentes estruturas (dinâmicos e estáticos). O tratamento com RPG é realizado através de posturas estáticas, com o objectivo de atuar neste conjunto de cadeias musculares, de modo que os músculos estáticos sejam alongados, enquanto que os dinâmicos devem ser contraídos.

Um diferente tratamento pode ser a utilização de programas de reabilitação e terapêutica recorrendo à prática de natação para correcção de deficiências posturais, como é o caso da hiperlordose lombar. Existem estudos que provam a redução de pelo menos 15mm ao usar exercícios específicos de natação adaptados à hiperlordose lombar [43].

3.1.3.2 Tratamento cirúrgico

No que diz respeito à literatura, tanto a hipo como a hiperlordose lombar, parecem estar frequentemente mais associados à dor lombar do que a lordose lombar fisiológica. Portanto, um dos principais objetivos do tratamento cirúrgico é restaurar ou manter um alinhamento fisiológico natural da coluna lombar [50].

A intervenção cirúrgica é indicada quando a curva lordótica é grave, quando existe envolvimento neurológico, ou se o tratamento conservador não cirúrgico não for satisfatório para proporcionar uma boa correção. Por norma, e conforme a gravidade da paciente, o especialista opta pelo procedimento cirúrgico mais adequado ao caso em questão e qual a melhor abordagem (anterior/posterior, frente ou costas). Estas decisões são baseadas no histórico médico da paciente, sintomas e exames complementares (raio-X, ressonância magnética, etc...). A cirurgia é feita de forma a compensar a excessiva curvatura das vértebras lombares.

Este procedimento deve ser evitado, uma vez que a zona a operar é uma zona de bastante importância anatómica e fisiológica para o bom funcionamento de todo o corpo.

Capítulo 4

4. Desordens do pavimento pélvico

O conhecimento da disfunção do pavimento pélvico deve ser aprofundado, através de um estudo intensivo e de uma avaliação dos princípios anatómicos que definem o suporte do pavimento pélvico nas mulheres, a fim de auxiliar nas medidas terapêuticas e cirúrgicas para a sua correção [52].

A lesão nas estruturas que constituem o pavimento pélvico, (ou até mesmo se a ligação entre elas for fraca) gera uma maior propensão por parte da mulher para sofrer diferentes condições significativas de patologias pélvicas; incontinência urinária e fecal, prolapso dos órgãos pélvicos e até disfunções sexuais [52,53].

As causas das disfunções do pavimento pélvico são, na sua maioria, desconhecidas, no entanto existem determinados fatores de risco que podem estar a contribuir para essas condições; o passado obstétrico, história uro-ginecológica, alterações atróficas na zona urogenital e doenças relacionadas com o aumento da pressão intra-abdominal, tais como a obesidade, constipação crónica e doenças associadas à tosse persistente [5].

4.1 Prolapso dos órgãos pélvicos

O prolapso dos órgãos pélvicos (POP) é uma patologia que afeta uma grande parte da população feminina e refere-se à perda de suporte dos órgãos pélvicos levando a uma descida total ou parcial, de um ou mais compartimentos através da vagina ou do ânus (zona posterior à mesma) [54].

A causa para o prolapso genital pode ser o resultado de um conjunto de múltiplos fatores que acabam por levar à perda do suporte pélvico, cuja sua posição normal é mantida por uma interação entre o músculo levantador do ânus, vagina, tecido conjuntivo e nervos. Entre as principais causas para esta patologia destacam-se: o parto, o envelhecimento, a alteração de colagénio, elastina, músculo liso da vagina e tecidos do pavimento pélvico, o aumento do peso corporal, estado hormonal e o aumento crónico da pressão intra-abdominal que resulta num estiramento crónico do pavimento pélvico (como é o caso da tosse crónica e obesidade) [52,55].

Os vários tipos de prolapso podem ser agrupados de acordo com a estrutura que decaí através da vagina e dependendo do segmento afetado. O prolapso pode ter origem na parede vaginal; anterior, posterior ou apical, ou envolver outros órgãos em simultâneo [56].

Tabela 4.1 - Tipos de prolapso e a sua definição.

Prolapso	Terminologia	Definição
Parede vaginal anterior	Uterocelo	Prolapso da uretra, quando combinado com o prolapso da bexiga dá-se o nome de uretrocistocelo
	Cistocelo	Prolapso da bexiga. É muitas vezes acompanhada pelo prolapso da uretra
Parede vaginal posterior	Retocelo	Prolapso total ou parcial do reto, criando uma proeminência por fraqueza dos tecidos entre o reto e a vagina
	Entero-celo	Formação de uma hérnia constituída por uma porção do intestino delgado e perda de suporte do mesmo
Prolapso vaginal apical	Histocelo	Prolapso uterino devido à perda de força e capacidade dos ligamentos na parte superior da vagina
Prolapso com envolvimento de outros órgãos	-	Prolapso de vários órgãos ao mesmo tempo

O pavimento pélvico compreende vários tipos de tecidos que interatuam de forma a providenciar o suporte e manter a função fisiológica normal do reto, vagina, uretra e bexiga. Isto significa que basta existir uma falha em algum tipo de tecido do pavimento pélvico para se desenvolverem condições favoráveis ao prolapso [33].

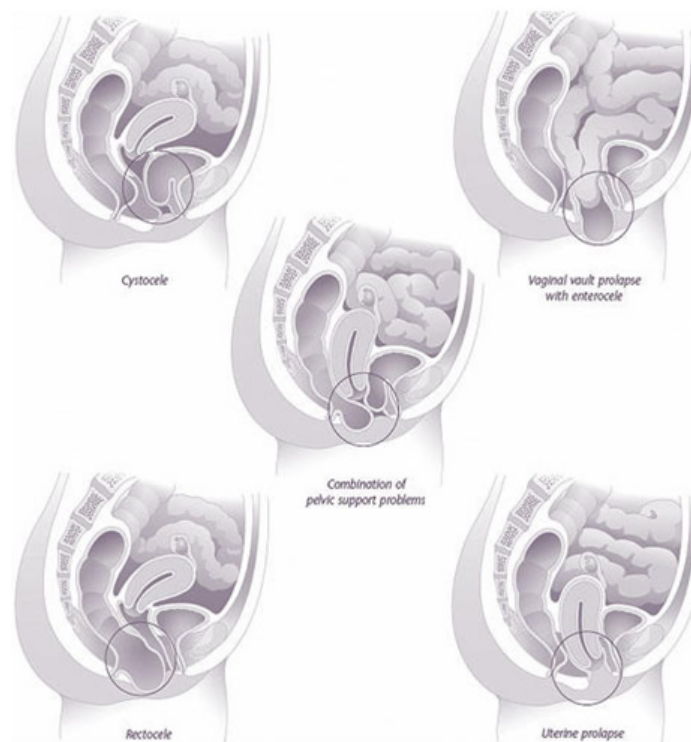


Figura 4.1 - Representação do prolapso dos órgãos pélvicos.

4.1.1 Epidemiologia

Estima-se que cerca de 11% das mulheres ao longo da sua vida necessitem de correção cirúrgica. No entanto a cirurgia não se mostra eficaz em todos os casos, uma vez que 30% das mulheres submetidas a operação tendem a ser re-operadas devido à reincidência do prolapso ou a complicações que surgem no pós-operatório [57,58].

Apesar do fato de que o prolapso dos órgãos pélvicos ser uma das indicações mais usuais para a cirurgia ginecológica, os estudos epidemiológicos da incidência e prevalência deste transtorno são raros [33]. A maioria dos dados disponíveis relativamente à incidência do prolapso do órgão pélvico são restritos a estudos de intervenção cirúrgica ou a outros bancos de dados semelhantes para identificar o prolapso tratado cirurgicamente.

No entanto existem já alguns estudos que nos trazem informações pertinentes para este estudo [52,55,67]:

- O prolapso ocorre com maior frequência no compartimento anterior, seguido do compartimento posterior e por fim no compartimento apical.
- Existe, uma propensão genética para o prolapso de órgãos pélvicos (POP) sendo este mais predominante nas mulheres de raça negra.
- Existe um aumento do risco associada ao POP com o envelhecimento e o aumento da paridade da mulher.
- A obesidade nas mulheres pode aumentar em 1,5 vezes o risco de ocorrência de prolapso uterino.
- As mulheres que já foram submetidas a uma histerectomia têm um risco acrescido para desenvolvimento de POP. Estudos revelam que, se o procedimento for feito para tratamento de POP, a ocorrência de outro tipo de POP é cerca de 12% contra 1,8 % de uma histerectomia para tratamento de outras patologias.
- Mais de 200.000 procedimentos de prolapso de órgãos pélvicos são realizados anualmente nos EUA.

4.1.2 Técnicas de diagnóstico

A perda de suporte vaginal ou uterino em mulheres que mantêm uma rotina de consultas ginecológicas regular é observada em até 43 a 76% das pacientes, em que desta percentagem, 3-6% apresentam uma decaída dos órgãos pélvicos que ultrapassa o hímen [56].

O diagnóstico do prolapso é feito quando as mulheres apresentam sintomas sugestivos desta patologia, sendo que por norma, um exame ginecológico de rotina é suficiente para se detetar o problema. Já a necessidade de recorrer a exames auxiliares, depende, em grande parte dos sintomas associados [56].

Apesar de existirem mulheres assintomáticas, no que diz respeito a pequenos prolapso, existem outras cujo incómodo e desconforto é considerável. Os sintomas do POP podem-se manifestar de diferentes formas [59]:

- Sensação de pressão, desconforto e dor pélvica, podendo, no entanto, diminuir ou desaparecer com a mulher na posição deitada;
- Sintomas urinários, em que as mulheres se podem queixar de incontinência urinária ou dificuldade no início da micção, dependendo do grau de prolapso presente no cistocelo,

uretrocelo e prolapso uterino, podendo também levar a um aumento da frequência urinária;

- Sintomas intestinais, que podem causar dor, pressão e dificuldade de excreção intestinal ao formar-se uma “bolsa”, mesmo acima do esfíncter anal, no retocelo;
- Problemas em ter relações sexuais, podendo o prolapso causar dor por irritação dos tecidos vaginais e ainda transtornos psicológicos.

Uma vez que a gravidade dos sintomas pode, por vezes, não estar relacionado com a gravidade das alterações anatómicas das mulheres, os exames uroginecológicos devem assegurar alguns aspetos de forma a obter uma avaliação mais correta; definir a gravidade do defeito máximo do suporte anatómico, avaliar a função muscular pélvica e detetar a presença de possíveis úlceras no epitélio ou mucosa dos órgãos prolapsados [55]. Este último aspeto torna-se importante quando o prolapso ultrapassa o hímen por uma diferença considerável. Nestes casos, a vagina, o colo uterino ou até mesmo, ambos, podem ficar hipertrofiados, e desenvolver deteriorações. Por isso é necessário que sejam feitos exames bianuais de forma a prevenir e controlar este estado avançado do prolapso [55].

Os exames pélvicos complementares são feitos com a paciente em esforço de forma definir a extensão do prolapso e estabelecer quais os segmentos da vagina afetados (anterior, posterior ou apical). Geralmente, a avaliação por radiografia de contraste ou a ressonância magnética dinâmica, descrevem a localização dos defeitos de suporte pélvico antes de se avançar para o reparo cirúrgico, no entanto existem outros recursos que ajudam os cirurgiões a seleccionar o melhor método a utilizar na cirurgia de correcção do prolapso; a ressonância magnética vai permitir obter uma imagem detalhada e em três dimensões do pavimento pélvico, a ecografia é usada para excluir patologias uterinas, vesicais ou renais, testes de avaliação do tônus muscular que avaliam a contracção mínima do pavimento pélvico e dos músculos dos esfíncteres em repouso, sendo também utilizado para o estudo dos músculos e ligamentos de suporte do útero, recto e bexiga [59].

A classificação e quantificação do prolapso através dos exames físicos é necessária para o sucesso do tratamento cirúrgico e embora existam vários sistemas de classificação de prolapso, em 1972 [55], foi proposto um método para classificar o suporte vaginal através dos exames físicos realizados durante uma manobra de esforço. Nesses exames eram avaliadas as posições da parede vaginal anterior, posterior e apical, examinando cistocelos, rectocelos, enterocelos e prolapsos uterinos que posteriormente eram graduados de acordo com a sua posição relativamente à do hímen.

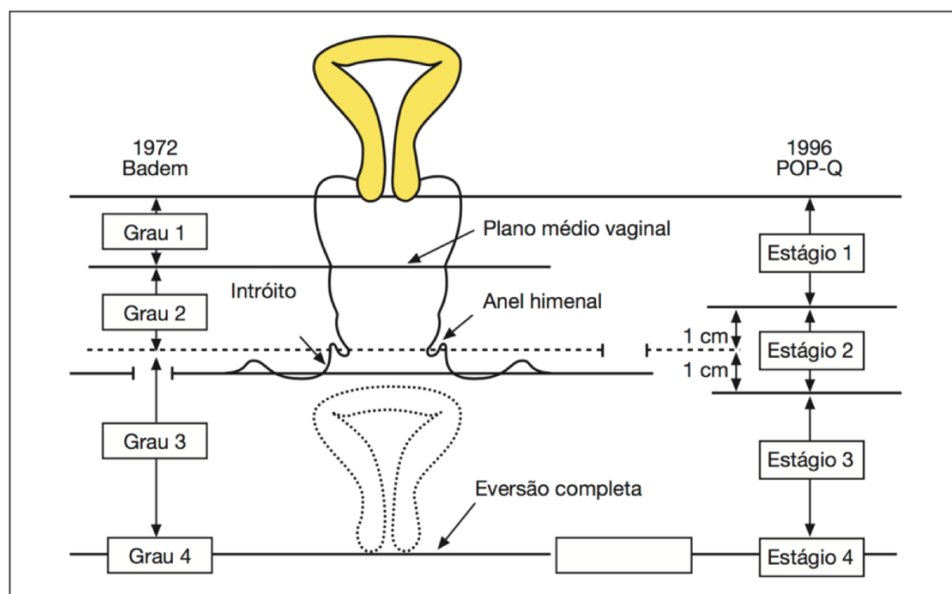


Figura 4.2 - Método de Badem comparativamente ao Pelvic Organ Prolapse Quantification (POP-Q) para avaliação e classificação do prolapso dos órgãos pélvicos.

Desde 1996, utiliza-se a classificação; *Pelvic Organ Prolapse Quantification* (POP-Q), que constitui atualmente o método mais reconhecido e padronizado pela *International Urogynecological Association* e pela *International Continence Society* [60]. A partir deste método pode-se classificar o prolapso conforme o seu grau de gravidade.

Tabela 4.2 - Definição dos graus de prolapso.

Grau	Definição
0	Sem prolapso
1	A porção mais distal do prolapso chega até 1 cm acima do nível do hímen
2	A porção mais distal do prolapso fica entre 1 cm acima e 1 cm abaixo do hímen
3	A porção mais distal do prolapso ultrapassa o hímen em 1 cm mas não há eversão da vagina
4	Eversão completa da parede vaginal

Apesar de todos os sistemas de classificação, não se chegou ainda a um consenso claro em relação ao nível de prolapso que representa uma variação do suporte pélvico considerada “normal” e o que representa um distúrbio, embora se assuma que quando o prolapso ultrapassa o hímen, já é clinicamente significativo.

Quando o prolapso é complexo ou recorrente, toda a investigação de diagnósticos e tratamentos é feita por um especialista, com abordagens especializadas para cada caso.

4.1.3 Tratamentos

Os tratamentos para o POP, devem ser aplicados unicamente a mulheres sintomáticas (podendo no entanto, existir algumas exceções). Para as mulheres que sejam assintomáticas ou que apresentem sintomas moderados, é aconselhado manterem consultas ginecológicas regulares, a não ser que surjam sintomas incomodativos [52,55].

As opções terapêuticas que existem hoje em dia, incluem o tratamento conservador e cirúrgico. Em relação à escolha do tratamento adequado para cada mulher, já vai depender da gravidade do prolapso, dos sintomas e do estado geral da paciente.

4.1.3.1 Tratamento conservador

O tratamento conservador é utilizado em mulheres cujo prolapso seja moderado ou que não pretendam submeter-se a cirurgia e estes devem ser realizados antes de se pensar em recorrer à cirurgia [14,55].

Dentro dos tratamentos conservadores podemos incluir:

- Consultas regulares;
- Alteração do estilo de vida, como por exemplo: a perda de peso e o tratamento da constipação para evitar a tosse, (fatores que vão permitir manter ou diminuir a pressão intra-abdominal, ajudando a evitar o prolapso);
- Fisioterapia - mais especificamente exercícios musculares para o pavimento pélvico, no sentido de prevenir, retardar e ajudar na recuperação pós-cirúrgica do prolapso dos órgãos, melhorando os sintomas associados;
- Uso de anéis e pessários - dispositivos inseridos no interior da vagina de forma restabelecer a posição anatomia correta e inicial dos órgãos prolapsados;
- Medicamentos - o uso de estrogénios, para prevenção e tratamento de úlceras no epitélio dos órgãos em mulheres que apresentem hipoestrogenismo.

Por definição, operar uma paciente assintomática não é sinónimo de melhorias nos seus sintomas e, mais grave ainda, pode resultar em efeitos colaterais, como é o caso da incontinência de stress. Por este motivo, estas pacientes devem ser encorajadas a ter um tratamento conservador. Este tipo de tratamento impede que o prolapso agrave, alivia os sintomas e pode também servir como meio para que uma futura cirurgia seja adiada.

4.1.3.2 Tratamento cirúrgico

Quando as medidas providenciadas pelos tratamentos conservativos não são suficientes para resolver a disfuncionalidade do POP, recorre-se a tratamentos cirúrgicos.

Como já foi referido anteriormente, estima-se que cerca de 11% das mulheres tenham de passar pela cirurgia reconstrutiva para o POP durante a sua vida e dessa percentagem, 30% venham a sofrer de um prolapso recorrente, o que requer que se submetam a uma segunda operação devido a complicações no tratamento cirúrgico ou depois dele [57]. Como consequência desta elevada percentagem de recorrências, tem-se verificado, ao longo da última década, a introdução de novas técnicas, no sentido de aumentar a durabilidade dos tratamentos, minimizar os riscos, melhorar a recuperação das cirurgias e reduzir as reincidências de POP no pós-operatório [54,61].

O objetivo do tratamento cirúrgico do POP passa, não apenas por restaurar a anatomia dos órgãos, mas também o seu funcionamento e possibilidade de continuar a atividade sexual, existindo uma variedade de procedimentos para correção do prolapso cujos principais princípios se podem separar em dois tipos: cirurgia reconstrutiva e cirurgia obliterativa [55].

A cirurgia reconstrutiva tem como finalidade, restaurar e otimizar a anatomia de cada compartimento, mantendo as funções sexuais e melhorando os sintomas. Esta cirurgia pode ser

realizada por via vaginal ou abdominal e ambas podem ser igualmente eficazes. A cirurgia obliterativa atua de forma mais invasiva, encerrando de vez o canal vaginal.

As técnicas mais invasivas envolvem maiores incisões cirúrgicas e uma maior incidência de disfunções pós-cirúrgicas (7-35%). Por exemplo, em procedimentos cirúrgicos muito próximas da bexiga (reparação de um rectocelo) verifica-se um risco de 13% de se desenvolverem anormalidades na retenção urinária [62]. Para evitar as complicações após intervenção cirúrgica, existem várias técnicas minimamente invasivas que são vastamente utilizadas:

No tratamento cirúrgico reconstrutivo do prolapso, é cada vez mais frequente a utilização de redes. O uso destas redes possibilita o suporte permanente dos tecidos pélvicos que estejam enfraquecidos, reforçando ou substituindo o tecido natural e podem ser de origem sintética ou biológica [55]. Como materiais biológicos naturais, são usados tecidos da fáscia lata ou do reto abdominal, existindo ainda os enxertos alográficos, que provém de uma fáscia cadavérica humana e os xenoenxertos que podem ser derivados da pele ou mucosa do intestino delgado. Dentro das redes sintéticas, existem as absorvíveis (poliglactina) e não absorvíveis (polipropileno, poliéster, politetrafluoretileno e polietileno) [63].

A implantação das redes sintéticas vai influenciar o desempenho e a taxa de complicações, sendo por isso necessário um conhecimento profundo das propriedades, como a porosidade, elasticidade, flexibilidade, revestimento e tamanho dos poros, antes da sua utilização. As redes de polipropileno são as mais utilizadas na correção do prolapso genital, e têm uma eficácia entre os 70%-100% [64]. Na maior parte dos casos, e em qualquer das abordagens escolhidas os resultados serão muito melhores com o recurso ao uso de próteses - redes - que reforçarão os tecidos, criando novos ligamentos e actuando como uma plataforma para o crescimento de novo tecido.

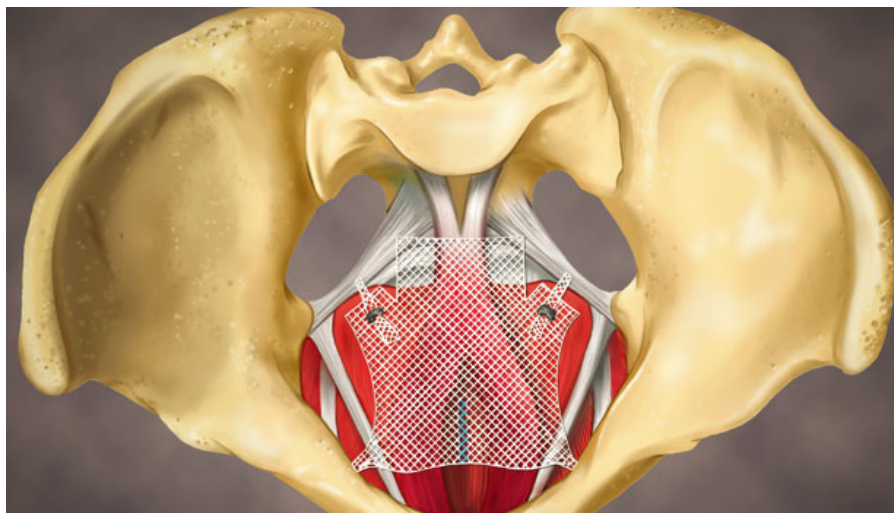


Figura 4.3 - Localização da colocação de redes no procedimento cirúrgico do POP.

4.2 Incontinência urinária e incontinência fecal

A incontinência urinária (IU) é uma situação patológica que resulta da incapacidade em armazenar e controlar a saída da urina. É caracterizada por perdas urinárias involuntárias que se apresentam de forma muito diversificada, desde fugas muito ligeiras e ocasionais, a perdas

mais graves e regulares. Segundo Mascarenhas T. et al [55], existem vários tipos de incontinência urinária, classificadas conforme os sintomas que as mulheres apresentam, sendo estas três, as mais frequentes - incontinência urinária de esforço (IUE), incontinência urinária por urgência (IUU) e incontinência urinária mista (IUM).

A IUE está associada a perdas involuntárias quando há um aumento da pressão intra-abdominal, na execução de diversas atividades como tossir e atividades físicas, ocorrendo o aumento da pressão intra-vesical em relação à pressão uretral. A IUU é definida como a vontade forte e inadiável de urinar, podendo ocorrer uma perda involuntária de urina, quando a vontade é contrariada. Pode estar associada a causas neurológicas, mas também a alterações de contração do detrusor. Por último, a IUM provém da combinação dos sintomas da IUE e da IUU.

A **incontinência fecal (IF)** caracteriza-se pela incapacidade de controlar a libertação de gases ou fezes e é classificada de acordo com os sintomas, tal como a IU. Clinicamente existem três tipos de IF; incontinência fecal passiva (IFP) na qual existe descarga involuntária e inconsciente de fezes ou gases, incontinência fecal de urgência (IFU) na qual ocorre descarga de matéria fecal apesar das tentativas ativas para reter os conteúdos intestinais e incontinência fecal mista (IFM). A IFP relaciona-se com uma disfunção do esfíncter anal interno e, por outro lado, a disfunção do esfíncter anal externo é responsável pela IFU. A IFM ocorre quando se verificam condições sintomáticas características tanto da IFP como da IFU [65].

4.2.1 Epidemiologia

Ambas as incontinências - urinária e fecal - são doenças não fatais, no entanto podem comprometer a vida das mulheres em muitos aspetos, reduzindo a sua qualidade de vida. A epidemiologia destas disfunções pélvicas permite estudar a incidência, de acordo com a população, espaço e tempo. Hunskaar et al [66], preocuparam-se em estudar a evolução da epidemiologia da incontinência urinária e fecal, por comparação entre estudos de diferentes autores realizados até à data.

Incontinência urinária

A estimativa da prevalência da incontinência urinária, não tem estudos epidemiológicos muito definidos, existindo uma grande variabilidade de resultados dependendo dos diferentes tipos de definição, desenho e metodologia alvo de cada estudo. No entanto, a IU é um problema de saúde pública comum na população em geral e atinge cerca de 25% a 45% da população, sendo que atualmente, 33% das mulheres, com mais de 40 anos apresentam sintomas da doença, segundo dados da Associação Portuguesa de Urologia. A prevalência de IU é mais elevada em determinados subgrupos da população, como é o caso das mulheres institucionalizadas em residências de terceira idade, mulheres grávidas e mulheres de raça caucasiana [66]. O tipo de IU mais frequente de todos é a incontinência urinária de esforço IUE, sendo relativamente comum entre as mulheres com mais de 40 anos, com uma taxa de incidência que varia dos 7 aos 56% [67,68]. A IU é mais frequente em mulheres que estão em fase pós-menopausa do que as que estão em pré-menopausa. Um índice de massa corporal muito elevado, superior a 40, corresponde a 4 e 2 vezes mais probabilidade de desenvolver, respetivamente, incontinência urinária de esforço e incontinência urinária de urgência. E por fim, a incontinência urinária está intimamente associada com o prolapso genital, prevalecendo em 50% das mulheres com mais de um filho.

Incontinência fecal

Existem vários mecanismos que conjugadamente contribuem para a normal continência fecal: a motilidade intestinal, o volume e a consistência fecal, o grau de consciência mental, o tónus esfíncteriano anal e a integridade da inervação neuronal. A incontinência surge geralmente após uma lesão traumática esfíncteriana, sendo raros os casos de etiologia congénita.

É difícil avaliar a verdadeira prevalência de incontinência fecal na população, sendo referidos valores de 1,4 a 20% para o grupo etário com idade superior a 40 anos [69,70]. Os estudos clínicos têm demonstrado que a incontinência fecal é mais frequente nas mulheres, mas em vários trabalhos epidemiológicos não se confirmou existir essa diferença nos dois sexos [65]. Sabe-se que na mulher predomina o trauma obstétrico, podendo existir lesão esfíncteriana em 35% das parturientes após o parto normal, embora só em menor percentagem surjam sintomas de incontinência [71]. Os principais fatores de riscos são a disfunção do nervo pudendo e do esfíncter anal após um grande trauma obstétrico (parto vaginal).

4.2.2 Técnicas de diagnóstico

Incontinência urinária

Para o diagnóstico da incontinência urinária é importante fazer um levantamento do historial clínico da doente e a descrição, por parte da mesma, das características e frequência em que ocorre a perda da urina.

A avaliação da IU é feita através de testes específicos que comprovam o diagnóstico, descartando outras patologias associadas, tais como a infeção urinária, fístula, divertículo uretral, perturbação neuromuscular e disfunções do pavimento pélvico. Estes testes incluem uma série de medidas primárias para além das que já se encontram referidas inicialmente - teste de esforço, teste do penso e mobilidade da uretra - e medidas secundárias - exame urodinâmico completo, cistoscopia, cistografia, testes neurofisiológicos e ultra sonografia abdominal e pélvica, de forma a definir quais os sintomas associados, obter um diagnóstico correto e avaliar a sensibilidade, a tonicidade do esfíncter e integridade do arco reflexo através dos testes neurofisiológicos [56,72]. A imagiologia médica, em especial a ecografia e radiografia e são cada vez mais recorrentes na investigação uroginecológica e a ressonância magnética tem um papel cada vez mais importante na interpretação de casos mais complicados [55].

Incontinência fecal

O diagnóstico da incontinência fecal começa na história clínica detalhada das pacientes, sendo possível diagnosticar a gravidade da doença, abordando as possíveis causas, frequência, severidade e duração dos episódios, bem como o impacto que causa na qualidade de vida das mulheres. Para se conseguir apurar a gravidade da IF com clareza de forma a iniciar um tratamento adequado, o historial clínico da paciente deve incluir informações relativas a data de início da incontinência, consistência das fezes, dieta, cirurgias prévias, incontinência urinária, lesões vertebrais, história obstétrica, entre outros.

O exame físico é feito de forma a complementar o historial clínico. Deve ser detalhado e dirigido às estruturas suspeitas uma vez que a incontinência fecal pode ser resultado de outras condições patológicas. Dentro dos principais exames físicos, podem-se incluir o exame digital do reto (no qual é possível ter a percepção do tónus dos esfíncteres interno e externo, do com-

primento do canal anal do ângulo anorretal, da força do músculo anal e da elevação do peritônio durante a contração voluntária), a inspeção do períneo (onde se procura detetar a presença de matéria fecal, hemorroidas, dermatites, escoriações, cicatrizes, defeitos musculares, existência de um gap anal ou a ausência das rugas perianais), exames neurológicos (de forma a testar a sensibilidade perianal e os reflexos cutâneos anais), protoscopia e rectossigmoidoscopia [73].

No caso de o historial clínico não ser suficiente, existem vários exames médicos complementares que permitem obter uma correta avaliação da incontinência fecal ao mesmo tempo que contribuem para uma decisão terapêutica. Os exames complementares podem ser a colonoscopia, proctoscopia, testes a fezes, testes respiratórios, infusão salina, manometria anorretal, técnicas de electrossensibilidade da mucosa anal, testes de sensibilidade térmica, imagiologia do canal anal e técnicas de electroestimulação nervosa [74,75].

4.2.3 Tratamentos

O tratamento da incontinência urinária e fecal, dependem do tipo de incontinência, da gravidade e da causa subjacente, podendo ser necessário recorrer à combinação de mais que um tipo de tratamento.

4.2.3.1 Tratamento conservador

Em ambas as patologias, é necessário priorizar os tratamentos conservadores antes de se avançar para o tratamento cirúrgico. O tratamento conservador tem como vantagem, ser simples, seguro, apresentar um baixo risco de efeitos adversos e não limitar outras opções terapêuticas que possam ser pensadas.

No tratamento conservador para a **incontinência urinária** estão incluídos [55]:

- Alteração do estilo de vida (redução de peso, diminuição de substâncias consideradas irritantes vesicais, redução de esforços físicos, entre outros...). Para a IUU o tratamento passa pela administração de fármacos que contenham substâncias anti-colinérgicas de forma a evitar a contração vesical e exercícios fisioterapêuticos.
- Fisioterapia tendo como objetivo a reeducação do músculo do pavimento pélvico (MPP) (esta intervenção é considerada eficaz e de baixo risco, devendo ser considerada antes de outras intervenções [47]. Os exercícios de reeducação do MPP podem ser realizados sozinhos ou em associação com o *biofeedback*;
- *Biofeedback* (digital, visual, pensos vaginais) ferramenta de ensino para que a paciente compreenda e edetuar uma contração máxima do pavimento pélvico corretamente;
- Estimulação elétrica e magnética do nervo pudendo, após introdução de um eletrodo anal ou vaginal que permite o fortalecimento do MPP;
- Dispositivos anti-incontinência externos que ocluem mecanicamente a uretra, elevando e suportando o colo visceral;
- Produtos de contenção de incontinência (pensos, fraldas e resguardos);
- Medicinas complementares ou alternativas.

No tratamento da **incontinência fecal**, as medidas conservadoras que existem são semelhantes às medidas adotadas para a incontinência urinária, uma vez que ambas as patologias são relativas a falhas que se dão nos respetivos esfíncteres.

As patologias com sintomas moderados podem ser tratadas de forma simples, com o recurso a fármacos obstipantes, mudanças dos hábitos alimentares e consultas regulares de forma a controlar a incontinência. Noutras situações, poderão estar indicados os exercícios para fortalecimento dos músculos do pavimento pélvico através da electro-estimulação ou pela realização de *biofeedback* como acontece na incontinência urinária [65].

4.2.3.2 Tratamento cirúrgico

Quando as medidas conservadoras não proporcionam um alívio sintomático adequado, a cirurgia é frequentemente a única opção disponível no sentido de melhorar a qualidade de vida da paciente [55].

O tratamento cirúrgico é feito através da reparação esfinteriana e dentro das opções cirúrgicas que existem, tanto para a incontinência urinária de esforço como a fecal, as mais conhecidas e utilizadas são:

A colocação de *slings* (uma espécie de fita adesiva) em torno da uretra que são posteriormente fixadas na parede abdominal. Esta técnica permite a elevação da uretra para a sua posição anatómica normal e que a pressão necessária para a retenção urinária se mantenha estável. Os *slings* utilizados podem ter origem em vários materiais: autólogos, de origem animal ou cadavérica e sintéticos. As infeções urinárias e desordens intestinais representam as complicações mais frequentes associadas a este tipo de intervenção.

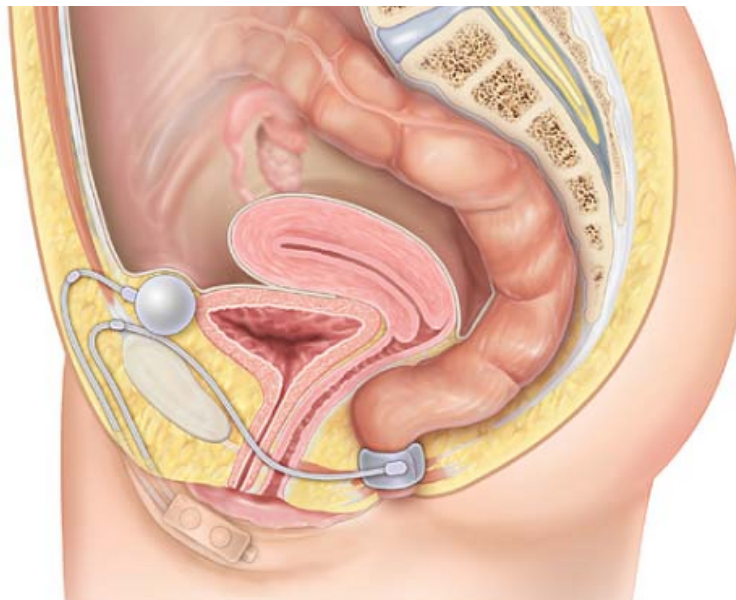


Figura 4.4 - Representação esquemática do uso de esfíncteres artificiais para tratamento da incontinência fecal.

Uso de esfíncteres artificiais quando a causa da incontinência tanto urinária como fecal tem origem na disfuncionalidade dos esfíncteres. O objetivo deste tipo de dispositivos é compensar a insuficiência uretral mimetizando o esfíncter normal. Fornece uma pressão pré-determinada que mantém os esfíncteres fechados [62]. No caso da incontinência fecal existem três opções

cirúrgicas que espelham a possibilidade do reparo esfíncteriano - esfíncteroplastia - ou de substituição do esfíncter anal - esfíncter artificial e neuromodelação sacral (também utilizado na incontinência urinária). A neuromodelação sacral estimula as raízes sagradas pela implantação de um neuroestimulador. Este tratamento considera-se eficaz e minimamente invasivo, apresentando uma melhoria de 50% nos sintomas em cerca de 80% das pacientes com este implante [55].

Capítulo 5

5. Biomecânica da lordose lombar e pavimento pélvico

A biomecânica é descrita como sendo a ciência que estuda as forças internas e externas que atuam no corpo humano e os efeitos por elas produzidos [76]. A biomecânica externa estuda as forças físicas que atuam sobre os corpos enquanto a biomecânica interna estuda a mecânica e os aspetos físicos e biofísicos das articulações, ossos e tecidos moles.

A evolução do conhecimento na área da biomecânica da lordose lombar tem permitido uma melhor compreensão das funções desta estrutura, condições patológicas associadas e na melhoria dos tratamentos terapêuticos atualmente usados.

5.1 Biomecânica da lordose lombar

A coluna vertebral é uma estrutura tipicamente mecânica cuja biomecânica diz respeito ao comportamento mecânico desta estrutura de suporte quando sujeita a cargas fisiológicas ou cargas originadas por fatores externos.

Como principal estrutura portadora de carga do sistema musculoesquelético humano, a coluna comporta três funções biomecânicas fundamentais:

- Garantir a transferência de carga ao longo da coluna vertebral sem instabilidade;
- Permitir mobilidade e flexibilidade fisiológicas suficientes;
- Proteger a medula espinal de forças e movimentos traumáticos.

A lordose lombar, por se situar numa zona “crítica” da coluna vertebral, tem um papel essencial nestas funções: acarreta com as cargas, forças e momentos de maior intensidade e maior mobilidade ao mesmo tempo, o que faz com que a lordose lombar acabe por se tornar numa estrutura mecânica muito complexa [18].

5.1.1 Cargas que atuam na lordose lombar

As cargas que atuam na coluna encontram-se divididas em: cargas fisiológicas e traumáticas. As cargas fisiológicas são as que se encontram associadas à atividade normal e comum da coluna

e subdividem-se em: cargas a curto prazo (flexão e extensão), cargas a longo prazo (posição sentada e em pé), cargas repetidas ou cíclicas (marcha e caminhada) e cargas dinâmicas (corrida e salto). As cargas traumáticas são as que ocorrem subitamente, acidentalmente e com grande amplitude (fortes impactos). Estas cargas são classificadas quanto à sua origem; gravidade do impacto, músculos que afetam, etc.

Segundo Nachemson (1981) [77], a carga compressiva dos músculos pode dobrar a carga relativa de peso corporal, durante a postura relaxada ou sentada. No momento de levantamento de pesos quando uma pessoa se inclina para a frente, os músculos das costas geram forças de tração muito altas de forma a equilibrar os efeitos da carga da parte superior do corpo com ação vertical e devido a essa grande força de tensão exercida nos músculos das costas, a coluna lombar é submetida a uma alta compressão. Os ligamentos da lordose lombar ajudam a suportar as forças de alta tensão ao serem esticados, uma vez que se tratam de tecidos passivos sem a capacidade de se contraírem. Estes ligamentos armazenam energia elástica, que ajuda a libertar os músculos das tensões a que são sujeitos.

A pressão intra-abdominal é também um fator de alívio das cargas exercidas uma vez que, por norma, diminui a compressão espinal devido à atividade muscular do abdómen. O aumento da pressão intra-abdominal aumenta a estabilidade da coluna vertebral.

As cargas ergonômicas (interação da pessoa com outros objetos pesados) são as que mais afetam a lordose lombar. Ao levantar e segurar pesos, a lombar é submetida a uma alta carga compressiva (dependendo da distância horizontal da carga à coluna lombar). Vibrações a longo prazo e efeitos cíclicos podem aumentar a compressão na lordose lombar, o que leva a mudanças estruturais e efeitos de fadiga no tecido de discos e vértebras. Apesar de os músculos ajudarem a aliviar a coluna de cargas e movimentos excessivos prejudiciais, esta proteção só funciona se o sistema nervoso tiver tempo suficiente para ativar os músculos.

5.1.2 Forças internas que surgem na coluna lombar

A principal força interna que atua na lordose lombar é a **força normal compressiva** que atua perpendicularmente ao plano médio dos discos, causando elevada compressão. Esta força é acompanhada por forças de corte sagitais que atuam no mesmo plano, causando a inclinação dos discos entre si. Os momentos que causam a flexão/extensão para frente/para trás e a flexão lateral da coluna são os momentos sagital e lateral de flexão, respectivamente; e o componente que faz com que a coluna gire em torno de seu eixo maior é o torque ou momento torsional, sendo que o valor limite para que este movimento exista sem que se verifiquem danos na coluna é de 6 a 12 Nm. O limite superior do torque, testado *in vivo*, que pode provocar danos, está compreendido entre os 15 a 30 Nm.

A força compressiva a que a lordose lombar está sujeita depende da postura e do peso corporal superior (cabeça, tronco e membros). Em pé, esta força chega a atingir cerca de 55% a 60% do peso corporal total, ou seja, cerca de 400 N para um peso corporal padrão de 700 N.

Considerando que o disco lombossacral tem uma inclinação de aproximadamente 30° no plano horizontal, esta força compressiva pode ser decomposta numa força normal de 350N e uma força de corte sagital de 200N. Durante a flexão para a frente e o peso de elevação, a magnitude das forças de compressão aumenta e a força de corte é maior na parte lombar inferior devido à sua maior inclinação.

Em relação à força de tração, existem apenas alguns resultados de alongamentos medidos da coluna vertebral humana em tensão cêntrica pura, uma vez que as deformações de tração são analisadas quando associadas à flexão e extensão [78]. No entanto, sabe-se que a força de tração é responsável por causar o alongamento dos discos, sendo também uma força normal que atua perpendicularmente ao plano médio dos mesmos.

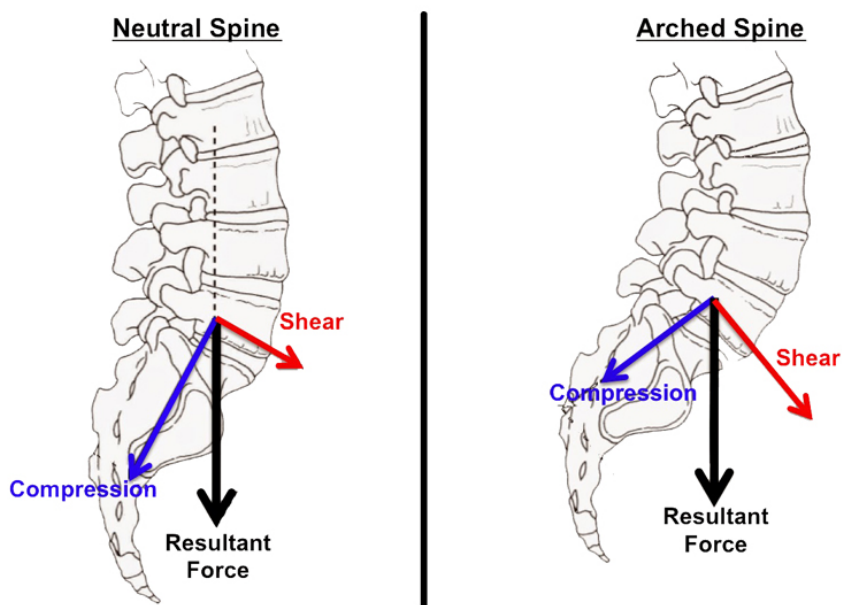


Figura 5.1 - Representação da influência que a curvatura excessiva da lordose lombar provoca na distribuição das forças descendentes.

5.1.3 Mobilidade da coluna lombar

O intervalo de mobilidade da coluna lombar pode ser medido quer *in vitro* como *in vivo*.

Os movimentos da lordose lombar são representados por um sistema de coordenadas espacial, que se encontra relacionado com os planos anatómicos do corpo humano. Estes movimentos estão divididos em seis componentes: três deflexões e três rotações. Os movimentos fisiológicos da coluna vertebral são a flexão (movimento do tronco para a frente) e extensão (movimento do corpo para trás) no plano sagital, a flexão lateral no plano frontal e a rotação em torno do longo eixo da coluna vertebral.

De forma a caracterizar a mobilidade da lordose lombar, os movimentos são definidos por três parâmetros:

- (1) zona neutra - na qual a coluna não apresenta resistência;
- (2) zona elástica - na qual a resistência atua;
- (3) amplitude de movimento - que representa a soma das duas últimas zonas.

A posição ereta é a posição de referência.

A amplitude de movimento de um segmento lombar, em regra, é de cerca de 12-16° para flexão/extensão, aumentando progressivamente de L1-L2 para L4-L5; para a flexão lateral é cerca de 6° e cerca de 2° para torção axial. Na zona neutra, a amplitude é de cerca de 2-3° para todos os movimentos fisiológicos [18].

No movimento de flexão a vértebra superior desliza para a frente e o núcleo pulposo para trás tendo uma amplitude articular total de 0° a 90° . Na extensão passa-se o inverso da flexão e a amplitude articular vai de 0° a 35° . A inclinação lateral faz com que a vértebra superior se incline para o lado onde se forma a concavidade e o núcleo pulposo para o lado da convexidade. A amplitude articular está entre os 0° a 40° [79]. Estes movimentos de flexão, extensão e inclinação lateral, são muito limitados entre vértebras adjacentes, mas a soma da pequena mobilidade de cada segmento faz com que a coluna se mova em todas as direções [76].

Como é de esperar, a mobilidade da coluna está condicionada por um conjunto de vários fatores, sendo que o estado dos discos intervertebrais (geometria, rigidez, conteúdo fluido, degeneração e o agravamento do mesmo) é o de maior importância. Sabe-se também que quanto menor o diâmetro e maior a altura do disco, maior será a mobilidade e graças a esse fator, a região lombar apresenta maior mobilidade do que a região torácica.

São as curvaturas sagitais da coluna vertebral que determinam o normal equilíbrio do nosso corpo e alguns investigadores consideram estas curvaturas como sendo um dos principais fatores mecânicos que levam a alterações degenerativas de outras estruturas envolvidas [80]. Outros defendem que, sempre que se observar alguma patologia musculoesquelética na coluna vertebral, deve-se antes demais, determinar se a bacia se encontra com uma posição correta, devido ao facto de esta ser a grande distribuidora das forças originadas pelo tronco e membros superiores [80].

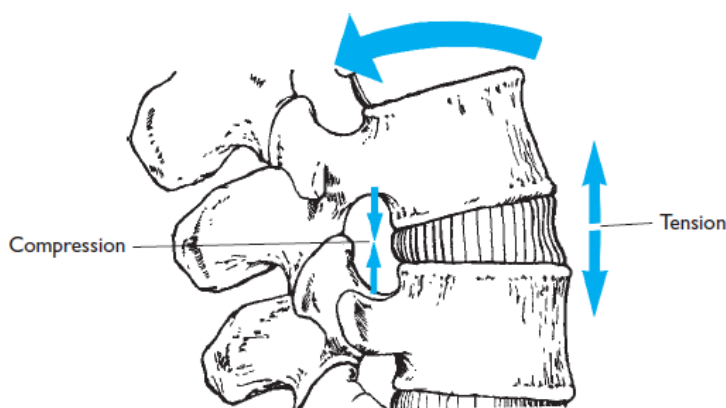


Figura 5.2 - Representação da mecânica das forças de tensão e compressão nas vértebras.

5.1.4 Biomecânica do disco intervertebral

Os discos intervertebrais proporcionam a transferência da força compressiva entre duas vértebras adjacentes e, ao mesmo tempo, permitem a mobilidade e a flexibilidade intervertebral. O arranjo das fibras de colágeno no anel fibroso é ideal para absorver as tensões geradas pelo estado de compressão hidrostática do núcleo pulposo na carga axial do disco, além disso, elas desempenham um papel importante na restrição da rotação axial da coluna. A rigidez compressiva axial é maior nas regiões externa e posterior do que nas regiões interna e anterior. A rigidez elástica é maior na parte anterior e posterior do que nas regiões lateral e interna. Assim, o anel interno próximo ao núcleo parece ser a área mais fraca do anel e a parte posterior externa, a região mais forte.

A coluna apresenta características viscoelásticas no momento de carga sustentada. Em compressão quase-estática, a fluidez do disco é 5-7 vezes maior que a deformação nas estruturas ósseas do segmento e por este motivo, o principal fator de viscosidade do segmento é o disco, mais precisamente, o anel do disco. No entanto, como é de esperar, a fluidez do disco depende do conteúdo fluido dele. Uma carga compressiva de 1200N, duante 3 horas, produz uma redução de 10% na altura do disco e um aumento de 5-13% no diâmetro sagital [81] principalmente devido à perda de fluido, semelhante à variação diurna, ou seja, o efeito do repouso noturno na recuperação de fluidos.

A capacidade de carga dos segmentos é influenciada principalmente pelo estado de degeneração do disco, sendo na degradação dos mesmos, por norma, que se inicia a degeneração da unidade funcional da coluna. Mudanças em qualquer propriedade de tecido do disco alteram a mecânica de transferência de carga e estabilidade de todo o segmento.

5.1.5 Biomecânica da unidade funcional da coluna vertebral

O comportamento mecânico da unidade funcional da coluna vertebral (FSU) depende das propriedades físicas de seus componentes, principalmente no comportamento do disco intervertebral, ligamentos e articulações facetárias. Nos segmentos lombares, a tolerância média de carga sob uma carga quase-estática é cerca de 5000 N para compressão, 2800 N para tensão, 150 N para tensão de corte e 20 Nm para rotação axial [78].

A flexibilidade da unidade funcional traduz-se na capacidade da estrutura se deformar em relação à carga aplicada, já a rigidez é a capacidade da estrutura resistir a uma deformação. A rigidez dos segmentos da coluna vertebral aumenta progressivamente da região cervical para a região lombar em todos os casos de carga. Na região lombar a rigidez é de aproximadamente 2000-2500 N/mm para compressão, 800-1000N/mm para tensão, 200-400 N/mm para lateral e 120-200 N/mm para tensão de corte anterior/posterior. A rigidez da coluna lombar depende da idade e degeneração das estruturas, sendo que quanto maior for o estado de decadência maior será a rigidez [18].

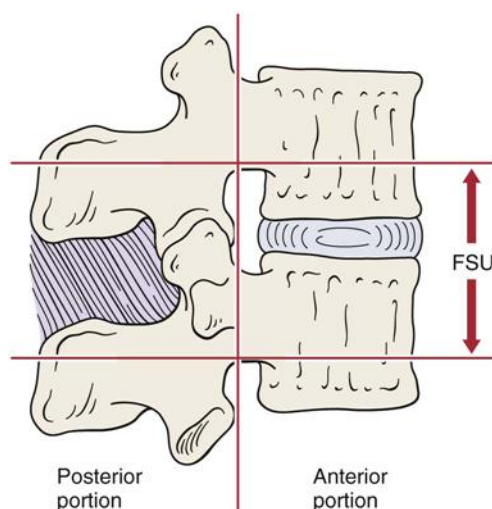


Figura 5.3 - Esquema representativo da unidade funcional da coluna.

A curvatura normal da coluna lombar, fornece proteção à cavidade pélvica em relação às forças diretas do abdómen superior e, portanto, é de esperar que as variações na curvatura da

coluna vertebral levem à alteração dessas forças descendentes, potenciando, muito possivelmente o desenvolvimento das disfunções do pavimento pélvico descritas anteriormente [6].

5.1.6 Influência da lordose lombar na distribuição da pressão intra-abdominal

O facto de a coluna lombar não possuir nenhum músculo eretor, faz com que o transverso do abdômen, em conjunto com o diafragma e os músculos do pavimento pélvico se tornem os grandes responsáveis pela manutenção da postura, sendo também responsáveis pelo aumento da pressão intra-abdominal [82]. A força que, posteriormente, é exercida devido à musculatura dos membros superiores, pode levar ao aumento da pressão intra-abdominal e ao aumento de lesões intradisciais (na coluna lombar). A pressão intra-abdominal (PIA) é a pressão no estado estacionário no interior da cavidade abdominal e a forma como esta pressão é distribuída sobre os músculos do pavimento pélvico, pode levar ao desenvolvimento de disfunções no mesmo. Em pacientes saudáveis os seus valores variam de 0 a 5 mmHg [83].

São já alguns, os estudos que avaliam a influência que a pressão intra-abdominal (PIA) tem na mecânica da coluna lombar [84,85,86].

Hodges et al. descobriu que a PIA aumenta a rigidez e estabilidade da coluna vertebral, no momento de extensão da lombar [85]

A Tyagi [83] avaliou a pressão intra-abdominal e seu efeito na função orgânica e na epidemiologia da hipertensão intra-abdominal.

Stokes I.A.F [84] verificou que o aumento do momento da extensão da coluna vertebral era atingido quando a pressão intra-abdominal aumentava, demonstrando padrões de ativação muscular que alcançam isso.

Arshad R. [82] através de um estudo de sensibilidade, mostrou como diferentes ritmos da coluna lombar e pressões intra-abdominais influenciam as forças de compressão e de corte, no disco L4-L5 e as forças musculares do tronco durante a flexão do corpo superior. Eles verificaram que sem pressão intra-abdominal, as forças de compressão ultrapassavam as cargas estimadas durante a fase posterior da inclinação do corpo superior.

No entanto, estudos que façam referência à influência que a alteração da lordose lombar tem, na distribuição da pressão intra-abdominal são ainda muito escassos, e essa falta de informação não permite chegar, ainda a nenhuma conclusão definida.

Sahinkanat T, et al. [5] concluíram que o ângulo da inclinação pélvica (IP) é mais importante do que o ângulo da lordose lombar relativamente ao desvio das forças intra-abdominais, para baixo, no sentido dos músculos do osso púbico e do reto abdominal, antes de chegarem ao pavimento pélvico. Contudo, concluíram também que tanto uma diminuição do ângulo de lordose, como um aumento do ângulo da inclinação pélvica, nas mulheres, pode resultar, numa maior quantidade de forças intra-abdominais exercidas sobre o pavimento pélvico.

A orientação sacral (OS) e a lordose lombar foram amplamente estudadas nos últimos anos através de exames de raios-x, o que levou à conclusão de existir uma forte correlação entre ambas.

Legaye et al. [87] e Vialle et al. [88] chegaram a um coeficiente de correlação de Pearson de $R = 0,86$ entre a OS e a LL máxima em indivíduos assintomáticos, usando raio-x. E Schmidt H. [88] verificou que a correlação entre SO e LL foi ligeiramente maior para os homens ($R^2: 0,79$, $p < 0,001$) em comparação com as mulheres ($R^2: 0,76$, $p < 0,001$). Além disso, concluiu que

a relação entre a orientação do sacro e a lordose lombar não é muito afetada pelas variações na postura de pé.

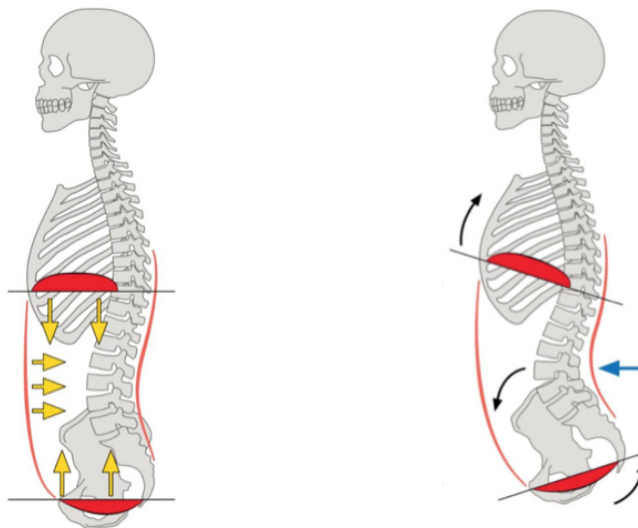


Figura 5.4 - Representação da influência da alteração da curvatura lombar nas forças intra-abdominais.

Meyer I. [90] tentou caracterizar a associação da hiper/hipopocifose e/ou lordose relacionada com a incontinência urinária (IU), incontinência fecal (FI) e POP em mulheres submetidas a avaliação da osteoporose. No entanto, concluíram que os ângulos espinhais torácicos e lombares não têm nenhuma relação significativa quando associados aos sintomas do pavimento pélvico em mulheres com osteoporose, exceto mulheres com IU de urgência.

Von-Lackum [50] postulou um aumento na tensão de corte na junção lumbo-sacral devido ao aumento do ângulo lordótico com a postura pobre concomitante e a tensão nas costas.

T. Fleming Mattox, et al. [6] avaliaram a relação entre a curvatura lombar e o prolapso do órgão pélvico, mais especificamente, a perda de lordose lombar ou a cifose pronunciada torácica. Com este estudo, estes investigadores concluíram, que a perda de lordose lombar, pode ser um fator de risco significativo no desenvolvimento do prolapso do órgão pélvico. Enquanto muitos estudos teóricos têm sido feitos sobre o papel das forças vetoriais da coluna vertebral exercidas no interior do abdômen, esses dados sugerem que uma curvatura anormal da coluna lombar, pode ser um fator contributivo para o POP em algumas mulheres.

5.2 Biomecânica do pavimento pélvico

A biomecânica do pavimento pélvico é fundamental para auxiliar na compreensão dos seus mecanismos e o que falha em cada um deles quando ocorrem as suas disfunções (referidas anteriormente). Os músculos do pavimento pélvico (MPP) formam a base da cavidade abdominal. São formados por um conjunto de fibras, que tem um papel essencial no suporte das estruturas intra-abdominais (como, não permitir a horizontalização do sacro), na manutenção da posição dos órgãos pélvicos e na manutenção da continência, através do controlo dos orifícios (abertura e fecho da uretra e ânus).

As propriedades biomecânicas podem ser diferentes, com base na localização anatômica. Na vagina, por exemplo, existem diferenças entre a parede vaginal anterior e posterior. Em mulheres que apresentem POP, verifica-se maior rigidez na região anterior em comparação com a parede vaginal posterior [91].

Dentro das fibras que compõe o MPP, temos as fibras tônicas (tipo I) e fásicas (tipo II). Com uma maior proporção de tônicas.

Norton et al. [12] encontraram uma maior proporção de colágeno mais fraco (colágeno tipo III) no tecido conjuntivo pélvico de mulheres com prolapso de órgão pélvico quando comparado com o de mulheres sem prolapso.

Sayer et al. [92] examinaram mulheres com duas condições patológicas - prolapso do colo vesical e IUE - com este estudo, mostraram que estas apresentavam uma alteração nas ligações entre as cadeias de colagénio na fáscia pubocervical quando comparadas com mulheres que apresentam apenas IUE.

A contração correta dos músculos gera uma abertura discreta dos ilíacos. Já a contração incorreta, deixa a LL baixa e o sacro sem nenhuma proteção muscular no momento do exercício. A ativação coordenada destes músculos é necessária para equilibrar as funções de continência e estabilidade lumbo-pélvica ao endurecer as articulações sacro-ilíacas e permite a adaptação dos órgãos a um aumento da pressão intra-abdominal, no momento da movimentação corporal [47].

Infelizmente, tal como acontece com a relação entre a LL e a sua influência na PIA, os dados que existem hoje em dia sobre a associação da curvatura anormal da lordose no suporte e função do pavimento pélvico (PF) são limitados, existindo apenas estudos para o prolapso dos órgãos pélvicos (POP) [90].

De acordo Stav et al. [93] maiores diâmetros de entrada e saída pélvica (tanto congênitos quanto biomecânicos) em mulheres incontinentes correspondem uma área maior do pavimento pélvico quando comparadas com mulheres continentas. Estes investigadores também concluíram que esta diferença estrutural resultará num alongamento e enfraquecimento do MPP, fáscias e ligamentos entre as mulheres incontinentes, com o avanço da idade. Este enfraquecimento resultará num esforço solto, profundamente côncavo - em forma de pavimento pélvico, com cadência de suporte às estruturas pélvicas.

Smith et al. [94] nos seus estudos, mencionaram que as mulheres com incontinência mais severa apresentaram tendência para um pavimento pélvico maior e maior atividade eletromiográfica do lado esquerdo do abdômen do que as mulheres que apresentam incontinência leve ou que são continentas. E por isso concluíram que em mulheres com incontinência mais grave, a atividade do MPP pode ser insuficiente para manter a continência na presença de atividade muscular oblíqua aumentada do músculo abdominal externo e pressão intra-abdominal.

Capítulo 6

6. Comportamento e propriedades mecânicas dos tecidos

A aplicação da mecânica a sistemas biológicos pretende descrever o movimento e a forma como as forças geram movimento nos tecidos vivos, proporcionando ferramentas conceituais e matemáticas para o efeito. Por este motivo torna-se essencial compreender como a estrutura dos tecidos influencia a resposta mecânica de modo a poder ajustar as propriedades mecânicas de um material às exigências que a sua utilização impõe.

O comportamento mecânico de um determinado tecido é caracterizado pela resposta que este apresenta quando submetido a algum tipo de carga e a fim de se saber a maneira de como esse tecido se comporta, é frequente recorrer aos ensaios mecânicos, ensaios estes de; tração, compressão, dureza, resiliência, entre outros. Em que cada um permite conhecer propriedades específicas do material [95].

Em relação às propriedades mecânicas de um material pode-se dizer que são especificadas por equações constitutivas (igualdades que relacionam o campo de tensões com a deformação) que só podem ser formuladas a partir da experimentação mecânica. A partir das equações constitutivas são então gerados os modelos constitutivos que caracterizam o comportamento mecânico de um material refletindo a relação existente entre a deformação do mesmo e as cargas que nele são aplicadas [96].

A maioria dos materiais biológicos, como é o caso do - tecido ósseo, pavimento pélvico e discos intervertebrais - deforma e recupera a deformação de forma gradual quando sujeitos a cargas e descargas.

Desta forma, neste capítulo serão abordados os conceitos fundamentais da ciência dos materiais como os de tensão, deformação e respostas em relação ao comportamento dos materiais, aprofundando mais os comportamentos elásticos e hiperelásticos, uma vez que são estes tipos que caracterizam o comportamento mecânico do osso, pavimento pélvico e discos intervertebrais.

6.1 Propriedades mecânicas dos materiais

As propriedades mecânicas de um material estão relacionadas com a capacidade que estes dispõem de resistir a esforços mecânicos sem fraturar ou deformar de forma incontrolada, definindo o comportamento do material (resposta) quando este é sujeito a uma carga. É através do diagrama de tensão-deformação, obtido experimentalmente por ensaios de compressão, tração, corte, torção e flexão que se podem definir determinadas propriedades mecânicas do material em estudo.

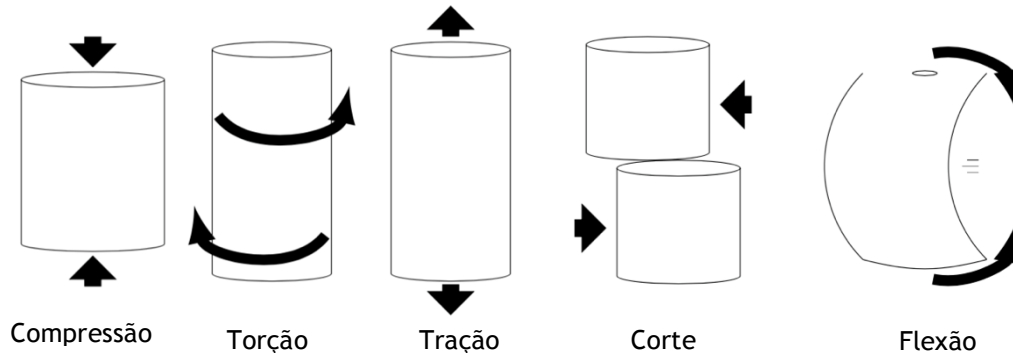


Figura 6.1 - Esforços mecânicos aplicados aos ensaios em tecidos vivos.

Em relação aos conceitos de tensão (σ) e deformação (ϵ), temos: a tensão definida pela relação entre a carga aplicada (F) e a área resistente (A):

$$\sigma = \frac{F}{A},$$

e a deformação, definida como a relação entre a variação de comprimento ΔL (após a aplicação da carga) e o comprimento inicial L_i de um material, conforme a seguinte equação:

$$\epsilon = \frac{L_f - L_i}{L_i} = \frac{\Delta L}{L}$$

Algumas propriedades mecânicas importantes que se podem referir relativamente aos tecidos vivos são a elasticidade, plasticidade, dureza, resiliência, ductibilidade e a tenacidade.

A tensão de limite elástico (σ_{el}), corresponde à tensão máxima, para o qual o material permanece elástico de forma linear ou não. Em alguns materiais verifica-se um patamar, segundo o qual a deformação se dá a tensão constante. Este fenómeno designa-se por cedência e a tensão à qual ocorre designa-se por tensão de cedência (σ_{ced} ou σ_y). No entanto, existem materiais que não apresentam um limite bem definido entre o domínio elástico e o domínio plástico. Nestes casos define-se o limite para uma deformação residual de 0,2 %. A tensão correspondente a esta deformação residual designa-se por tensão limite de proporcionalidade a 0,2 % ($\sigma_{0,2}$) e corresponde à máxima tensão, para o qual o material permanece elástico. Outra propriedade mecânica importante, é a tensão de rotura (σ_{rot} ou σ_u), que corresponde à máxima tensão que o material consegue resistir, mas não necessariamente à tensão para a qual o material entra em rotura.

Os materiais lineares elásticos não apresentam todos o mesmo grau de elasticidade, isto é, existem materiais que necessitam de mais ou menos força aplicada para obterem a mesma

deformação que outros. Assim, consoante o tipo de carga a que o material está sujeito pode-se definir o Módulo de Elasticidade ou Módulo de Young (E) que define a relação linear entre tensão-deformação na região de elasticidade e pode ser expressa, segundo a **Lei de Hooke** por:

$$\sigma = E\varepsilon$$

onde E representa o módulo de Young, nome derivado de Thomas Young que explicou a Lei em 1807, σ a tensão e ε a deformação. Um material é chamado de linear elástico se a tensão for proporcional a deformação dentro da região elástica.

Outra propriedade mecânica muito utilizada é o **Coeficiente de Poisson**. Esta propriedade relaciona a deformação sofrida pelo material ao longo do seu eixo longitudinal (ε_l), com a deformação sofrida pelo material num eixo perpendicular a ele (ε_t).

A variação do comprimento dos materiais ΔL sempre é acompanhado de um decréscimo de dimensão transversal d . A relação entre a deformação transversal e a deformação longitudinal dentro da região elástica é conhecida por coeficiente de Poisson (ν). Assim:

$$\nu = \frac{\varepsilon_t}{\varepsilon_l}$$

com $\varepsilon_t = \Delta d/d$ e $\varepsilon_l = \Delta l/l$.

Para os materiais que tem as mesmas propriedades elásticas em todas as direções, denominados isotrópicos, Poisson considerou que $\nu = 0,25$. Mas mais tarde viu que $0 < \nu < 0,5$.

6.2 Comportamento dos Materiais

O comportamento de um material sob solicitação mecânica é fundamental na identificação de propriedades de interesse em engenharia mecânica.

Dependendo dos diferentes tipos de materiais, o comportamento pode ser do tipo:

- Elástico ou plástico;
- Frágil ou dúctil;
- Isotrópico, ortotrópico ou anisotrópico.

No comportamento plástico, o material não recupera totalmente a sua forma inicial depois de retirada a carga a que estava sujeito e por isso, apresenta uma deformação permanente ou plástica. Em contrapartida, no comportamento elástico, o material é caracterizado por recuperar a sua forma inicial depois de se remover a carga aplicada. Desta forma, diz-se que o material apresenta deformação elástica. Este é o comportamento que irá ser observado em relação às estruturas em estudo. Tanto o osso como o pavimento pélvico e discos intervertebrais, apresentam um comportamento, que dependendo do tecido em causa, se define como sendo mais ou menos elástico.

O comportamento elástico pode exprimir-se de quatro formas:

1. Linear - a relação entre a deformação sofrida pelo material e a carga a que estava sujeito é linear, tal como o nome indica. É um comportamento válido para pequenas deformações;
2. Hipoelástico - a relação entre a deformação sofrida pelo material e a carga aplicada não é linear, mas mantém-se elástica para pequenas deformações;
3. Hiperelástico - a relação entre a deformação sofrida pelo material e a carga aplicada

não é linear e os materiais manifestam grandes deformações dentro do regime elástico (como é o caso das borrachas, dos tecidos humanos, etc.);

4. Viscoelástico - a relação entre a deformação sofrida pelo material e a carga a que estava sujeito depende do tempo.

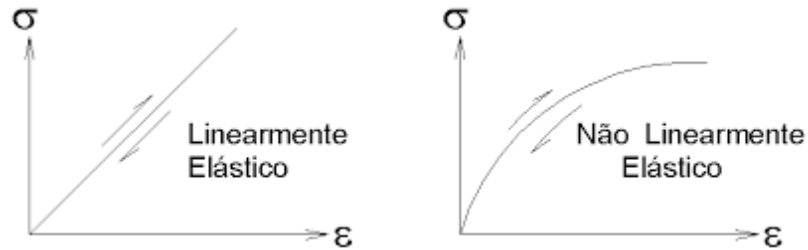


Figura 6.2 - Representação do comportamento elástico linear e não linear.

Em relação ao comportamento hiperelástico, por se tratar de materiais com um comportamento inerentemente não-linear, o entendimento das relações constitutivas desses materiais é fundamental para a correta utilização de programas de simulação numérica, como é o caso deste trabalho. Existe um número razoável de modelos hiperelásticos disponíveis na literatura que evidenciam mais de 60 anos de pesquisa no assunto. Mooney (1940) foi o primeiro a propor um modelo fenomenológico com dependência linear do primeiro e segundo invariante de deformação. O primeiro modelo micromecânico foi proposto em Treloar (1943), conhecido como modelo Neo-Hookeano, que consiste na primeira parcela do modelo de Mooney. A partir de novas correlações, Rivlin e Saunders (1951) propuseram um novo modelo constitutivo, atualmente conhecido como modelo de Mooney-Rivlin. Bechir et al. (2005) propuseram uma relação constitutiva com base polinomial, consistindo na superposição do modelo Neo-Hookeano a uma função não linear de um novo conjunto de invariantes. De uma forma geral, as teorias constitutivas para materiais hiperelásticos podem-se agrupar em duas categorias [97].

Modelos Fenomenológicos: baseados na observação do comportamento do material durante os ensaios experimentais. Os modelos desta categoria ponderam a função das diversas variáveis de acordo com a sua importância durante a deformação. Variáveis, como por exemplo; deformações hidrostáticas, desviatória, incompressibilidade e outras tantas, têm sua importância aumentada ou diminuída conforme o modelo. Entre os principais modelos fenomenológicos podem-se destacar: Mooney-Rivlin, Ogden, Fung, Yeoh, Polinomiais, Hyperfoam, etc.

Modelos Micromecânicos: são modelos estatísticos desenvolvidos a partir das informações relativas às ligações químicas do material. Comprimento de cadeias moleculares, tipos de ligações químicas e variáveis termodinâmicas são dados tipicamente empregados na construção destes modelos. Entre os principais modelos micromecânicos, podem-se referir: Neo-Hookean, Arruda-Boyce, Gent, etc. [97].

Os modelos hiperelásticos são não-dissipativos e portando, não requerem a consideração de variáveis internas na formulação constitutiva. Um modelo hiperelástico genérico é caracterizado pela existência de uma função de energia livre específica ψ na forma:

$$\psi = \psi(\mathbf{F})$$

onde o tensor $\mathbf{F}$ é o gradiente de deformação. Da equação acima, o primeiro tensor de tensão

de Piola-Kirchhoff $\mathbf{P}$ é obtido como:

$$\mathbf{P}(\mathbf{F}) = \rho \frac{\partial \psi(\mathbf{F})}{\partial (\mathbf{F})}$$

onde ρ é a densidade de referência. A partir da relação $\boldsymbol{\sigma} = \frac{\rho}{J} \mathbf{F}^T$, pode-se chegar ao tensor $\mathbf{J}$ de tensão de Cauchy $\boldsymbol{\sigma}$ como sendo da forma:

$$\boldsymbol{\sigma}(\mathbf{F}) = \frac{\rho}{J} \frac{\partial \psi(\mathbf{F})}{\partial (\mathbf{F})} \mathbf{F}^T$$

sendo que J é o determinante de $\mathbf{F}$.

Considerando que o material analisado seja isotrópico, a energia livre pode ser solicitada em função dos invariantes de deformação $\mathbf{Ii}(\mathbf{B})$ (Lemaitre e Chaboche, 1990), onde $\mathbf{B}$ é o tensor de deformação de Cauchy Green à esquerda (Left Cauchy Green Strain tensor) dado por:

$$\mathbf{B} = \mathbf{F}\mathbf{F}^T.$$

Assim:

$$\psi = \psi(\mathbf{F}) = \bar{\psi}(\mathbf{B}) = \bar{\psi}(I_1, I_2, I_3)$$

onde

$$I_1 = \text{tr}(\mathbf{B}) \quad I_2 = \frac{1}{2} \{I_1^2 - \text{tr}(\mathbf{B})\} \quad I_3 = \det(\mathbf{B})$$

Assim, o tensor de Cauchy em função de $\mathbf{B}$ passa a ser dado na forma de:

$$\boldsymbol{\sigma}(\mathbf{B}) = \frac{\rho}{J} \frac{\partial \psi(\mathbf{B})}{\partial (\mathbf{B})} \mathbf{B}$$

Para muitos materiais, a variação volumétrica observada em ensaios experimentais é muito pequena, mesmo quando se trata de um elevado estado de deformação. Por este motivo, muitos modelos hiperelásticos assumem ser incompressíveis (sem variação de volume). Nestes casos, o terceiro invariante de deformação I_3 é constante ($I_3 = \det(\mathbf{B}) = 1$), o que torna a função de energia livre dependente apenas I_1 e I_2 .

Através da última equação e da calibração adequada dos principais ensaios de deformação (axial, biaxial e planar), é possível chegar às equações constitutivas dos respectivos modelos hiperelásticos.

6.2.1 Modelos constitutivos a considerar

Modelo de Mooney-Rivlin:

Um material definido pelo modelo de Mooney-Rivlin é considerado isotrópico, elástico e incompressível. No entanto, este modelo captura a não-linearidade dos tecidos biológicos e é capaz de descrever toda a relação de tensão-deformação.

Devido à sua simplicidade matemática bem como sua correlação precisa para um intervalo relativamente grande de deformações, o modelo de Mooney-Rivlin é um dos mais conhecidos e utilizados modelos hiperelásticos, principalmente na simulação numérica de borrachas e alguns

tecidos vivos como é o caso do tecido muscular. A função de energia livre para este modelo (considerando a incompressibilidade) é dada como:

$$\bar{\psi}(I_1, I_2) = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3)$$

onde C_1 e C_2 são constantes materiais a serem determinadas durante o processo de calibração.

Em relação ao comportamento frágil-dúctil dos materiais, sabe-se que este depende da forma como o material se comporta na fratura ou rutura, ou seja, no momento do seu colapso. Se o material colapsar quando atingir a tensão de rutura diz-se que é um material frágil, mas se colapsar depois de atingir a tensão de rutura exibindo um comportamento plástico (que funciona como um aviso do seu colapso) diz-se que é um material dúctil.

Materiais isotrópicos precisam apenas de 2 constantes elásticas independentes para definir o seu comportamento. No entanto existem materiais que apresentam comportamentos elásticos diferentes em todas as direções e nestes casos são necessárias 21 constantes elásticas independentes para definir o seu comportamento. Estes materiais designam-se por materiais anisotrópicos. Por último, aos materiais que apresentam três planos ortogonais de simetria, aos quais correspondem três eixos ortotrópicos, dá-se o nome de materiais ortotrópicos. O seu comportamento elástico é definido por 9 constantes elásticas independentes.

6.2.2 Tecido ósseo

O tecido ósseo é um tecido sólido, constantemente submetido à tensão que condiciona o seu desenvolvimento e arquitetura estrutural. Este tecido adapta-se aos estímulos mecânicos por atrofia e hipertrofia, o que acaba por determinar a sua arquitetura esquelética através de leis mecânicas. É classificado como um tecido conjuntivo [1,2] e o seu comportamento mecânico é considerado como viscoelástico, isto porque varia com a velocidade de aplicação da carga. Quanto maior a razão da velocidade de aplicação da carga, maior a resistência e a rigidez.

Como qualquer material, o osso apresenta um limite de deformação elástica e um ponto crítico cujo valor delimita o alcance de deformação de uma variação elástica ou não-elástica [98].

A equação constitutiva do osso é linear e anisotrópica e para além do seu comportamento mecânico variar consoante a direção em que a carga é aplicada, dadas as diferenças na arquitetura óssea transversal e longitudinal, sendo o osso um material compósito heterogéneo, as suas propriedades mecânicas dependem ainda da sua composição e geometria. Para demonstrar o comportamento do osso, pode-se verificar o que acontece nos comportamentos frágeis e dúcteis dos materiais. No gráfico seguinte é mostrada a forma como evolui o comportamento do tecido ósseo na aplicação de cargas, através da tensão-deformação. A organização das fibras colágenas, pelo que é constituído, é definida de acordo com a tensão que é exercida sobre o osso nessa região e essa disposição das fibras em diferentes direções, permite que o osso seja fortalecido pela tensão em vários planos. Esse fortalecimento progressivo das camadas de tecido ósseo aumenta a resistência e a rigidez [99] que, por norma, são maiores na direção onde as cargas são aplicadas (no caso do osso cortical) [98].

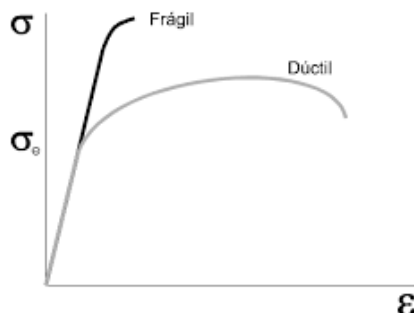


Figura 6.3 - Representação gráfica do comportamento frágil e dúctil dos materiais, que pode ser aplicado ao comportamento do osso.

Segundo Cowin e Doty 2007 [100], a densidade mineral óssea, idade, sexo, localização do osso, orientação da carga, taxa de deformação e condições experimentais são também fatores determinantes na resistência mecânica do osso. Nas vértebras, o próprio tamanho do corpo vertebral está relacionado com a resistência mecânica. A área da secção transversal do corpo da vértebra é inversamente proporcional à sua resistência mecânica quando esta é submetida a cargas axiais.

6.2.3 Tecido dos discos intervertebrais

A estrutura do tecido do disco intervertebral é anisotrópica [18], sendo formado essencialmente por uma matriz de fibras de colagénio e elastina, água e células dispersas pela matriz, responsáveis pela síntese e manutenção dos seus diferentes componentes.

As fibras de colagénio tipo II e de elastina presentes no núcleo proporcionam a consistência da região central, enquanto que os proteoglicanos garantem um alto componente hidrofílico. Desta forma, o núcleo exerce uma pressão osmótica negativa para absorver o fluido, proporcionando um estado de pré-tensão, que aumenta a sua capacidade de resistir às forças de compressão. O núcleo é considerado um material osmo-poro-visco-hiperelástico, maioritariamente isotrópico e quase incompressível. Devido à sua natureza não exclusivamente sólida ou fluída, é considerado um tecido bifásico [96]

O anel fibroso é constituído por cerca de 20 anéis fibrocartilaginosos que se encontram dispostos concetricamente, envolvendo e limitando o núcleo pulposo. A organização e concentração das fibras de colagénio vai diminuindo na direção do núcleo, o que resulta numa região interior do anel com menor rigidez do que a exterior.

Tanto o núcleo pulposo como a região interna do anel fibroso comportam-se mecanicamente como um “fluido”, suportando grande parte da carga compressiva. Apenas uma fração desta é suportada pela região externa do anel fibroso, que se comporta mecanicamente como um “sólido”. Este tipo de solicitações leva a um aumento uniforme da pressão interna do núcleo, transformando as forças verticais em horizontais, o que causa uma deformação radial brusca e repentina do anel (principalmente na sua porção externa). Em paralelo a este acontecimento, ocorre uma saída gradual do fluido existente no núcleo e no anel de 5,5% e 12,5%, respectivamente e uma entrada de eletrólitos (sódio, potássio) no disco. Este aumento da pressão

osmótica negativa evita que haja uma perda excessiva de fluidos do disco. Pode-se então considerar que o núcleo pulposo e o anel fibroso interno se comportam como um fluido pressurizado, enquanto o anel fibroso externo funciona como uma camada elástica, assegurando as características viscoelásticas do disco [96].

Vários estudos têm descrito que as deformações dos discos intervertebrais são proporcionais à magnitude das forças impostas sobre a coluna vertebral [101]. As perdas na altura dos discos intervertebrais ocorrem de forma exponencial, sendo verificada uma perda grande e súbita perda no início do ciclo de cargas (deformação predominante elástica) associada com uma perda gradual e lenta na altura dos discos (deformação predominante viscosa).

A capacidade das unidades funcionais em absorver e dissipar as cargas depende das propriedades mecânicas dos discos intervertebrais [101].

6.2.4 Tecidos do pavimento pélvico

Os músculos que constituem o pavimento pélvico fazem parte do tecido muscular esquelético. As quatro propriedades funcionais principais deste tecido são a: contratilidade, elasticidade, extensibilidade e excitabilidade.

O comportamento do tecido muscular é considerado viscoelástico porque, por um lado, exibe um comportamento elástico uma vez que tem a capacidade de se deformar a uma taxa constante independentemente da velocidade a que a carga é aplicada e de recuperar a forma original, por outro lado, apresenta viscosidade, o que vai fazer com que a recuperação se dê de forma gradual e não de imediato.

Os diferentes tecidos pélvicos dentro da mesma mulher têm diferentes graus de rigidez e experimentam grandes níveis de tensão antes de romperem.

Rubod et al., [102] introduziram um modelo tipo Mooney-Rivlin para descrever o comportamento dos tecidos do pavimento pélvico. Nessa relação, a tensão (σ) é definida como uma função de dois parâmetros (C_0 e C_1) e o estiramento do tecido por (λ).

$$\sigma = \left(\lambda - \frac{1}{\lambda^2} \right) * \left(C_0 + 2 * C_1 * \left[\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3 \right] \right)$$

Devido à simplicidade deste modelo, ou seja, como exige apenas dois parâmetros para descrever a relação tensão-deformação, a interpretação de cada um dos parâmetros neste modelo constitutivo é fácil: C_0 é interpretado como a rigidez de um tecido no intervalo de valores para uma tensão ou deformação baixa e C_1 indica a rigidez do tecido nas regiões de maior tensão.

Um exemplo idealizado de forma a interpretar o papel dos coeficientes de C_0 e C_1 aplicando a relação de Mooney-Rivlin modificada para descrever a resposta biomecânica de uma amostra à tensão uniaxial é:

Olhar para uma curva de tensão-deformação de três amostras teóricas com vários coeficientes de C_0 e C_1 :

Amostra 1: $C_0 = 0,5$ MPa e $C_1 = 4$ MPa

Amostra 2: $C_0 = 0,5$ MPa e $C_1 = 1$ MPa

Amostra 3: $C_0 = 0,1$ MPa e $C_1 = 8$ MPa

Rubod et al., [102] verificaram que o mesmo C_0 resulta na mesma relação de tensão-deformação na região de baixa deformação e que o C_0 menor, apresenta menor rigidez nessa mesma região.

Relativamente ao C_1 , verificaram que maiores valores neste coeficiente levam a uma resposta menos linear de tensão-deformação quando um tecido é esticado sob tensão uniaxial. Um C_1 de zero resultaria numa resposta completamente linear [91].

Em 2012, Rubod et al [34] explicaram características biomecânicas da vagina, bexiga e reto a partir de amostras de cadáveres sem historial clínico de prolapso genital. Conseguiram comprovar que os tecidos apresentam uma relação não linear entre tensão e deformação, assumindo um comportamento visco-hiperelástico. Quando sujeitos a elevados estados de deformação, a vagina apresentou uma maior rigidez e menor extensibilidade do que o reto, que por sua vez, apresentou maior rigidez que a bexiga, que apresenta um comportamento mecânico anisotrópico. A deformação máxima, sob tensão uniaxial, atingida antes da rutura dos tecidos da vagina, reto e bexiga foram, respetivamente, 20%, 30% e 80% [91].

Em 2017, M. E. T. Silva et al. [91], tinham como objetivo de estudo, estabelecer as propriedades biomecânicas dos músculos do pavimento pélvico de mulheres continentais e incontinentes, usando uma análise de elementos inversos (FEA). Eles construíram modelos numéricos, incluindo o músculo pubovisceral e os ossos pélvicos, a partir de imagens de ressonância magnética (RM) adquiridas em repouso. Com esse estudo, concluíram que mulheres incontinentes apresentavam maior deslocamento ântero-posterior do que as mulheres continentais. Num dos gráficos desse estudo é possível observar o comportamento da resposta tensão-deslocamento para o estudo do comportamento mecânico não-linear do teste de tensão uniaxial para as mulheres continentais (a) e incontinentes (b).

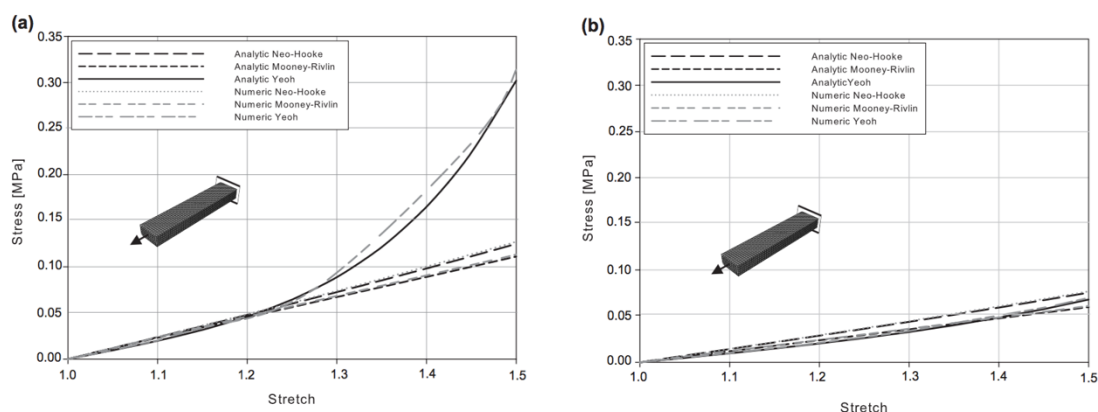


Figura 6.4 - Resposta da tensão-deformação para o comportamento passivo do músculo pubovisceral para os diferentes modelos constitutivos. (a) para o grupo continente e (b) para o grupo incontinente. Adaptado de M. E. T. Silva et al. [91].

Comportamento do pavimento pélvico durante a manobra de Valsalva

A manobra física de Valsalva é utilizada em pacientes que padecem de incontinência urinária ou de prolapso pélvico e é realizada ao se exalar forçadamente o ar contra os lábios fechados e o nariz tapado, forçando o ar em direção ao ouvido. Esta manobra aumenta a pressão intra-abdominal [95].

Este aumento provoca uma descida dos músculos do pavimento pélvico e movimento posterior dos órgãos pélvicos. Na porção anterior há uma rotação da uretra e bexiga em relação à sínfise púbica e, na porção intermédia, a vagina e o útero movem-se posteriormente. Durante a descida genital, a vagina ocupa uma posição superior e o útero posiciona-se verticalmente ao

longo do eixo longitudinal da vagina, podendo descer com a vagina ou para o exterior do pavimento pélvico (prolapso). Posteriormente pode surgir uma proeminência na parede vaginal resultante do movimento da parede anterior retal. Durante a evacuação, se o músculo puborretal não permanecer relaxado durante a manobra, o reto pode ser comprimido, levando à obstrução da saída das fezes [103,104].

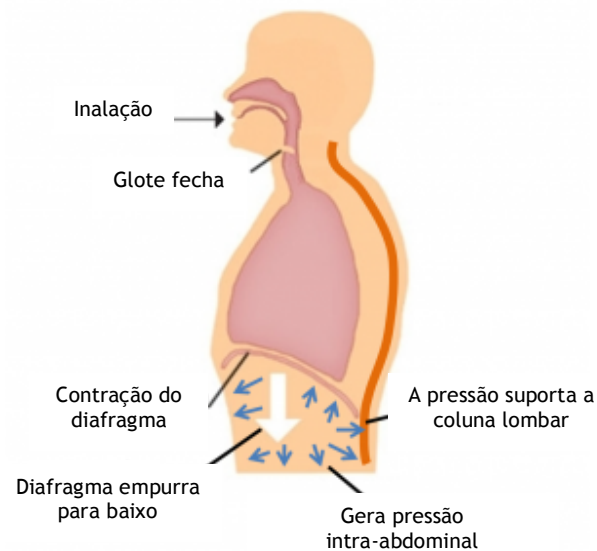


Figura 6.5 - Acontecimentos internos na Manobra de Valsalva.

Capítulo 7

7. Modelo numérico de elementos finitos

O uso de modelos computacionais e precisos, da estrutura lombosagrada e pavimento pélvico feminino, fornece-nos as ferramentas necessárias para uma simulação realista do comportamento da lordose e do pavimento pélvico, bem como os as suas deformações e tensões máximas, quando estas estruturas são submetidas a forças descendentes que mimetizam a pressão intra-abdominal, proporcionando, desta forma, um maior conhecimento dos mecanismos que originam alterações na sua morfologia.

Este conhecimento poderá ajudar na prevenção do prolapso genital bem como outras doenças de cariz pélvico ou lordótico, uma vez que irá ser possível verificar o comportamento da lordose e do pavimento pélvico quando sujeitos a diferentes pressões intra-abdominais, poderá também ajudar na escolha mais acertada do tipo de tratamentos a fazer quando se verificam patologias a nível das estruturas referidas. No entanto, para que este conhecimento seja conseguido é necessária uma boa descrição geométrica das estruturas envolvidas e bons modelos do complexo comportamento mecânico dos músculos e estruturas de suporte. O conhecimento exato da geometria de cada estrutura, por si só, não é suficiente para a modelação numérica e, por isso, mais adiante, a definição das suas propriedades mecânicas e as suas condições de restrição serão essenciais.

7.1 Validação - Modelos implementados para análise da curvatura lombar e sua influência no pavimento pélvico

Antes de se avançar para o modelo bidimensional, convém dar a conhecer um pouco os modelos que já existem, dentro daquilo que poderá servir de base ou de comparação para este trabalho. Atualmente, existe, de facto um crescente reconhecimento da importância funcional e clínica da lordose lombar relacionada à disfunção do pavimento pélvico [1,4,5,6], no entanto a participação do segmento lombar não tem sido considerada na modelação biomecânica do pavimento pélvico [3] e por esse motivo não existem ainda estudos, nem modelos na literatura que possam ser usados para comparação dos resultados finais.

Os artigos que fazem referência ao estudo da lordose lombar com a aplicação da simulação biomecânica utilizando o método dos elementos finitos e a biomecânica, acabam sempre por ter outros objetivos relativos à sua simulação. O que se encontra na literatura usa a simulação da lordose lombar para tirar conclusões acerca de; testes de tensão e compressão, doenças degenerativas ou fraturas ósseas, substituição dos discos inter-vertebrais, verificação e validação de modelos, entre outros [51,105-111].

Dentro do que já se encontra implementado temos as seguintes pesquisas:

Bo et al. em 2001, [112] usaram imagens de ressonância magnética dinâmica para avaliar o movimento do cóccix durante as contrações dos músculos do pavimento pélvico. Foram estudadas dezesseis mulheres, sendo 9 continentais e 7 com incontinência de stress. Os autores concluíram que a contração dos músculos do PP é concêntrica, movendo o cóccix numa direção ventral e craniana. O cóccix era pressionado dorsalmente durante o esforço.

Deste estudo podemos retirar algumas informações relativamente à posição que o cóccix adquire na contração do PP no entanto não existe nenhuma parte de simulação nem de modelação biomecânica que provem estas afirmações.

Neserkhaki S et al. [80] descreveram que a geometria das estruturas da coluna vertebral e a curvatura sagital da coluna lombar governam o seu comportamento mecânico. Este estudo calculou e comparou a cinemática e o compartilhamento de carga em três espinhas lombossacrais ligamentares: uma hipo-lordótica (Hipo-L) com baixa lordose, uma normal-lordótica (Norm-L) com lordose normal e uma hiper-lordótica (hiper-L) com alta lordose, em posturas flexionadas e estendidas usando modelagem 3D não linear de elementos finitos (FE).

Eles verificaram que a curvatura da coluna vertebral teve uma forte influência na magnitude e localização da carga aplicada aos componentes da coluna vertebral (vértebras e discos) e também alterou a cinemática e o compartilhamento de carga, sendo mais notório no momento de extensão. Com isto concluíram que a consideração da geometria específica de cada pessoa e da curvatura sagital deve ser parte integrante da análise mecânica da coluna lombar.

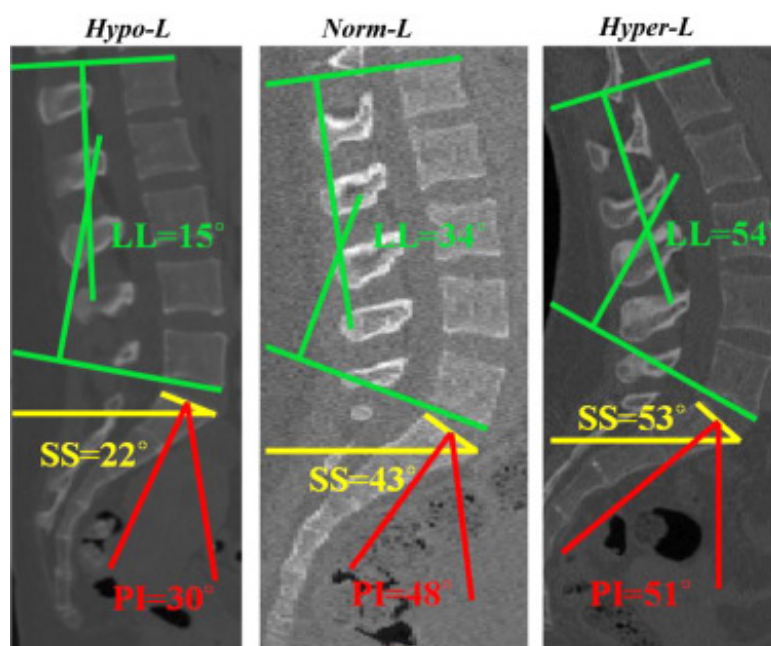


Figura 7.1 - Magnitude dos ângulos de lordose lombar (LL), inclinação sacral (IS-SS) e orientação pélvica (OP-PI). Adaptada de Neserkhaki et al. [80].

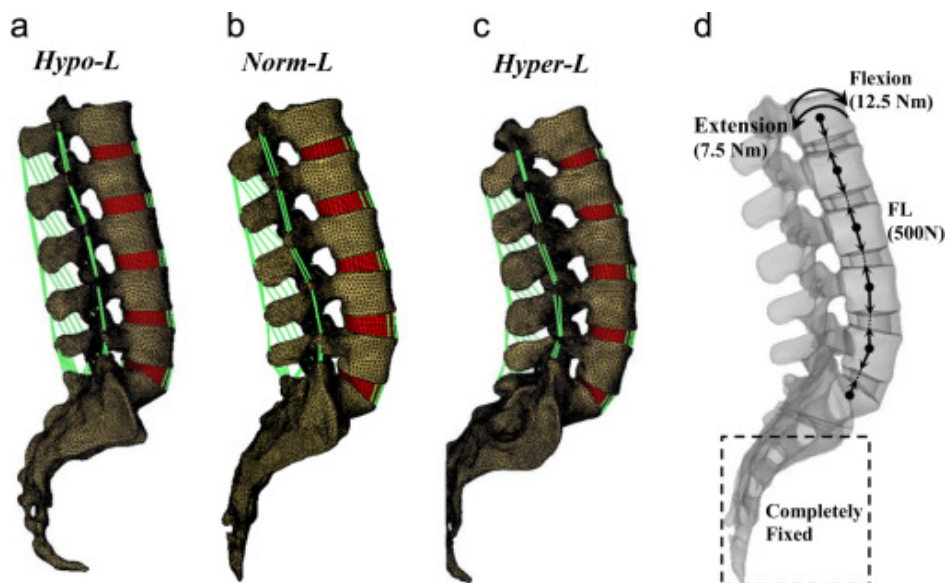


Figura 7.2 - Modelos obtidos pelo MEF das curvaturas pré-selecionadas acima. Primeiro a malha em 3D e depois as condições de fronteira e cargas aplicadas. Adaptada de Naserkhaki et al. [80].

Através deste estudo, podemos concluir que existe de facto, uma influência na distribuição das cargas aplicadas aos componentes da coluna, quando a sua curvatura é alterada. Ponto de interesse que vai de encontro ao tema deste trabalho.

Em 2000, foi proposto por John K. Nguyen et al. [1], que a curvatura lombar e a orientação da entrada pélvica ajudam a suportar as vísceras abdominais ao desviarem e/ou absorverem uma fração das forças intra-abdominais descendentes, antes de chegarem ao pavimento pélvico. Estes investigadores pretendiam determinar a associação entre prolapso dos órgãos pélvicos e as alterações na LL e/ou na orientação da entrada pélvica. Para isso utilizaram raios-X lombosacrais laterais e pélvicos de mulheres com prolapso de grau 2 ou superior e mulheres com grau 1 ou inferior na sua postura vertical habitual. Com este estudo, concluíram que as mulheres com prolapso uterovaginal avançado tinham menos lordose lombar e uma entrada pélvica orientada menos verticalmente do que as mulheres sem prolapso.

Este artigo vem então a demonstrar, que ao contrário daquilo que seria mais provável de acontecer, o prolapso dos órgãos pélvicos dá-se mais facilmente em mulheres que apresentem menos lordose lombar e por isso menos estiramento das fibras musculares do pavimento pélvico. Isto poderá ser um ponto de partida para verificar se as alterações ao nível das pressões intra-abdominais serão mais prejudiciais que o estiramento do MPP (por consequência do aumento da LL) ou se a própria diminuição da LL tem mais impacto, que o aumento da curvatura, na funcionalidade do pavimento pélvico.

7.2 Ângulos previamente obtidos da lordose lombar

No seguimento do trabalho realizado na cadeira de Trabalhos Práticos - primeira fase de trabalho da dissertação - foram medidos os ângulos da LL de diferentes pacientes do sexo feminino, do Centro Hospitalar do S. João.

Através de imagens de raio-X cedidas pelos Serviços de Cirurgia, Ginecologia e Radiologia do Centro Hospitalar de São João-EPE / Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, com o auxílio da radiologista Sofia Brandão, foram medidos os ângulos de curvatura lombar de forma manual, diretamente sobre as imagens digitais, utilizando-se como referência as plataformas vertebrais superiores e inferiores de L1 a L5 e a plataforma vertebral superior de S1. As medições foram feitas recorrendo ao software OsiriX, uma vez que este software permite a manipulação de imagens médicas de uma forma simples e objetiva. O método de Cobb permitiu determinar o valor e a posição dos ângulos de forma equivalente para todas as imagens analisadas, aumentando assim a precisão com que as medições eram feitas, uma vez que apesar de se recorrer ao uso de um software para determinar o valor dos ângulos, as medições foram feitas de forma manual, como já foi referido anteriormente.

O resultado das imagens acima referidas é apresentado a seguir. Em cada imagem estão presentes os valores dos ângulos obtidos para a primeira vértebra lombar L1, curvatura lombar L1-L5 e disco intervertebral entre a última vértebra lombar e o início do sacro L5-S1.

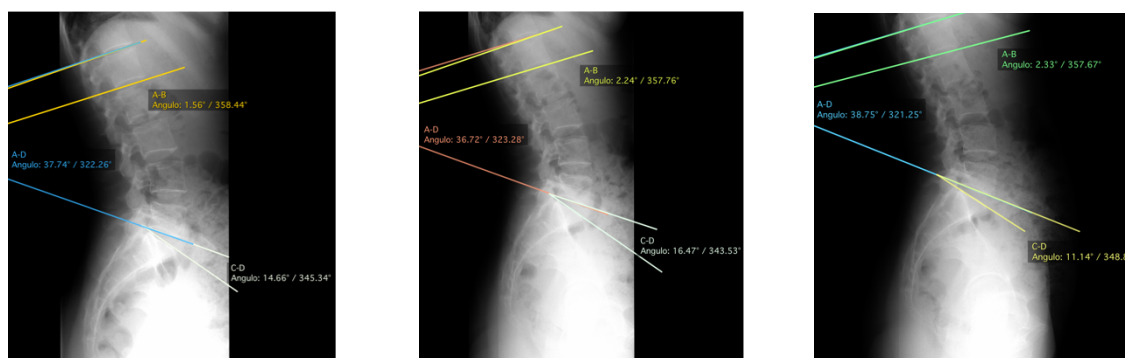


Figura 7.3 - Resultados das imagens radiográficas do trabalho anterior, com a medição dos ângulos - lordose, vértebra L1 e disco intervertebral L5-S1.

Tabela 7.1 - Valores dos ângulos medidos pelo método de Cobb.

Ângulo	Mulher 1	Mulher 2	Mulher 3
L1 (1ª vértebra)	1.56	2.24	2.33
L1-L5 (lordose lombar)	37.74	36.72	38.75
L5-S1 (disco intervertebral)	14.66	16.47	11.14

Analisar as principais dimensões (ângulos dos corpos vertebrais e dos discos intervertebrais) da curvatura da lordose lombar em mulheres sem disfunção do pavimento pélvico era um dos primeiros objetivos deste trabalho.

Todos os valores dos ângulos medidos apresentaram uma pequena alteração, tanto a nível da curvatura lombosagrada, como a nível do ângulo da vértebra L1 e disco intervertebral. Os

valores para o ângulo da curvatura lombosagrada estão compreendidos entre 36° e 39° , aproximadamente. O ângulo da vértebra L1 entre 1° e 3° e do disco intervertebral entre 11° e 17° . Estas medidas tinham como objetivo, saber quais as pacientes que apresentavam uma curvatura excessiva ou reduzida da lordose lombar. No entanto, segundo a *Scoliosis Research Society* (SRS) os ângulos fisiológicos normais para uma lordose lombar “saudável” correspondem ao intervalo de 31° e 79° [113], o que significa que apesar de se terem verificado algumas alterações dentro das imagens analisadas, nenhuma das mulheres apresentava uma curvatura excessiva da LL. Os valores da lordose lombar só começam a ser anormais, quando o limite fisiológico é ultrapassado, tanto superior como inferiormente. É claro que cada caso é um caso, e cada pessoa tem o seu limite fisiológico definido, mas neste caso, as medidas obtidas não se aproximam dos valores padrão impostos pela SRS e, portanto, todas as mulheres têm uma lordose lombar considerada normal.

Após estas medições, iniciou-se então o processo de construção do modelo bidimensional para simulações numéricas de forma a conseguir perceber se o estado do pavimento pélvico teria alguma influência na lordose lombar.

7.3 Obtenção do modelo geométrico 2D

O motivo que me levou a optar por desenvolver um modelo geométrico 2D foi o limite de tempo imposto. Ou seja, criar um modelo 3D com toda a estrutura lombar, discos, sacro, cóccix, pavimento pélvico e osso púbico, bem como os seus músculos, ligamentos, órgãos que comportam e etc ... de raiz, a partir de imagens médicas de ressonância magnética seria um trabalho deveras complexo para o tempo que tinha disponível. As estruturas teriam de ser minuciosamente detalhadas, o modelo posteriormente teria de ser verificado e validado, e todo este processo levaria tempo que eu não tinha disponível.

Recorrer a um modelo já existente não era possível porque não existiam modelos que satisfizessem as condições requeridas para este trabalho.

Após a escolha de desenvolver um modelo 2D, as imagens médicas que iriam servir de base para a geometria das estruturas envolvidas, foram raios-X cedidos pela Radiologista e Co-orientadora Sofia Brandão. Os raios-X mostram o plano sagital de toda a região abdominal das pacientes, desde o início da região lombar ao pavimento pélvico, com o osso púbico inclusive. Portanto, voltaram-se a segmentar imagens raio-X, da lordose lombar, discos, pavimento pélvico, sacro, cóccix e osso púbico.

7.3.1 Mimics

O *Mimics* correspondeu à primeira etapa de construção do modelo. Este *software* de modelação biomecânica permite-nos obter uma modelagem geométrica precisa das estruturas anatómicas que se pretendem segmentar através de imagens em formato *DICOM*, *JPEG*, *TIFF*, *BMP*, raios-X ou dados de imagem brutos, de forma a seguir a real anatomia dos segmentos. Diferentes métodos de aquisição de dados geométricos podem ser usados, como scanners, raios-X, tomografia computadorizada ou métodos de ressonância magnética.

A imagem médica utilizada corresponde à Mulher 3, analisada anteriormente, paciente do Centro Hospitalar de São João-EPE, sem disfunções a nível pélvico ou lordótico, cujo exame se realizou com a paciente em pé e sem nenhum esforço associado.

O resultado da segmentação dos contornos da imagem médica, é apresentado na imagem seguinte.

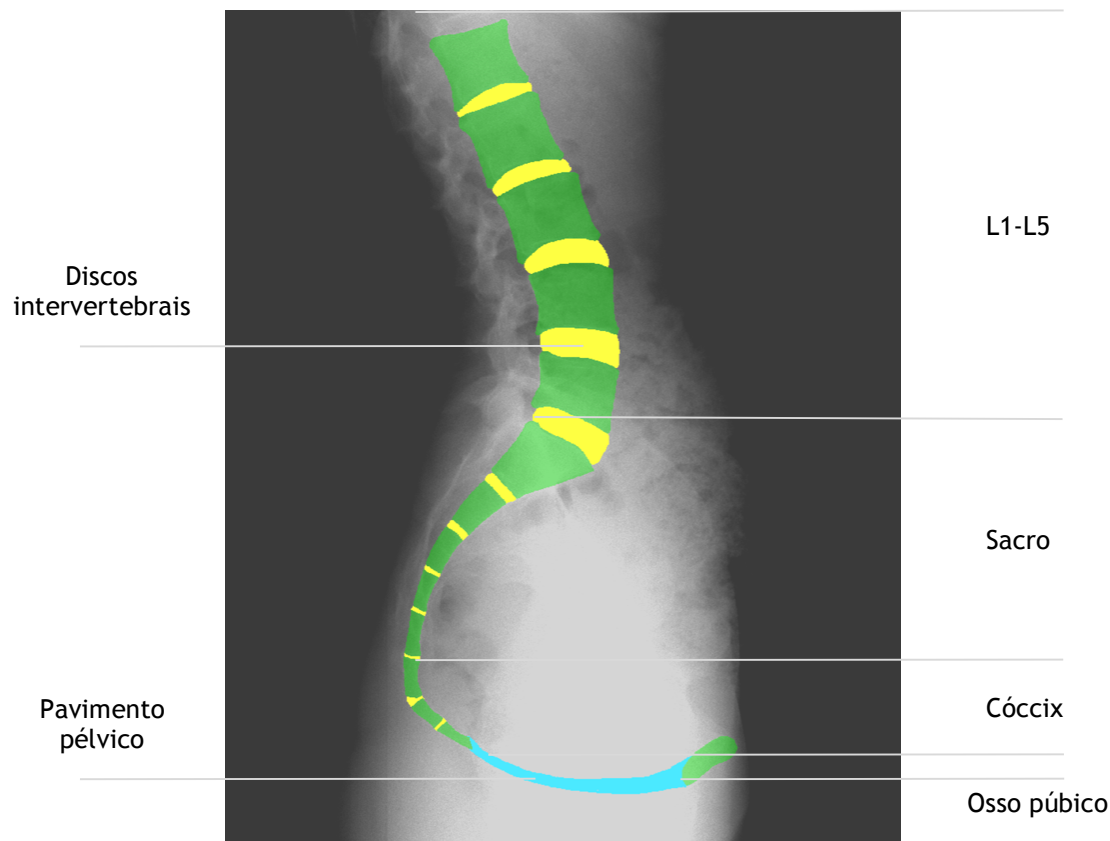


Figura 7.4 - Resultado da segmentação das estruturas anatómicas pretendidas para a criação do modelo 2D. A imagem médica representa um raio-X no plano sagital em que são visíveis as vértebras lombares, sacro, cóccix, pavimento pélvico e osso púbico.

A verde estão representadas as 5 vértebras lombares, sacro, cóccix e osso púbico (no canto inferior direito), ou seja, toda a estrutura óssea. A amarelo, os discos intervertebrais que se intercalam com as vértebras em toda a extensão lombosacra. E a azul o pavimento pélvico que se estende do osso púbico ao cóccix.

A imagem foi então segmentada de forma a agrupar as estruturas com semelhantes propriedades mecânicas em diferentes cores. Após a segmentação das estruturas necessárias para a criação do modelo, exportou-se o ficheiro para o 3-Matic.

7.3.2 3-Matic

O *Materialize 3-Matic* permite a otimização e modificação do projeto no nível STL (formato de arquivo nativo do software CAD de estereolitografia criado pela 3D Systems) trabalhando diretamente nas superfícies trianguladas, para que todos os detalhes e complexidade das estruturas anatómicas se mantenha do início ao fim.

Permite também, converter os modelos 2D/3D em malhas de elementos finitos a fim de exporta-los para os solucionadores de FEA mais comuns. Neste caso, foi usado para criar as malhas triangulares do modelo 2D, agrupar os materiais conforme o tecido a que pertenciam e as propriedades mecânicas atribuídas e suavizar os contornos das estruturas do modelo importado do *Mimics*, cuja segmentação precisava de ser aperfeiçoada.



Figura 7.5 - Representação do modelo 2D no 3-Matic após a segmentação da imagem médica. À esquerda temos o modelo 2D com as estruturas agrupadas em partes segundo as suas propriedades mecânicas e tecidos a que pertencem, com os contornos suavizados, à direita temos o modelo praticamente pronto para exportação para o Femas, com as malhas triangulares acrescentadas.

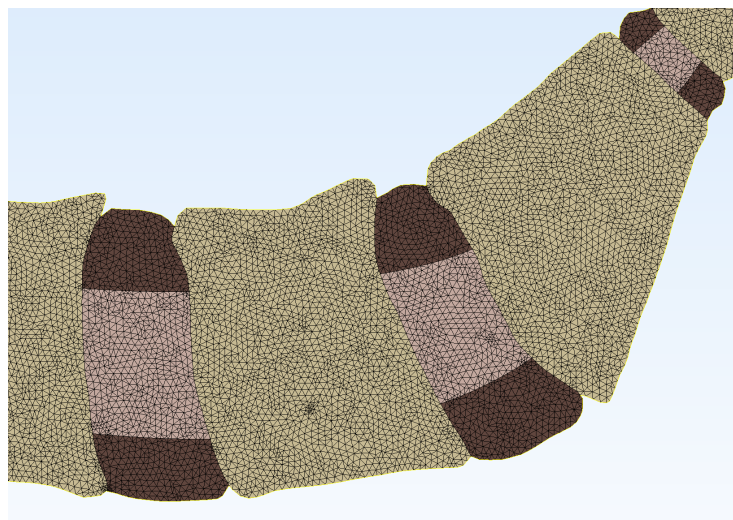


Figura 7.6 - Vista aproximada da malha triangular do modelo 2D da estrutura lombosacra, cóccix, pavimento pélvico e discos.

As estruturas que pertencem a diferentes materiais são todas distinguidas; mesmo dentro dos discos intervertebrais, o núcleo é separado do anel fibroso, segundo Chen et al. (2001) que consideraram de 30-50% da área total do disco em seção transversal como o núcleo e o resto da região como o anel, para a região lombar [18].

Todas as estruturas do modelo são discretizadas por elementos triangulares. O modelo apresenta alguns pontos onde os nós estão demasiado concentrados, mas pensa-se que isso tenha alguma realção com o facto de este software ser concebido especialmente para ficheiros em 3D. À parte desse aspeto o modelo ficou dentro do que era esperado.

7.3.3 Femap

O *Femap* é um programa de simulação de engenharia avançado que cria modelos de análise de elementos finitos e sistemas complexos. Oferece controlo total sobre todos os parâmetros de geração de malha, incluindo o dimensionamento da malha.

Neste trabalho, o *Femap* foi utilizado como uma ferramenta que me possibilitou modelar os elementos finitos do modelo criado pelos softwares acima mencionados, ao permitir que visualizasse e modificasse diretamente as entidades previamente criadas.

A partir deste software foram então geradas as malhas do modelo e agrupadas as estruturas envolvidas, conforme os materiais em causa e as suas propriedades mecânicas.

Os resultados da modelagem do *Femap* estão dispostos abaixo. Nas imagens será possível verificar a malha do modelo bidimensional e o agrupamento das estruturas segundo a classe de tecidos a que pertencem e as suas propriedades mecânicas.



Figura 7.7 - Resultado da modelação do modelo bidimensional no Femap. A primeira imagem (a) representa o modelo com a malha gerada e o tecido ósseo agrupado onde é possível ver as vértebras lombares, sacro, cóccix e osso púbico. Na segunda imagem (b) temos os núcleos dos discos intervertebrais marcados e diferenciados do anel fibroso.

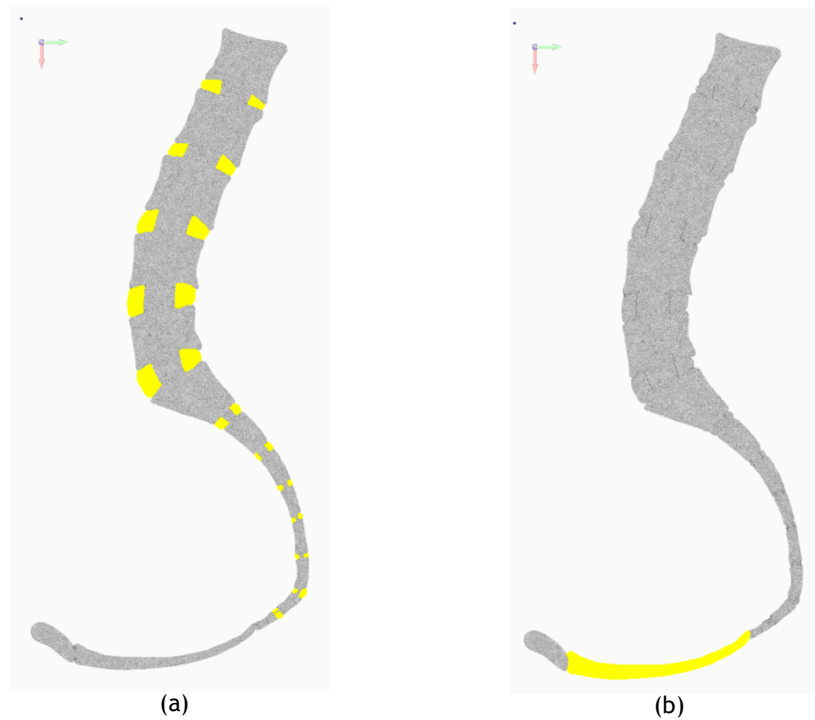


Figura 7.8 - Resultado da modelação do modelo bidimensional no Femap. A primeira imagem (a) representa o modelo com o anel fibroso dos discos intervertebrais agrupados. Na segunda imagem (b) está marcado o pavimento pélvico isolado.

Nesta última imagem, em (b) verifica-se o pavimento pélvico isolado uma vez que é a única estrutura do modelo que corresponde ao tecido muscular. Em plano sagital, e com um modelo bidimensional, pode-se ver a inserção do pavimento pélvico no osso púbico e no cóccix.

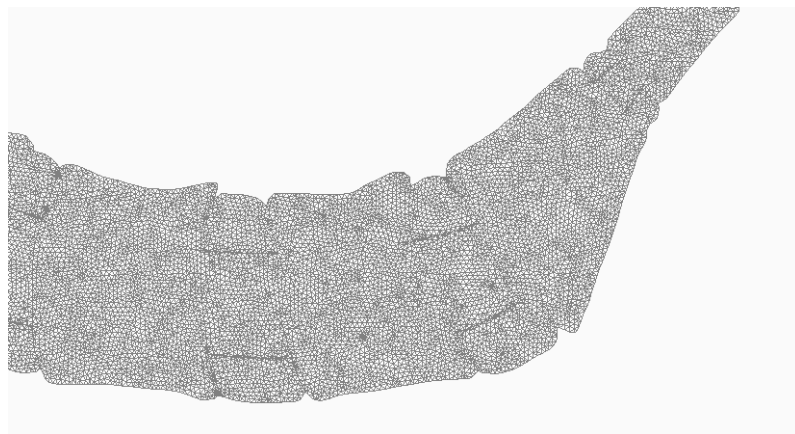


Figura 7.9 - Representação detalhada da discretização modelo bidimensional.

Nesta imagem são visíveis os elementos triangulares da discretização do modelo, em bastante quantidade de forma a não prejudicar a real geometria das estruturas anatómicas.

Depois de modelado e otimizado o modelo bidimensional, este foi exportado para o *Abaqus* onde todas as simulações foram feitas.

7.3.4 Abaqus

O *Abaqus* é um *software* que permite analisar modelos de elementos finitos. Este software fornece ferramentas de pré e pós processamento na análise de modelos, possuindo um vasto conjunto de produtos. O *Abaqus.cae* é o produto que contém um conjunto de ferramentas capaz de fornecer um número completo de opções de visualização que permite ao utilizador interpretar e compreender muito melhor os resultados de análises feitas. Para além disso, permite a importação de modelos em formato CAD e a respetiva análise e simulação numa interface gráfica com bastante utilidade.

Para simular no Abaqus é necessário:

- Geração da malha que permite dividir a estrutura nos elementos finitos;
- Modelar o modelo CAD;
- Definir o material de cada componente;
- Fazer a montagem do modelo, criando instâncias entre componentes;
- Aplicar condições de fronteira ao modelo;
- Aplicar cargas à montagem;
- Transformar a montagem numa malha;
- Submeter para análise.



Figura 7.10 - Modelo 2D finalizado no Abaqus.

Capítulo 8

8. Simulação da biomecânica do pavimento pélvico e lordose lombar

Para a realização da simulação numérica do modelo 2D construído, é necessário definir: o modelo bidimensional a ser utilizado, coeficientes utilizados nos modelos constitutivos, as condições de fronteira definidas e as cargas aplicadas.

8.1 Modelo da estrutura lombar, pavimento pélvico e osso púbico

O modelo bidimensional da estrutura lombar, pavimento pélvico e osso púbico foi desenvolvido por mim, uma vez que não existiam modelos disponíveis, capazes de satisfazer a evolução do meu estudo. Como já foi referido anteriormente, o desenvolvimento de um modelo 3D, de raiz, pela a minha autoria não seria possível devido ao tempo que nos era imposto para a entrega deste estudo. No entanto, como o objetivo desta dissertação passou por relacionar o grau de lordose lombar com a morfologia do pavimento pélvico, o modelo bidimensional era suficiente uma vez que a partir do plano sagital, é possível tirar as devidas conclusões.

O modelo foi obtido a partir da imagem médica de raio-X da paciente nº3, previamente analisada. Sabe-se que a paciente em causa não apresentava qualquer tipo de disfunção no pavimento pélvico e que o radiograma de perfil (de baixa dose) do segmento lombo-sagrado da coluna vertebral foi feito em ortostatismo (posição de pé).

O presente modelo 2D é constituído por:

- 5 vértebras lombares (a bege);
- Todos os discos intervertebrais adjacentes a todas as vértebras lombares, sacro e cóccix (a azul) cuja morfologia se encontra dividida em anel fibroso (azul claro) - que representa a parte exterior do disco - e em núcleo pulposos (a lilás) - parte interna do disco.
- Sacro (também a bege);
- Cóccix (a bege), cujo o último elemento se encontra ligado ao pavimento pélvico;

- Pavimento pélvico (a vermelho), que representa todos os músculos que dele fazem parte;
- Osso púbico (a bege), que representa a zona de fixação do pavimento pélvico na parte anterior do modelo.

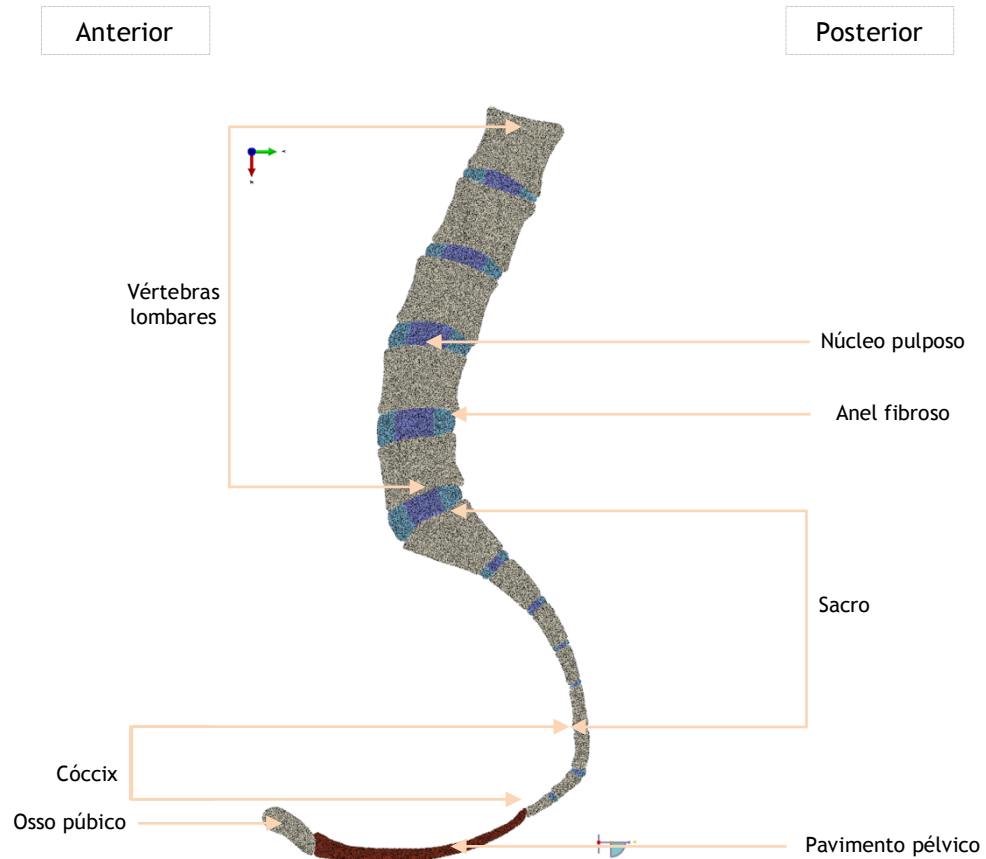


Figura 8.1 - Vista sagital do modelo 2D utilizado para as simulações biomecânicas, criado pela autora desta dissertação.

A curvatura da lordose lombar foi e será medida através do método de Cobb. E a deformação que a pressão intra-abdominal manifesta sobre a lordose lombar e pavimento pélvico é perfeitamente possível de analisar com as imagens médicas no plano sagital. Desta forma, e a partir deste modelo, será possível obter resultados fiáveis que nos levem a conclusões interessantes.

8.2 Propriedades mecânicas dos materiais do modelo bi-dimensional

As propriedades mecânicas que caracterizam o comportamento dos vários tecidos, são obtidas através da realização de vários ensaios mecânicos normalizados para que essas mesmas propriedades possam ser demonstradas. Para este estudo as propriedades mecânicas que caracterizam o comportamento dos tecidos que constituem o modelo bidimensional foram selecionadas a partir da literatura.

Os principais tecidos que constituem o modelo são o tecido conjuntivo especializado - osso e porção periférica do anel fibroso - tecido muscular - pavimento pélvico - e tecido cartilaginoso - restantes componentes dos discos intervertebrais.

Propriedades mecânicas do osso

Apesar da equação constitutiva do osso ser linear e anisotrópica, para o modelo bidimensional, o comportamento mecânico do osso foi simplificado para um comportamento linear elástico com as seguintes propriedades:

Tabela 8.1 - Tabela das propriedades mecânicas do osso

Propriedades mecânicas do osso			
	E (MPa)	ν	Referências
Osso (M1)	12 000	0.3	[112]

O modelo constitutivo do sólido elástico Hookeano permite descrever a relação tensão-deformação para o tecido ósseo. Neste estudo as propriedades do tecido ósseo mantiveram-se constantes durante todas as simulações.

Propriedades mecânicas dos discos

Os discos intervertebrais foram divididos em núcleo pulposo e anel fibroso, pelo facto de cada um deles em ter diferentes propriedades mecânicas.

O núcleo, como já foi referido anteriormente é considerado osmo-poro-visco-hiperelástico, maioritariamente isotrópico e quase incompressível. O anel fibroso externo assegura as características viscoelásticas do disco. Com o objetivo de manter o comportamento visco-hiperelástico, o modelo constitutivo utilizado para descrever o comportamento do núcleo foi um modelo hiperelástico: Mooney-Rivlin. No entanto, tive de considerar o comportamento do anel fibroso como sendo linear elástico, recorrendo ao modelo Hookeano, isto porque de outra forma, considerando os valores que foram conseguidos através da literatura, não era possível obter resultados aceitáveis.

Tabela 8.2 - Propriedades mecânicas dos discos intervertebrais.

Propriedades mecânicas dos discos intervertebrais			
	Coefficientes (MPa)	Modelo	Referências
Anel fibroso (M2)	E = 8 $\nu = 0.45$	-	[113]
Núcleo pulposo (M3)	C10 = 0.12 C01 = 0.03 D1 = 0	Mooney-Rivlin (Hyperelastic)	[113]

São as propriedades mecânicas dos discos que permitem à lordose obter mais ou menos flexibilidade no momento de aplicação de cargas, como é o caso da pressão intra-abdominal.

Propriedades mecânicas do pavimento pélvico

O pavimento pélvico apresenta um comportamento viscoelástico, pela sua capacidade de se deformar e recuperar a forma original de forma gradual. Sabe-se que diferentes tecidos pélvicos dentro da mesma mulher têm diferentes graus de rigidez e experimentam grandes níveis de tensão antes de romperem e por isso, o modelo que melhor o caracteriza é o de Mooney-Rivlin, como foi descrito anteriormente.

Para o pavimento pélvico foram encontradas as seguintes propriedades:

Tabela 8.3 - Propriedades mecânicas do pavimento pélvico.

Propriedades mecânicas do pavimento pélvico			
	Coefficientes (MPa)	Modelo	Referências
Assintomático	C10 = 0.020 C01 = 0.007 D1 = 0	Mooney-Rivlin (Hyperelastic)	[114]
Com POP	C10 = 0.032 C01 = 0.019 D1 = 0	Mooney-Rivlin (Hyperelastic)	[114]

A partir deste conjunto de propriedades especularam-se valores para a caracterização de um pavimento pélvico mais ou menos rígido, conforme o valor usado como fator de multiplicação.

8.3 Condições de fronteira aplicadas ao modelo bidimensional

A imposição das condições fronteira do modelo é um passo de elevada importância uma vez que permite limitar os movimentos dos diferentes constituintes do modelo aos movimentos permitidos às estruturas anatómicas correspondentes. Ao serem definidas condições de fronteira no modelo, as estruturas que ficarem encastradas (ou parte delas) vão permitir que seja possível aplicar cargas distribuídas pelas restantes estruturas de forma a verificar o seu comportamento.

Considerou-se uma análise estática (que permite o cálculo e análise dos deslocamentos, deformações e tensões) tendo em conta os efeitos geométricos não lineares das diferentes estruturas presentes na estrutura lombar, sacral, pélvica e osso púbico (materiais elásticos e hiperelásticos).

O pavimento pélvico está fixo em determinados pontos, cujos deslocamentos são conhecidos à partida. Os elementos finitos triangulares definidos para o modelo bidimensional utilizado têm os graus de liberdade referentes aos deslocamentos lineares activos. Assim, e apesar de se tratar de um modelo a 2 dimensões, os deslocamentos foram impedidos em:

$$U_1 = U_x = 0$$

$$U_2 = U_y = 0$$

$$U_3 = U_z = 0$$



Figura 8.2 - Modelo bidimensional com as condições de fronteira aplicadas à primeira vértebra lombar (L1) e ao osso púbico.

Este encastre foi aplicado à primeira vértebra (L1) e ao osso púbico. A todos os restantes elementos do modelo 2D, foi permitido o movimento sem qualquer tipo de restrição. O encastre foi aplicado aos dois elementos referidos, para que fosse possível verificar o comportamento da estrutura lombosagrada e do pavimento pélvico de forma controlada.

8.4 Cargas aplicadas ao modelo bidimensional

A força mecânica de cada tecido está relacionada com a capacidade que cada um tem de resistir à carga ou sobrecarga. Pela definição da física, uma força é algo que causa a aceleração de um objeto em movimento, ou, a sua deformação se o objeto se encontrar parado. A deformação produzida por uma força é estudada pela estática.

Designa-se por força máxima à maior carga que o tecido pode sustentar e no momento em que a carga máxima é alcançada, ocorre aumento na deformação sem aumento na sobrecarga. A sobrecarga mecânica é a reação interna ou resistência a uma carga externa, produzindo, geralmente, uma deformação no material [99].

A tensão pode ser definida como uma sobrecarga que é causada pela ação de forças externas de extensões equivalentes e opostas, que tracionam a estrutura. Uma força de tensão aplicada perpendicularmente à área de secção transversal de um tecido em direção contrária ao tecido alonga a estrutura tendo como resultado o stress e o estiramento [99].

Com o propósito de mimetizar o efeito que a pressão intra-abdominal tem no pavimento pélvico e estrutura lombosagrada, foram aplicadas ao modelo 5 cargas distintas para verificar o comportamento das estruturas referidas, no momento de esforço (Manobra de Valsalva) e no momento de relaxamento (cargas com valores mais baixos). Estas cargas foram aplicadas desde o fundo da primeira vértebra lombar (L1), até toda a extensão do pavimento pélvico (zonas de fronteira com as estruturas encastradas).

Cada carga foi aplicada sob a forma de pressão, perpendicularmente à área de contacto na parte anterior do modelo bidimensional. Os valores utilizados para simular a pressão exercida na Manobra de Valsalva foram retirados da literatura e a partir desses valores, foram ainda consideradas, mais 4 pressões diferentes de forma a ter resultados para comparação.

Tabela 8.4 - Valores das pressões intra-abdominais utilizadas nas simulações.

Simulação	Pressão intra-abdominal (PIA)	Referências
1	4 kPa = 0.004 MPa	[115]
2	3.5 kPa = 0.0035 MPa	Considerada (-0.5)
3	3 kPa = 0.003 MPa	Considerada (-1)
4	2 kPa = 0.002 MPa	Considerada (-2)
5	1 kPa = 0.001 MPa	Considerada (-3)

Estes diferentes valores, foram considerados para efetuar um varrimento de pressões intra-abdominais e com isso, perceber quais os resultados que mais se aproximavam das medidas dos ângulos obtidos anteriormente nas três mulheres usadas para o estudo.

Tendo em conta as unidades no *Abaqus.cae*, a fim de se obter os resultados das deformações em **mm** (para que as simulações correspondessem à realidade), antes de se introduzirem os valores no software, teve de ser feito todo um processo de conversão de unidades. Por este motivo, as pressões que se descobriam na literatura cuja unidade se encontrava em **kPa**, tiveram de ser convertidas para **MPa**, seguindo a tabela de unidades do *Abaqus*.

Quantity	SI	SI(mm)	SI	US Unit(ft)	US Unit(inch)
Length	<i>m</i>	<i>mm</i>	<i>m</i>	<i>ft</i>	<i>in</i>
Force	<i>N</i>	<i>N</i>	<i>kN</i>	<i>lbf</i>	<i>lbf</i>
Mass	<i>kg</i>	<i>tonne (10³kg)</i>	<i>tonne</i>	<i>slug</i>	<i>lbf s²/in</i>
Time	<i>s</i>	<i>s</i>	<i>s</i>	<i>s</i>	<i>s</i>
Stress	<i>Pa (N/m²)</i>	<i>MPa (N/mm²)</i>	<i>kPa</i>	<i>lbf/ft²</i>	<i>psi (lbf/in²)</i>
Energy	<i>J</i>	<i>mJ (10⁻³J)</i>	<i>KJ</i>	<i>ftlbf</i>	<i>inlbf</i>
Density	<i>kg/m³</i>	<i>tonne/mm³</i>	<i>tonne/m³</i>	<i>slug/ft³</i>	<i>lbf s²/in⁴</i>

Figura 8.3 - Imagem da tabela de unidades do *Abaqus.cae*.

Este cuidado foi preciso para o caso das pressões intra-abdominais, no entanto, em relação aos coeficientes que definem o modelo constitutivo e, consequentemente o comportamento dos tecidos, não foi necessário fazer qualquer tipo de alterações.



Figura 8.4 - Modelo bidimensional com a pressão intra-abdominal aplicada ao longo de toda a estrutura lombar, sacral e pavimento pélvico à exceção da primeira vértebra lombar (L1) e osso púbico.

Depois de definidas todas as propriedades mecânicas dos materiais envolvidos no modelo, as pressões intra-abdominais e as condições de fronteira, é tempo de apresentar os resultados obtidos para todas as simulações. A alteração das propriedades mecânicas só será feita a nível do pavimento pélvico, todos os outros componentes estruturais do modelo irão manter as suas características comportamentais do início ao fim das simulações. À medida que o ciclo das 5 pressões intra-abdominais for completo, as propriedades mecânicas do pavimento pélvico serão aumentadas para um novo ciclo de simulações.

8.5 Resultados

No sentido de perceber se existe, de facto, alguma relação entre a biomecânica da lordose lombar e a morfologia do pavimento pélvico, existem determinados passos a ter em conta.

A primeira fase dos resultados, consiste então em avaliar o comportamento do pavimento pélvico quando se experimentam diferentes propriedades mecânicas. Para isso, serão feitas várias simulações no modelo bidimensional, alterando o valor da pressão intra-abdominal, para cada conjunto de propriedades do pavimento pélvico. Destas simulações, fazem parte proprie-

dades associadas a mulheres saudáveis, sem disfunções ou fraquezas musculares e, propriedades que dizem respeito a mulheres com POP. Assim, será possível obter o valor máximo do deslocamento do pavimento pélvico, para cada situação.

O valor máximo do deslocamento será medido sempre no mesmo nó: 78310, com o objetivo de ter um ponto de referência fixo, capaz de nos indicar a deformação máxima sempre no mesmo lugar, para poder comparar resultados e com isto verificar se existem alterações nas deformações máximas associadas a cada pressão e propriedades mecânicas. Este nó foi cuidadosamente escolhido, de maneira a representar o local de maior distância na direção crânio-caudal.

A segunda parte desta fase de resultados, conduz à medição dos ângulos da lordose lombar, como foi explicado no capítulo 7.

A medição destes ângulos e a comparação dos mesmos entre cada simulação, irá servir para analisar o comportamento biomecânico da lordose lombar (a duas dimensões - $OxOy$) e a sua relação com a morfologia do pavimento pélvico (estado em que se encontra - mais ou menos rígido e com ou sem POP).

No fim, serão comparados os resultados dos ângulos obtidos no fim de cada simulação, com os ângulos previamente medidos das 3 pacinetes. Com este processo, espera-se verificar em qual dos casos existe maior influência na curvatura da coluna lombar e quais os valores mais ou menos próximos às três pacinetes em estudo.

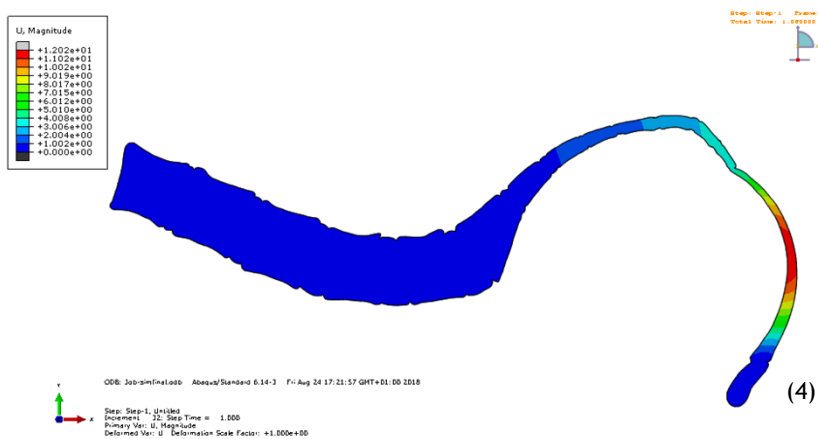
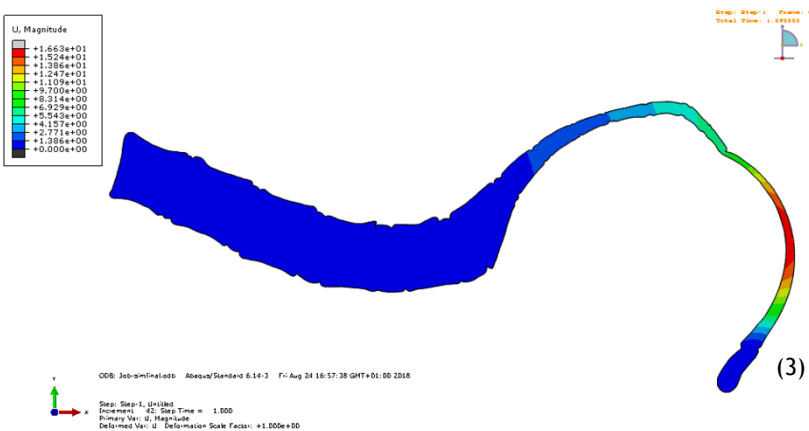
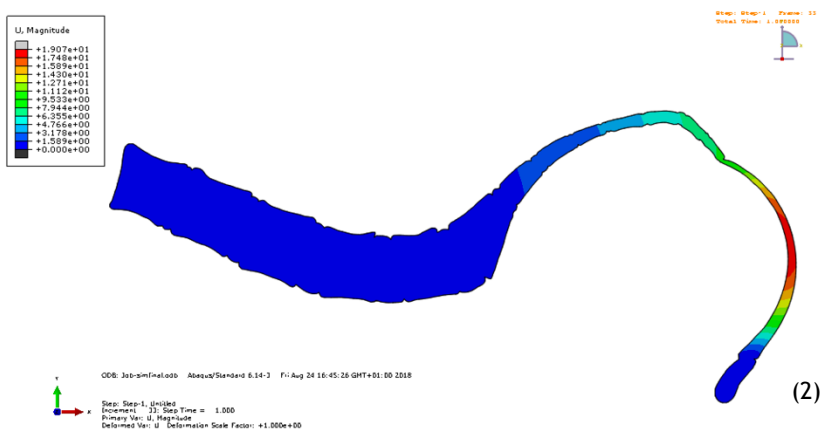
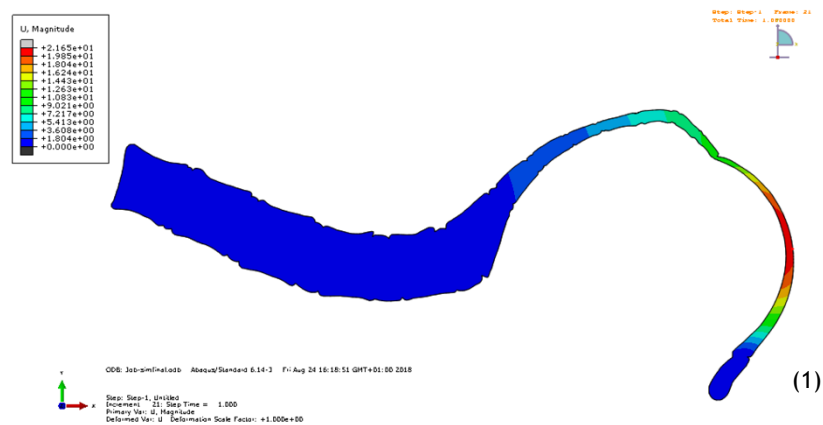
As simulações tiveram início nos valores das propriedades do pavimento pélvico retiradas da literatura, correspondentes a um pavimento pélvico assintomático, pelo modelo de Mooney-Rivlin.

Tabela 8.5 - Propriedades do pavimento pélvico e deformações máximas associadas.

Pavimento pélvico assintomático: $C10 = 0.020$ $C01 = 0.007$ $D1 = 0$ [114]		
Simulação	Pressão intra-abdominal (MPa)	Deformação máx. (mm) Ox - Nó: 78310
1	0.004	20,17
2	0.0035	17,80
3	0.003	15,56
4	0.002	11,32
5	0.001	6,99

A seguir, encontram-se organizadas as imagens correspondentes aos resultados das simulações para cada pressão intra-abdominal como é mostrado na tabela acima.

O valor dos coeficientes do modelo constitutivo que caracteriza o pavimento pélvico, é alterado conforme o ciclo de pressões intra-abdominais seja completo.



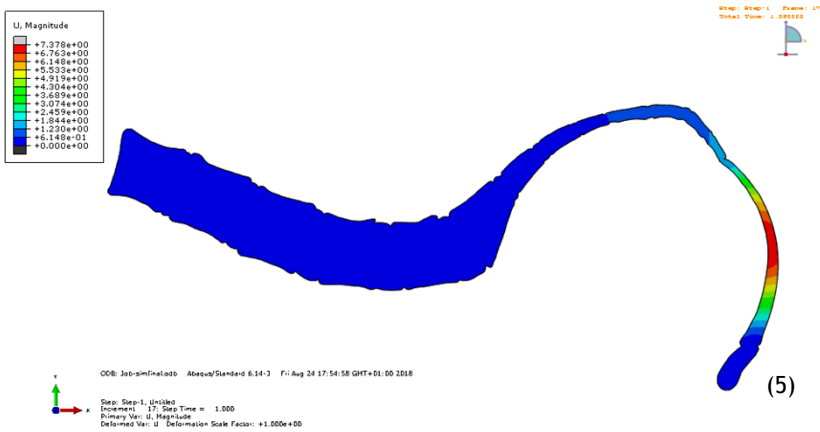


Figura 8.5 - Resultado das simulações para as propriedades do pavimento pélvico acima mencionadas. (1) resultado da simulação para uma pressão representativa da manobra de Valsalva [0.004 MPa], (2) pressão intra-abdominal de [0.0035 MPa], (3) comportamento do pavimento pélvico para uma pressão de [0.003 MPa], (4) pressão intra-abdominal de [0.002 MPa], (5) pressão intra-abdominal de [0.001 MPa].

Como se pode ver, os resultados obtidos vão de encontro com o que acontece na realidade quando se compara o comportamento elástico entre as estruturas anatómicas envolvidas. À medida que se vai diminuindo a pressão intra-abdominal, a magnitude da deformação do pavimento pélvico no sentido crânio-caudal, diminui também.

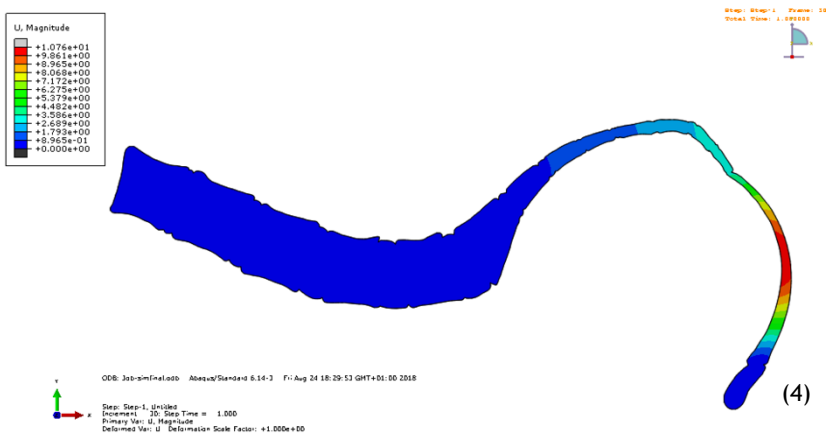
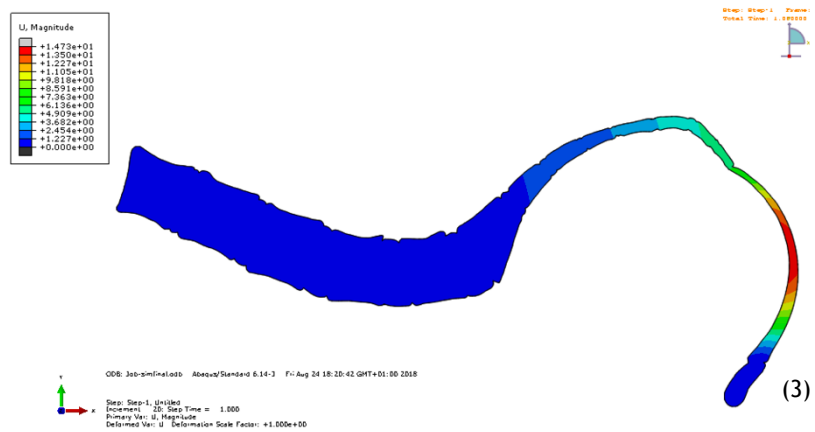
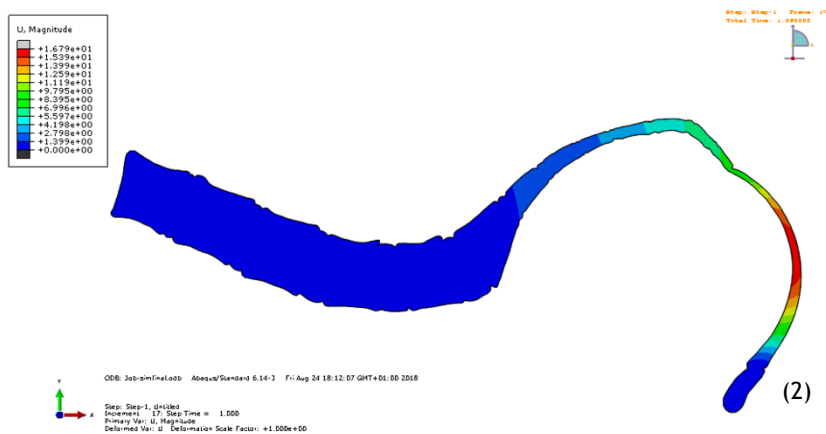
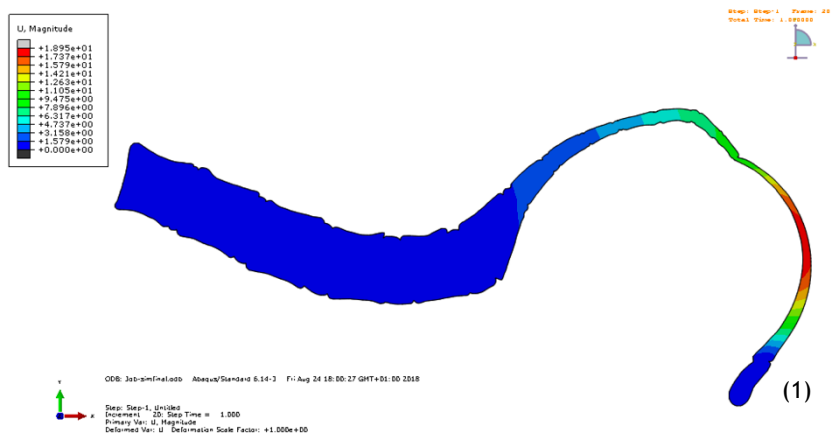
Com o objetivo de se conseguir resultados comparáveis de forma segura, foram consideradas mais 3 propriedades (caraterizadoras de um tecido saudável), a partir das propriedades mecânicas e do modelo constitutivo utilizado anteriormente. Portanto, o que se fez foi, multiplicar as referidas propriedades por um determinado fator de multiplicação à medida que se repetia o ciclo de simulações. Desta forma, foi possível saber quais as propriedades que conferiam maior ou menor rigidez ao pavimento pélvico, e assim, analisar o seu comportamento mediante o grau de rigidez apresentado.

As propriedades mecânicas iniciais serviram como valores padrão para as seguintes considerações, caraterizantes de um pavimento pélvico assintomático.

Aumentando então, a rigidez do pavimento pélvico em 1.15x, obtem-se as seguintes propriedades para o modelo constitutivo de Monney-Rivlin.

Tabela 8.6 - Propriedades do PP com rigidez aumentada (x1.15) e deformações máximas.

Pavimento pélvico assintomático: C10 = 0.023 C01 = 0.00805 D1 = 0			
Simulação	Pressão intra-abdominal (MPa)	Deformação máx. (mm) Ox - Nó: 78310	
6	0.004	17,61	
7	0.0035	15,64	
8	0.003	13,76	
9	0.002	10,12	
10	0.001	6,31	



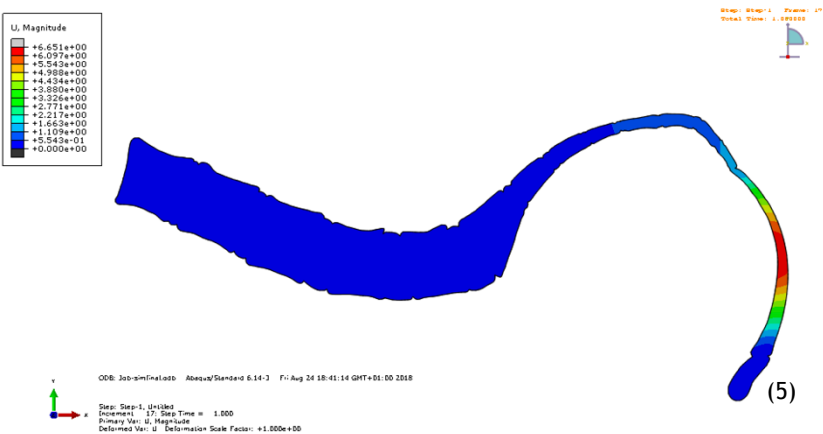
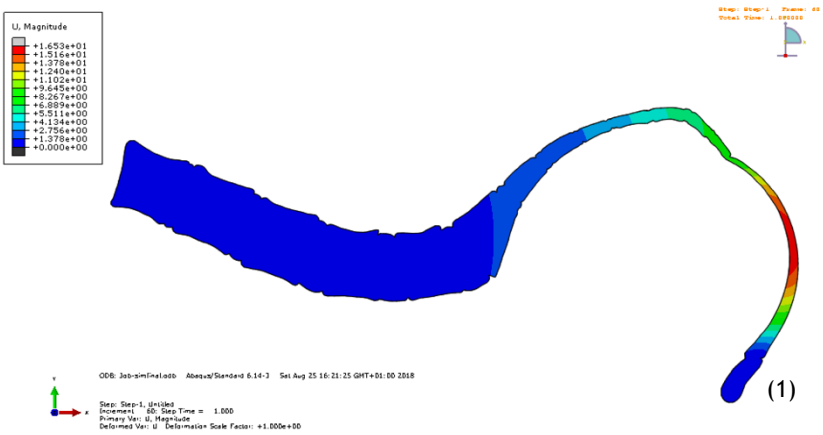


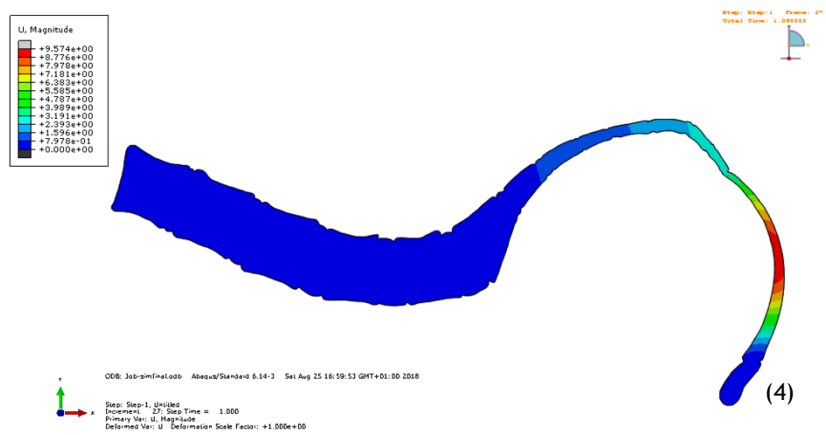
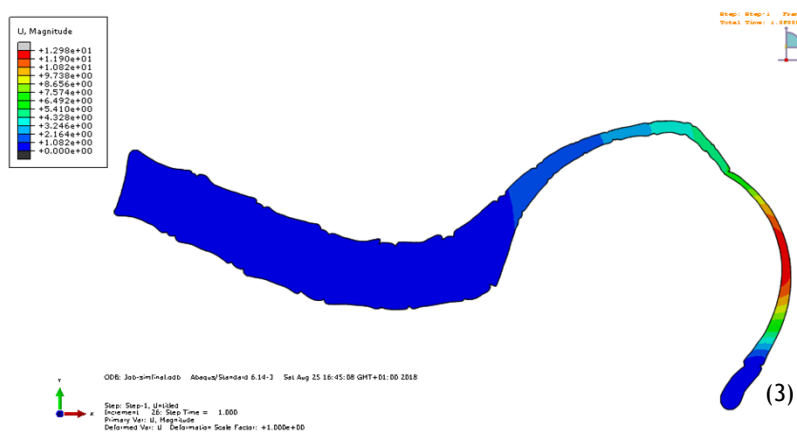
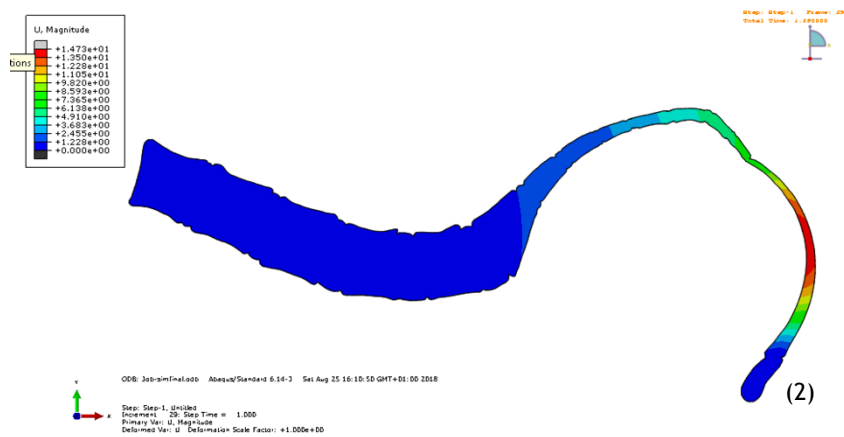
Figura 8.6 - Resultados das simulações para as propriedades do pavimento pélvico 1.15x mais rígido que o definido anteriormente. (1) pressão intra-abdominal de [0.004 MPa], (2) pressão intra-abdominal de [0.0035 MPa], (3) pressão intra-abdominal de [0.003 MPa], (4) pressão intra-abdominal de [0.002 MPa] e (5) pressão intra-abdominal de [0.001 MPa].

Aumentando o valor dos coeficientes C10 e C01 no modelo de Mooney-Rivlin em 1.3x, fi-
cámos com as seguintes propriedades mecânicas:

Tabela 8.7 - Aumento das propriedades mecânicas em 1.3x e resultado das deformações máximas.

Pavimento pélvico assintomático: C10 = 0.026 C01 = 0.01 D1 = 0			
Simulação	Pressão intra-abdominal (MPa)	Deformação máx. (mm) Ox - Nó: 78310	
11	0.004	15,31	
12	0.0035	13,69	
13	0.003	12,11	
14	0.002	8,99	
15	0.001	5,65	





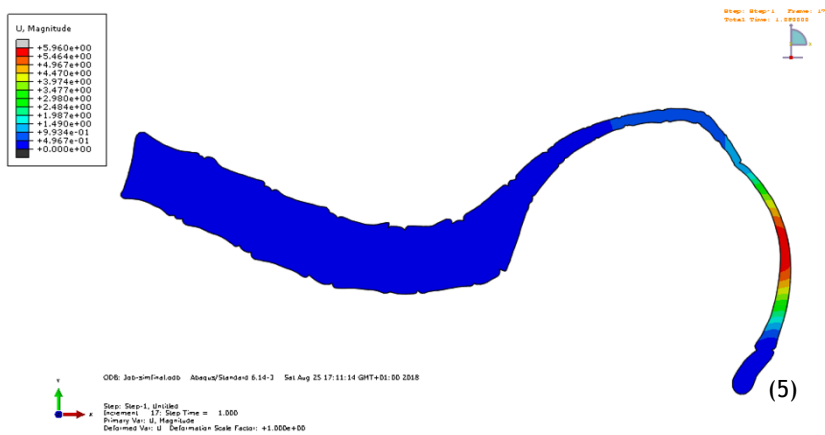
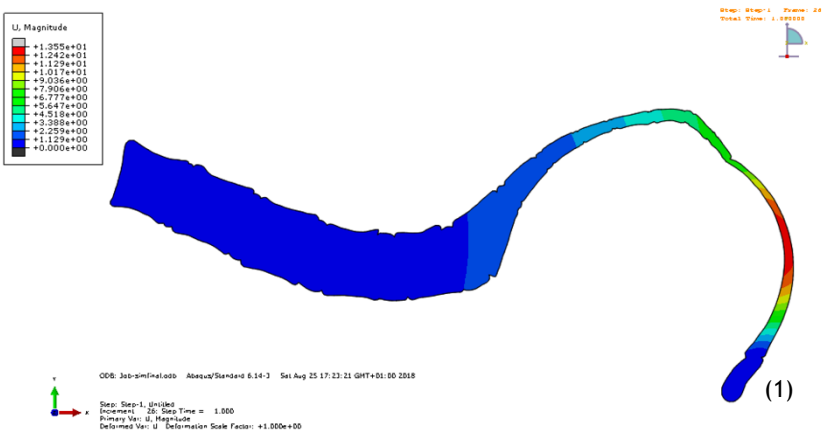


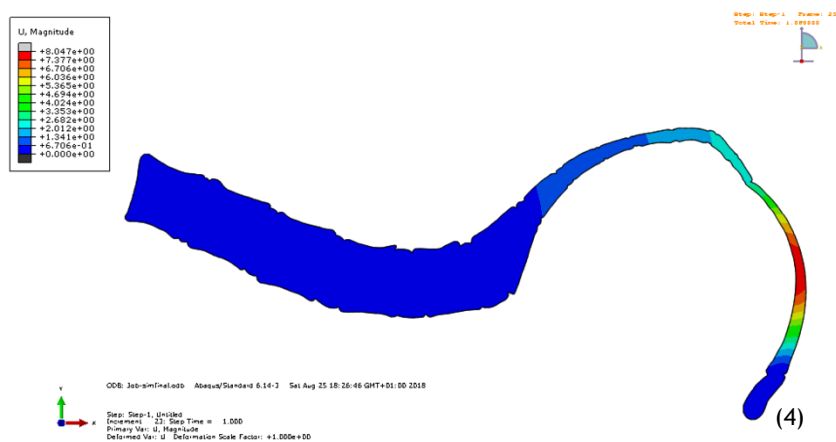
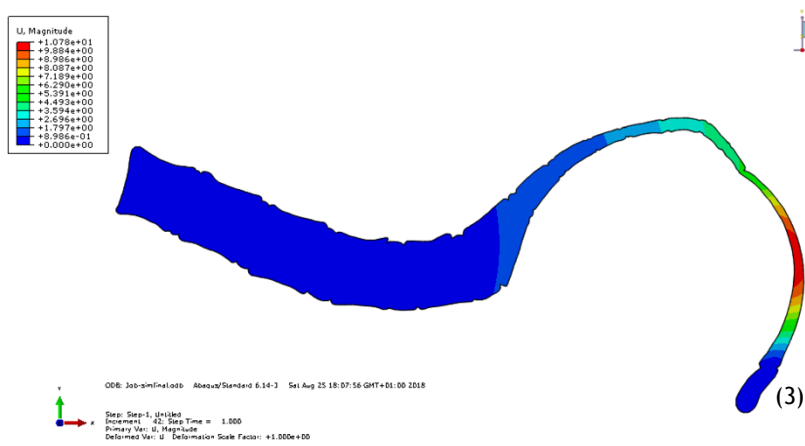
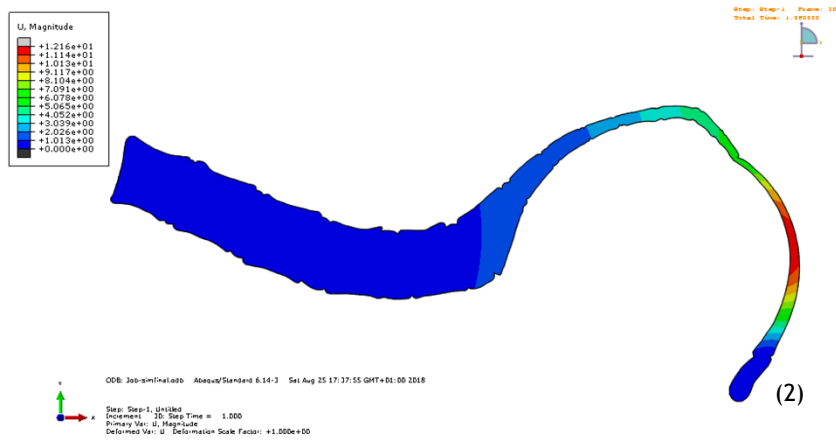
Figura 8.7 - Resultados das simulações para as propriedades do pavimento pélvico 1.3x mais rígido que o definido inicialmente. (1) pressão intra-abdominal de [0.004 MPa], (2) pressão intra-abdominal de [0.0035 MPa], (3) pressão intra-abdominal de [0.003 MPa], (4) pressão intra-abdominal de [0.002 MPa] e (5) pressão intra-abdominal de [0.001 MPa].

Antes de se fazer a análise biomecânica do pavimento pélvico com POP, as propriedades iniciais foram aumentadas em 1.5x para o coeficiente C10 e em 2.15x o coeficiente C01 de forma a obter um comportamento mais rígido ainda.

Tabela 8.8 - Aumento das propriedades mecânicas em 1.5x e resultado das deformações máximas.

Pavimento pélvico assintomático: C10 = 0.03 C01 = 0.015 D1 = 0			
Simulação	Pressão intra-abdominal (MPa)	Deformação máx. (mm)	Ox - Nó: 78310
16	0.004	12,51	
17	0.0035	11,26	
18	0.003	10,03	
19	0.002	7,55	
20	0.001	4,79	





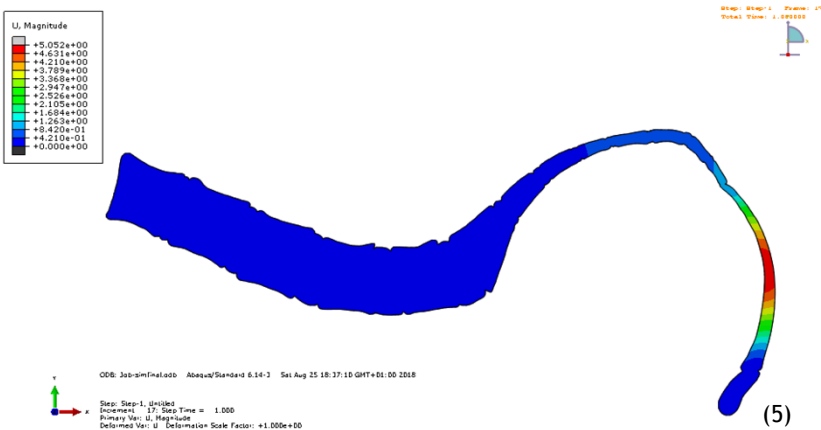


Figura 8.8 - Resultados das propriedades tabeladas acima. (1) pressão intra-abdominal de [0.004 MPa], (2) pressão intra-abdominal de [0.0035 MPa], (3) pressão intra-abdominal de [0.003 MPa], (4) pressão intra-abdominal de [0.002 MPa] e (5) pressão intra-abdominal de [0.001 MPa].

Como se pode ver, o que acontece com a diminuição da pressão intra-abdominal ao longo dos ciclos das simulações é igual para todas as propriedades, ou seja, a diminuição da pressão intra-abdominal leva a uma diminuição das deformações máximas. No entanto, em relação às propriedades mecânicas passa-se exatamente o contrário. Um aumento dos coeficientes do modelo, leva ao aumento da rigidez do PP e consequentemente, menor deformação associada.

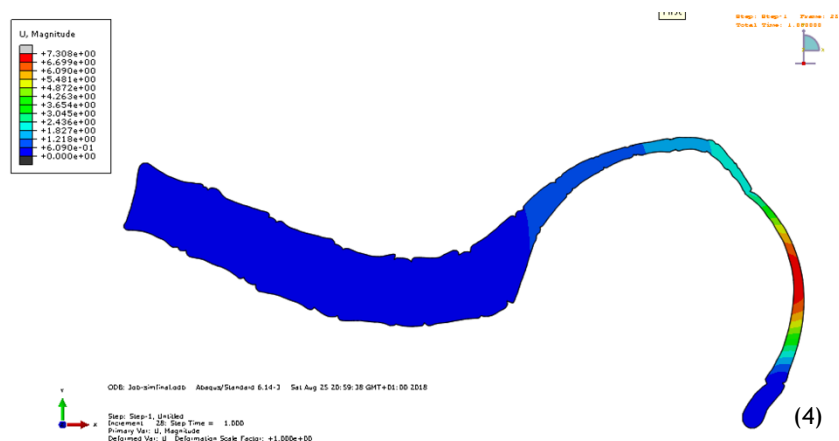
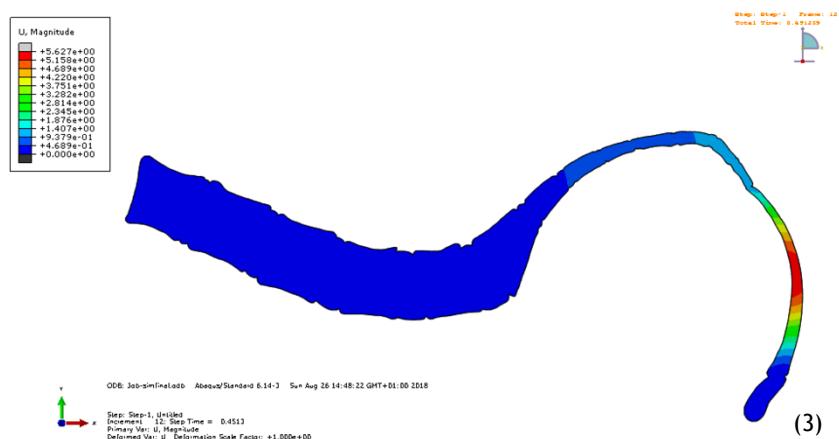
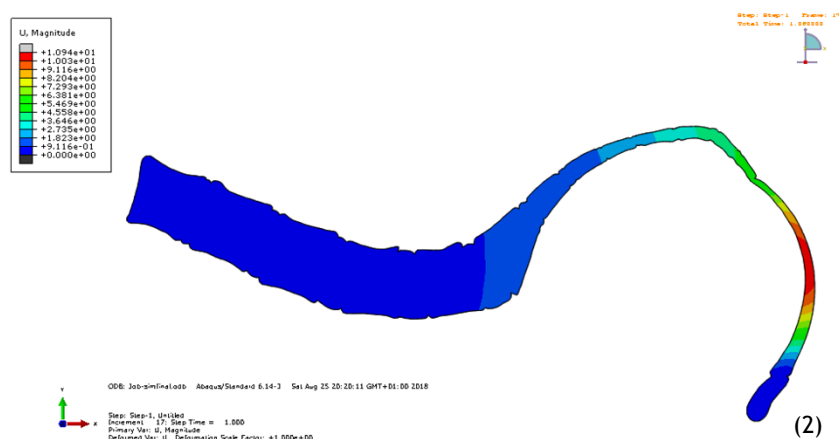
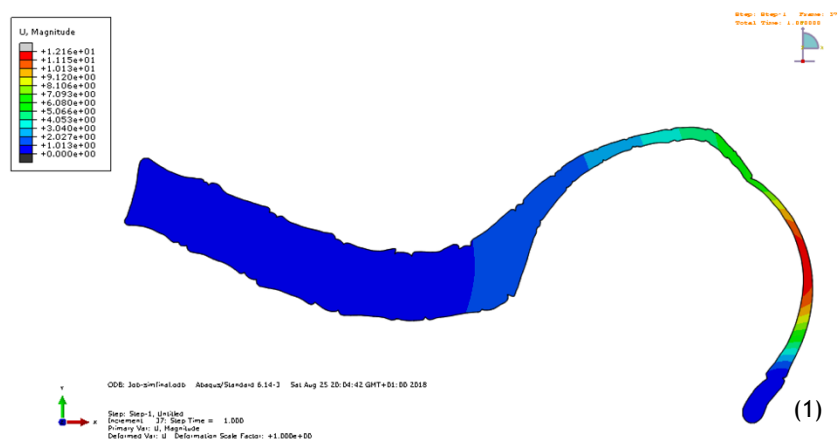
No sentido de se verificar o comportamento da lordose lombar quando o pavimento pélvico apresenta disfunções a nível fisiológico, como é o caso do prolapso dos órgãos pélvicos, foram feitas simulações com as propriedades mecânicas relativas a disfunções do forro pavimentoso submetidas às mesmas pressões intra-abdominais utilizadas nas simulações anteriores.

Com estas simulações será possível avaliar e comparar os resultados obtidos nas situações de maior e menor rigidez do pavimento pélvico, com os resultados das simulações biomecânicas em que o pavimento pélvico apresenta características de um tecido mais deficiente. Desta forma, será também possível analisar a influência e o impacto funcional que essa condição trás à curvatura da coluna lombar, através de medição e comparação dos ângulos lombares pelo método de Cobb.

Os valores que caracterizam o comportamento do pavimento pélvico em casos de POP foram retirados da literatura, em conjunto com os valores padrão referentes a um PP saudável. Em ambos os casos o modelo constitutivo que os caracteriza é o modelo de Mooney-Rivlin.

Tabela 8.9 - Propriedades mecânicas relativas ao POP e resultado das deformações máximas.

Pavimento pélvico com POP: C10 = 0.032 C01 = 0.019 D1 = 0			[114]
Simulação	Pressão intra-abdominal (MPa)	Deformação máx. (mm) Ox - Nó: 78310	
21	0.004	11,20	
22	0.0035	10,12	
23	0.003	8.79	
24	0.002	6,85	
25	0.001	4,37	



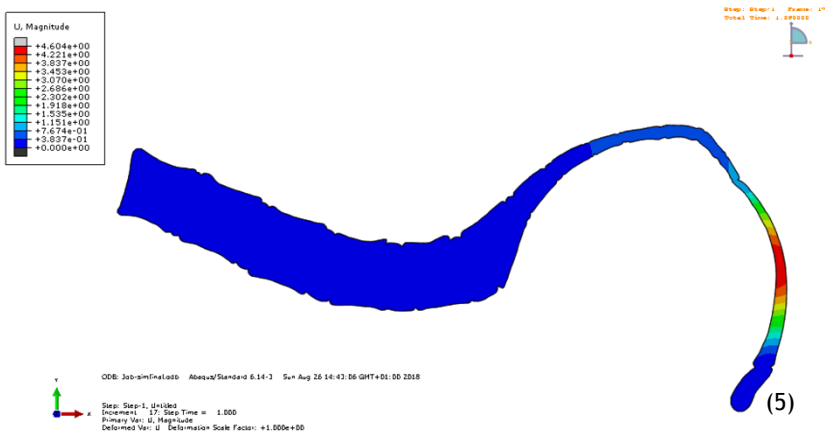
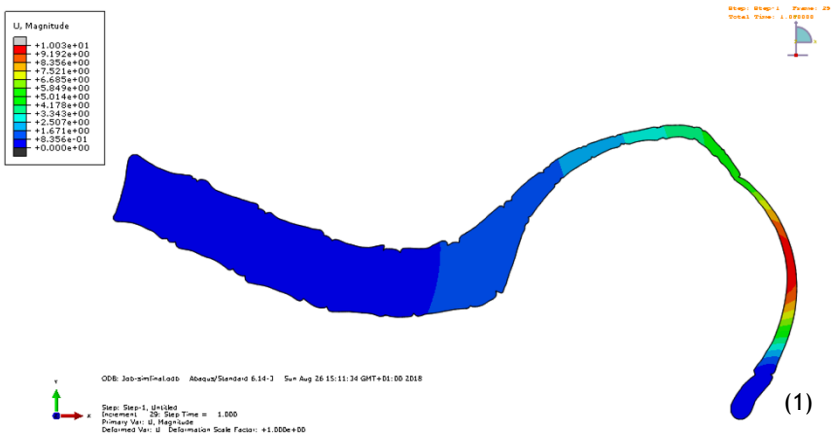


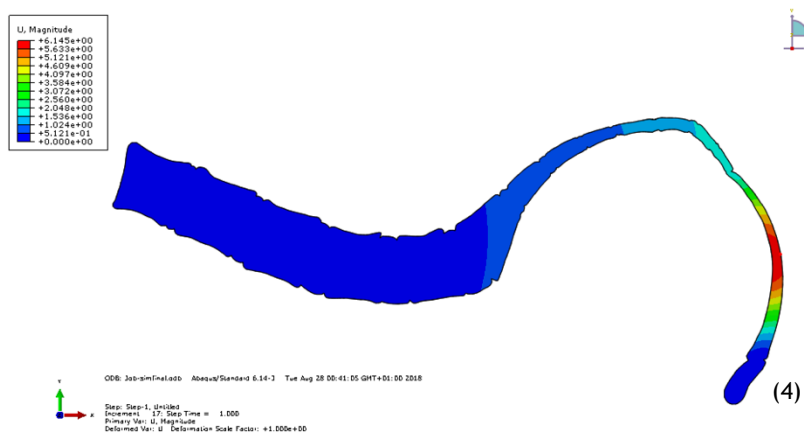
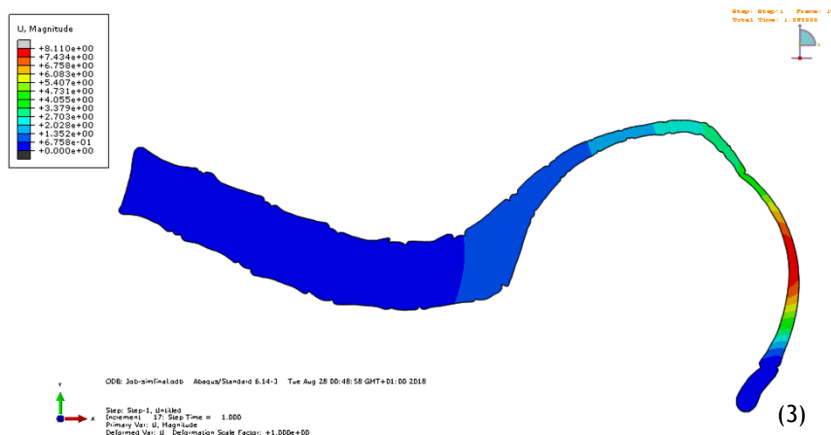
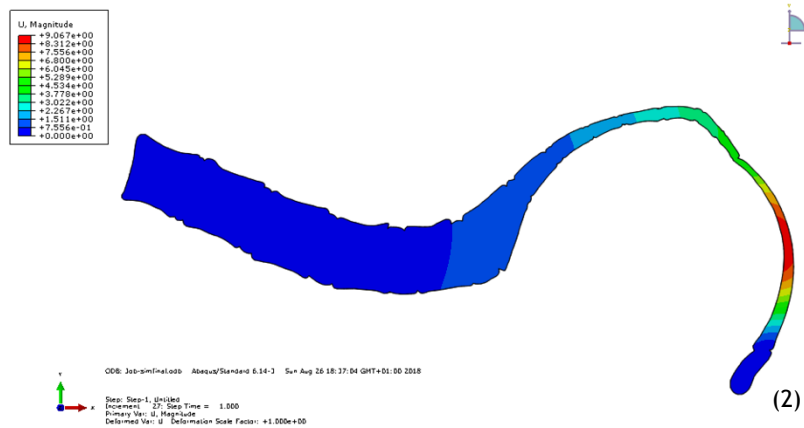
Figura 8.9 - Resultados das propriedades para o pavimento pélvico com POP. (1) pressão intra-abdominal de [0.004 MPa], (2) pressão intra-abdominal de [0.0035 MPa], (3) pressão intra-abdominal de [0.003 MPa], (4) pressão intra-abdominal de [0.002 MPa] e (5) pressão intra-abdominal de [0.001 MPa].

Também neste caso, foi usado o fator de multiplicação das propriedades mecânicas do pavimento pélvico. A partir das propriedades mecânicas da referência, foram consideradas novas propriedades para o modelo constitutivo anteriormente utilizado, de forma a tornar a rigidez dos tecidos ainda maior. C10 foi aumentado em 1.3x e C01 em 1.15.

Tabela 8.10 - Propriedades mecânicas do PP com POP mais evidente e resultado das deformações máximas.

Pavimento pélvico com POP: C10 = 0.042 C01 = 0.022 D1 = 0		
Simulação	Pressão intra-abdominal (MPa)	Deformação máx. (mm) Ox - Nó: 78310
26	0.004	9,22
27	0.0035	8,38
28	0.003	7,53
29	0.002	5,76
30	0.001	3,69





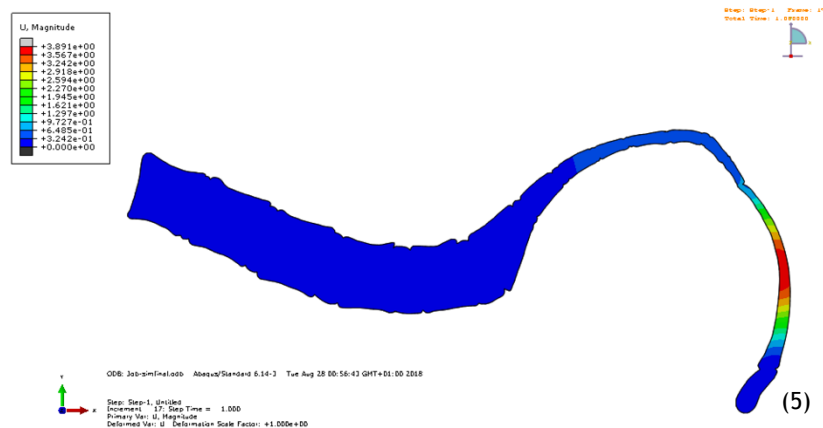


Figura 8.10 - Resultados das propriedades para o pavimento pélvico com POP mais rígido. (1) pressão intra-abdominal de [0.004 MPa], (2) pressão intra-abdominal de [0.0035 MPa], (3) pressão intra-abdominal de [0.003 MPa], (4) pressão intra-abdominal de [0.002 MPa] e (5) pressão intra-abdominal de [0.001 MPa].

O que se verificou pelos resultados foi que, o aumento no valor dos coeficientes do modelo constitutivo caracterizante do pavimento pélvico levou a uma menor deformação crânio-caudal do mesmo. Ou seja, quanto maior a rigidez do tecido, menor era a sua deformação.

Por outro lado, a diminuição da pressão intra-abdominal conduziu a uma menor deformação do pavimento pélvico.

Estes valores, vão depois ter influência nas medições dos ângulos da lordose lombar, visto que a forma e a força com que as pressões intra-abdominais atingem a estrutura lombo-sacra e pavimento pélvico em conjunto com as suas próprias propriedades mecânicas definem a forma como estes se comportam.

Nesta segunda fase de resultados, serão então apresentados os ângulos obtidos pelo comportamento do modelo, após cada simulação. Os valores encontram-se agrupados pelo grau de pressão intra-abdominal e pelo estado fisiológico.

Como a vértebra L1 faz parte das condições de fronteira do modelo e tendo em conta que o modelo utilizado foi sempre o da mesma paciente, mulher 3, este ângulo permanecerá igual em todas as simulações. Por este motivo, o ângulo da vértebra L1, na tabela de resultados final, será sempre igual a 2,33°.

A seguir, encontram-se discriminados todos os valores de deformação máxima para o pavimento pélvico e os respetivos ângulos, conforme a pressão intra-abdominal definida e as propriedades mecânicas associadas a diferentes estados fisiológicos do próprio pavimento pélvico.

Tabela 8.11 - Ângulos obtidos para cada simulação, pelo método de Cobb para um pavimento pélvico assintomático.

Ângulos da lordose lombar - pavimento pélvico assintomático				
Simulação	Pressão intra-abdominal (MPa)	Deformação máx. (mm)	Ângulos (°)	
-	-	-	L1-L5	L5-S1
1	0.004	20,17	40.6	18.5
6		17,61	39.4	18.4
11		15,31	39.2	17.8
16		12,51	39.1	17.4
2	0.0035	17,80	40.2	18.2
7		15,64	38.9	17.8
12		13,69	38.7	17.3
17		11,26	38.5	17.2
3	0.003	15,56	40.0	17.9
8		13,76	38.7	17.2
13		12,11	38.5	17.0
18		10,03	38.1	16.8
4	0.002	11,32	39.6	17.7
9		10,12	38.3	16.9
14		8,99	38.3	16.6
19		7,55	37.7	16.5
5	0.001	6,99	39.4	17.3
10		6,31	38.2	16.8
15		5,65	38.1	16.4
20		4,79	37.5	15.9

Pelos resultados obtidos, verifica-se uma diminuição tanto a nível do valor do ângulo L1-L5, como do ângulo L5-S1 à medida que a pressão intra-abdominal diminui. Ou seja, ao analisar os dados da tabela anterior, percebe-se que a intensidade da pressão intra-abdominal e a força com que esta atinge as diferentes estruturas anatómicas do modelo, vai ter um impacto direto nos ângulos formados entre a primeira e última vértebra lombar - L1-L5 - e entre a última vértebra lombar e o sacro - L5-S1 -, que corresponde ao disco intervertebral que os une.

O facto de se dizer que o impacto da pressão intra-abdominal é direto, tem a ver com a conservação das propriedades mecânicas do pavimento pélvico, uma vez que se verificam alterações nos ângulos das estruturas sem que estas sejam alteradas.

Em relação às propriedades mecânicas do PP, o que se verifica é que à medida que os coeficientes do modelo constitutivo utilizado vão sendo aumentados, os ângulos de L1-L5 e L5-S1 vão diminuindo. Quer então isto dizer que, o aumento dos coeficientes dos modelos constitutivos e consequentemente, o aumento de rigidez do pavimento pélvico, tem também uma influência direta na amplitude dos ângulos medidos.

Em suma, tanto a pressão intra-abdominal, como o aumento de rigidez das propriedades mecânicas do pavimento pélvico tem a sua influência na curvatura da lordose lombar, por um lado, a diminuição das pressões causa uma diminuição da curvatura e por outro, o aumento da rigidez do pavimento pélvico leva a uma diminuição da curvatura lordótica, para o caso do pavimento pélvico assintomático.

De seguida, são apresentados os resultados para os casos em que o pavimento pélvico apresenta disfunções, mais concretamente - prolapso dos órgãos pélvicos.

Tabela 8.12 - Ângulos obtidos para cada simulação, pelo método de Cobb para o pavimento pélvico com POP.

Ângulos da lordose lombar - pavimento pélvico com POP				
Simulação	Pressão intra-abdominal (MPa)	Deformação máx. (mm)	Ângulos (°)	
-	-	-	L1-L5	L5-S1
21	0.004	11,20	38.1	16.4
26		9,22	37.5	15.8
22	0.0035	10,12	37.7	16.3
27		8,38	37.3	15.7
23	0.003	8,79	37.4	16.2
28		7,53	36.9	15.4
24	0.002	6,85	37.3	16.1
29		5,76	36.5	14.9
25	0.001	4,37	37.0	15.8
30		3,69	36.4	14.5

Para o caso das propriedades mecânicas do pavimento pélvico com POP, o comportamento da lordose lombar é semelhante ao que acontecia para um pavimento pélvico assintomático. A diminuição da pressão intra-abdominal conduz à diminuição da deformação máxima observada no PP e consequentemente, à diminuição dos ângulos L1-L5 e L5-S1. O aumento dos coeficientes

dos modelos constitutivos, leva ao aumento de rigidez do PP, o que vai provocar uma diminuição dos ângulos ao longo das simulações. No entanto, verifica-se que mulheres que apresentem a condição do POP, por norma, têm maior rigidez no pavimento pélvico, e por este motivo, tanto a rigidez como a condição do pavimento pélvico vão influenciar o grau de curvatura lombar. Lembrando que quanto maior a rigidez e o avanço do prolapso, menor será a curvatura observada nas mulheres.

Capítulo 9

9. Conclusões e trabalho futuro

O pavimento pélvico é um sistema bastante complexo constituído por vários músculos, ligamentos, fáscias e tecidos conjuntivos cuja função conjunta, é essencial para o bom funcionamento e correto posicionamento anatómico dos órgãos pélvicos. Para fornecer o suporte e a organização estrutural e funcional adequada, estes músculos devem interagir e articular entre si, fixando-se a diferentes estruturas ósseas. Para além da ligação que estabelecem na base dos ossos que constituem a pélvis, estes, fixam-se também ao cóccix - último componente integrante da estrutura lombo-sacra. Contudo, como já foi referido anteriormente, diferentes curvaturas a nível da região lombar, resultam em diferentes inclinações sacrais e consequentemente, alterações a nível do cóccix que podem induzir determinadas disfunções no pavimento pélvico. Além disso, as diferentes curvaturas da lordose (sejam estas de origem patológica, ou não) podem levar à alteração de como as forças descendentes das pressões intra-abdominais atinjam o pavimento pélvico causando a sua disfunção e posteriores patologias associadas ao seu enfraquecimento, com um grau de gravidade ainda maior.

Existem, atualmente, diversos estudos e teorias que explicam as condições fisiopatológicas das disfunções do pavimento pélvico e da lordose lombar. No entanto, são muito poucos os que relacionam estas duas condições, não existindo ainda nenhum, que o faça através da modelação e simulação biomecânica. Deste modo, todas as pesquisas abordadas têm os seus pontos fortes e fracos, existindo sempre uma preocupação em validar os conceitos por elas definidos. Assim, conclui-se que é necessário um progresso na investigação da modelação computacional da curvatura lombar e a sua relação com a morfologia do pavimento pélvico.

A modelação e simulação do modelo 2D da região lombo-sacra e pavimento pélvico, com base no método dos elementos finitos permitiu a avaliação dos seus diferentes comportamentos biomecânicos, nomeadamente a análise de tensões e deformações a que o pavimento pélvico está sujeito quando se alteram as suas propriedades mecânicas e as pressões intra-abdominais a que está sujeito. Além disso foi possível verificar a influência que a alteração destas propriedades e pressões tinham na curvatura da coluna lombar, determinada por intermédio dos ângulos das estruturas vertebrais e dos discos intervertebrais de mulheres com e sem disfunção do pavimento pélvico.

Em relação à discussão de resultados, podem ser retiradas as seguintes conclusões deste estudo: a diminuição da pressão intra-abdominal exercida sobre os músculos do PP e da LL leva a uma diminuição das deformações causadas no pavimento pélvico e no grau de lordose lombar; as alterações morfológicas a nível do PP têm de facto, uma relação direta com a curvatura da

lordose lombar. Isto verifica-se porque, quando se alteram os coeficientes do modelo que caracteriza o pavimento pélvico, de forma a aumentar a sua rigidez, a sua deformação vai ser menor e, como consequência disso, a lordose sofre menor inclinação, ou seja, menor curvatura. Esta última conclusão vai de encontro aos resultados observados por John K. Nguyen et al. [1], no ano de 2000, que concluíram que as mulheres com prolapso uterovaginal avançado tinham menos lordose lombar e uma entrada pélvica orientada menos verticalmente do que as mulheres sem prolapso.

Assumindo os valores dos ângulos anteriores, medidos para as 3 mulheres diferentes em estudo, os resultados da simulação parecem ser da mesma ordem de grandeza. Uma simulação com maior ângulo de curvatura que outras, mas tudo dentro do mesmo intervalo. Comparando os resultados obtidos pelas simulações, com os obtidos anteriormente, verifica-se que em relação à mulher 3, o valor do ângulo L1-L5, $[38,75^\circ]$ têm uma forte aproximação aos valores obtidos para as simulações 8 e 12 $[38.7^\circ]$ correspondentes a um pavimento pélvico assintomático. Isto significa que a mulher poderia ter um pavimento pélvico com as propriedades semelhantes às da simulação 8 $[C10=0.023, C01=0.00805, D1=0]$ e uma pressão intra-abdominal de 0.003 MPa, ou às da simulação 12 que conta com um PP mais rígido e uma pressão intra-abdominal maior $[C10=0.026, C01=0.01, D1=0]$ a 0.0035 MPa. Relativamente ao valor do ângulo L5-S1, pode-se dizer que também este se encontra dentro da mesma ordem de grandeza apesar de em nenhuma das simulações se ter obtido um valor tão baixo.

Comparativamente à mulher 1 e 2, os valores para o ângulo L1-L5 são $[37,34^\circ]$ e $[36,72^\circ]$, respetivamente. Não se sabe se em alguma delas o PP apresenta POP e por isso não se podem fazer comparações muito acertivas relativamente aos resultados obtidos para o PP com POP, no entanto, comparando estes valores aos obtidos para o PP assintomático e com POP, verifica-se que há uma aproximação maior para os ângulos obtidos do pavimento pélvico com POP. Verificando-se também esta aproximação para o ângulo L5-S1.

Embora tais variações possam estar relacionadas a diferenças fisiológicas entre as mulheres, fica claro que a falta de protocolos de pesquisa padronizados também é um problema para este estudo. Em particular Ruiz-Zapata et al. [116], referem que a colheita do tecido para testes, é um passo muito crítico uma vez que as propriedades mecânicas são sensíveis à localização e ao tamanho das amostras. Portanto, comparar dados entre estudos de diferentes grupos é difícil. No entanto, devido à sua importância, é essencial procurar entender as propriedades biomecânicas do PP, não apenas para encontrar o melhor material para o reparo, mas também para evitar mais danos aos tecidos a longo prazo.

Em trabalho futuro será possível dar continuidade a este estudo de forma a torna-lo mais aprofundado ao criar modelos numéricos tridimensionais precisos e fiáveis da estrutura lombosacra através destas medições e de novas imagens obtidas por ressonância magnética. Modelos esses que já incluam todo o conjunto de músculos que dizem respeito ao PP, órgãos da cavidade pélvica por ele suportados, ligamentos, fâscias ... a fim de se conseguirem obter simulações mais realistas e que permitam outras relações entre as estruturas estudadas. Desta forma será possível acrescentar novos dados à comunidade científica em relação à influencia que morfologia do pavimento pélvico tem na curvatura lordótica e vice-versa.

A criação destes modelos poderá ainda conduzir a um tratamento mais controlado e robusto, diminuindo a necessidade de se recorrer, mais tarde, a novas cirurgias, como acontece no caso do tratamento do POP. A obtenção destes modelos requer que se obtenha uma descrição geométrica da anatomia das estruturas de interesse, bem como o seu comportamento dinâmico e

mecânico, a fim de se criarem modelos com potencial para apoiar a comunidade científica e saúde pública.

Referências

- [1] John K. N, et al., “Lumbosacral Spine and Pelvic Inlet Changes Associated With Pelvic Organ Prolapse”, in *Obstetrics & Gynecology*, March 2000, vol. 95, no. 3, pp.332-336.
- [2] Nabil A. E, et al., “Functional anatomy of the lumbar spine”, in *Seminars in Pain Medicine*, September 2004, vol. 2, issue 3, pp. 131- 137.
- [3] Vieira A. and Brandão S., “Estudo biomecânico da relação do grau de lordose lombar com a disfunção do pavimento pélvico da mulher”, November 2014.
- [4] S. Choi, M. Lee and B. Kwon, “A study on difference and importance of sacral slope and pelvic sacral angle that affect lumbar curvature”, in *Technology and Health Care*, 2014, vol. 22, pp. 467-472.
- [5] Sahinkanat T, et al., “Effects of lumbar lordosis and pelvic inlet orientation on the outcome of the transobturator tape sling operation in women”, in *Arch Gynecol Obstet*, 2011, vol. 284, pp. 125-130.
- [6] T. Fleming Mattox MD et al., “Abnormal spinal curvature and its relationship to pelvic organ prolapse” in *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, December 2000, vol. 183, issue 6, pp. 1381-1384.
- [7] Delancey JOL, “Anatomic aspects of vaginal eversion after hysterectomy”, in *Am J Obstet Gynecol*, 1992, vol. 166, pp. 1717-1728.
- [8] Delancey JOL, “Anatomy and biomechanics of genital prolapse”, in *Clin Obstet Gynecol*, 1993 vol. 36, pp. 897-909.
- [9] Mengert WF, “Mechanisms of uterine support and position” in *Am J Obstet Gynecol*, 1936, vol. 31, pp. 775-782.
- [10] Richardson AC, Lyon JB, Williams NL, “A new look at pelvic relaxation” in *Am J Obstet Gynecol*, 1976, vol. 126, pp. 568-573.
- [11] Smith ARB, Hosker GL, Warrell DW, “The role of partial denervation of the pelvic floor in the aetiology of genitourinary prolapse and stress incontinence of urine: A neurophysiological study”, in *Br J Obstet Gynaecol*, 1989, vol. 96, pp. 24-28.
- [12] Norton P, Boyd C, Deak S, “Abnormal collagen ratios in women with genitourinary prolapse”, in *Neurourol Urodyn*, 1992, vol. 11, pp. 2-4.
- [13] Strohbehn K, “Normal pelvic floor anatomy” in *Obstet Gynecol Clin North Am*, 1998, vol.25, pp.683-705.
- [14] Gill E J, Hurt W G, “Pathophysiology of pelvic organ prolapse”, in *Obstet Gynecol Clin North Am*, 1998, vol. 25, pp. 757-769.
- [15] Matheus LM, et al., “Influência dos exercícios perineais e dos cones vaginais, associados à correção postural, no tratamento da incontinência urinária feminina”, in *Rev Bras Fisioter*, 2006, vol. 10, pp. 387-392.
- [16] Fozzatti MCM, et al., “Impacto da reeducação postural global no tratamento da incontinência urinária de esforço feminina.”, in *Rev Assoc Med Bras*, 2008, vol. 54, pp.17-22.
- [17] O. Hay et al., “The Lumbar Lordosis in Males and Females, Revisited”, August 24, 2015.
- [18] Marta Kurutz, “Finite Element Modeling of the Human Lumbar Spine”, *Budapest University of Technology and Economics*, 2010, pp.209-236.

- [19]G. Vaz, P. Roussouly, E. Berthonnaud, J. Dimnet, “Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine”, in *Eur Spine J*, 2002, pp. 80-87.
- [20]R. Vialle, N.Levassor, L.Rillardon, et al., “Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects”, in *J Bone Joint Surg Am*, 2005, pp. 260-267.
- [21]Cil A, et al., “The evolution of sagittal segmental alignment of the spine during childhood”, in *Spin*, 2005, vol. 30, pp. 93-100.
- [22]Schuller S, Charles YP, Steib JP, “Sagittal spinopelvic alignment and body mass index in patients with degenerative spondylolisthesis”, in *Eur Spine J*, 2011, vol. 20, pp.713-719.
- [23]Been E, Kalichman L, “Lumbar lordosis”, in *The Spine Journal*, 1 January 2014, vol. 14, issue 1, pp. 87-97.
- [24]Suzuki H, et al., “Total sagittal spinal alignment in patients with lumbar canal stenosis accompanied by intermittent claudication”, in *Spine*, 2010, vol. 35, pp. 344-346.
- [25]N. Newell et al., “Biomechanics of the human intervertebral disc: A review of testing techniques and results”, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 69 (2017) 420-434.
- [26]Sarah M. Eickmeyer, “Anatomy and Physiology of the Pelvic Floor”, in *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, May 2017.
- [27]J.O.L. DeLancey, “Chapter Two - Pelvic Floor Anatomy and Pathology”, *Biomechanics of the Female Pelvic Floor*, pages 13-51, 2016.
- [28]Steven D. Waldman, “Functional Anatomy of the Sacrum”, pages 70-71, 2009.
- [29]Harold Ellis et al., “The sacrum and caudal block”, *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, Volume 10, Issue 11, pages 528-529, November 2009.
- [30]Maitland J, “Spinal Manipulation Made Simple”, Berkeley: North Atlantic Books, p. 72, 2001.
- [31]Heum Dai Kwon et al., “Coccygodynia and Coccygectomy”, *Korean Journal of Spine*, 9, 4 (2012), 326-333.
- [32]Bergman J, Howe G. “Vestigial Organs” are Fully Functional. Terre Haute, IN: Creation Research Society Books, 1990, pp. 32-34.
- [33]Pedro A. Maldonado et Clifford Y. Wai, “Pelvic Organ Prolapse: New Concepts in Pelvic Floor Anatomy”, *Obstetrics and Gynecology Clinics of North America*, Volume 43, Issue 1, pages 15-26, March 2016.
- [34]Sarah M. Eickmeyer, “Anatomy and Physiology of the Pelvic Floor”, *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, Volume 28, Issue 3, August 2017, Pages 455-460.
- [35]Lippincott Williams & Wilkins, “Clinical Anatomy: An Illustrated Review with Questions and Explanations”, p. 98, 2004.
- [36]Pawel Łaniewski et Melissa Herbst-Kralovetz, “Vagina”, *Reference Module in Biomedical Sciences*, November 2017.
- [37]Corton M.M., “Anatomy of the pelvis: How the pelvis is built for support”, *Clinical Obstetrics and Gynecology*, 2005. 48(3): p. 611-626.
- [38]Netter F.H., *Atlas of human anatomy*2006: Saunders/Elsevier.
- [39]Vishy Mahadevan, “Anatomy of the rectum and anal canal”, *Surgery (Oxford)*, Volume 35, Issue 3, March 2017, Pages 121-125.
- [40]Pernoll M.L. and R.C. Benson, “Benson & Pernoll's handbook of obstetrics & gynecology: McGraw-Hill”, 2001.
- [41]Herschorn S., “Female pelvic floor anatomy: the pelvic floor, supporting structures, and pelvic organs”, *Rev Urol*, 2004. 6 Suppl 5: p. S2-S10.

- [42] Ashton-Miller J.A. and J.O.L. Delancey, "Functional anatomy of the female pelvic floor", *Reproductive Biomechanics*, 2007. 1101: p. 266-296.
- [43] Petrea R. G., Rusu D. E., "Rehabilitation of lumbar hyper-lordosis through swimming-specific exercises", *Sp Soc Int J Ph Ed Sp* 2014 - Volume 14 - Issue 2.
- [44] Elftman HO, "The evolution of the pelvic floor of primates", in *Am J Anat*, 1932, vol. 51, pp. 307-341.
- [45] Zacharin RF, "Pelvic floor anatomy and the surgery of pulsion enterocele" in New York: Springer-Verlag/Wein, 1985, pp. 3-22.
- [46] Antonescu D, Obraşcu C., "Corectarea coloanei vertebrale", Bucureşti: Editura Medicală; 1993. 273p. Romanian.
- [47] Fayiz F. El-Shamy and Ahmed A. Moharm, "Effect of Pelvic Postural Changes on Pelvic Floor Muscle Activity in Women with Urinary Stress Incontinence", *Bull. Fac. Ph. Th. Cairo Univ.*, Vol. 18, No. (1) Jan. 2013.
- [48] Reichmann S, Lewin T. "The development of the lumbar lordosis. A post mortem study on excised lumbar spines" *Arch Orthop Unfallchir* 1971;69:275-85.
- [49] Willner S, Johnson B, "Thoracic kyphosis and lumbar lordosis during the growth period in children", *Acta Paediatr Scand* 1983;72:873-8.
- [50] Balkan Cakir et al., "The impact of total lumbar disc replacement on segmental and total lumbar lordosis", *Clinical Biomechanics* 20 (2005) 357-364.
- [51] E. López et al., "A predictive mechanical model for evaluating vertebral fracture probability in lumbar spine under different osteoporotic drug therapies", *Computer methods and programs in biomedicine*, 131 (2016) 37-50.
- [52] P. Chantereau et al., "Mechanical properties of pelvic soft tissue of young women and impact of aging", *Int Urogynecol J* (2014) 25:1547-1553.
- [53] Christl Reisenauer et al., "Anatomical conditions for pelvic floor reconstruction with polypropylene implant and its application for the treatment of vaginal prolapse", *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology* 131 (2007) 214-225.
- [54] Geynisman-Tan J and Kenton K., "Surgical Updates in the Treatment of Pelvic Organ Prolapse", Volume 8, Issue 2, 0017 April 2017.
- [55] Mascarenhas T, "Disfunções do pavimento pélvico: incontinência urinária e prolapso dos órgãos pélvicos", Permanyer Portugal, 2010.
- [56] Abrams P. et al., "International consultation on Incontinence Recommendations of the International Scientific Committee: Evaluation and treatment os urinary incontinence, pelvic organ prolapse and faecal incontinence", Health Publication Ltd 2009, pp. 1767-1820.
- [57] Bradley CS and Nygaard IE, "Vaginal wall descensus and pelvic floor symptoms in older women", *Obstet Gynecol*, 2005;106:759-66
- [58] Olsen AL et al., "Epidemiology of surgically managed pelvic organ prolapse and urinary incontinence". *Obstet Gynecol*. 1997;89(4):501-6.
- [59] Candoso B., "Prolapso dos Órgãos Pélvicos", *Ginecologista, Maternidade Júlio Dinis - Porto*, Julho de 2010.
- [60] Herrmann V, et al., "Classificação e quantificação dos prolapso genitais", In: Palma P, Netto J, editors. *Uroginecologia ilustrada*. São Paulo: Roca; 2005.
- [61] Jorgensen S, Hein H O and Gyntelberg F, "Heavy lifting at work and risk of genital prolapse and herniated lumbar disc in assistant nurses" in *Occup Med*, 1994, vol. 44, pp. 47-49.
- [62] Drutz, H.P., S. Herschorn, and N.E. Diamant, "Female Pelvic Medicine and Reconstructive Pelvic Surgery", 2006: Springer.

- [63]Felipe MA., et al., “Uso de Telas de Polipropileno Recobertas para o Tratamento de Pro-lapsos Genitais Femininos”, Revista Ciências em Saúde, Vol. 2, N 3, 2012.
- [64]Theobold, P.V., C.W. Zimmerman, and G.W. Davila, “Vaginal Prolapse Surgery : New Te-chniques”, 2011: Springer.
- [65]Nelson RL., “Epidemiology of fecal incontinence”, Gastroenterology, 2004,126:S3-7.
- [66]Hunskar S, B.K., et al., “Epidemiology of Urinary (UI) and Faecal (FI) Incontinence and Pelvic Organ Prolapse (POP)”, Health Publication Ltd, 2005. 1: p. 255-312.
- [67]Mayne CJ, Assassa RP, “Epidemiology of incontinence and prolapse”, BJOG 111:2-4, 2004.
- [68]Hunskar S, et al., “Epidemiology and natural history of urinary incontinence”, Int Urogy-necol J Pelvic Floor Dysfunct 11:301-319, 2000.
- [69]Perry S., et al. “Prevalence of faecal incontinence in adults aged 40 years or more living in the community”, Gut., pp. 480-494, 2002.
- [70]Nelson R., Norton N. and Cautley E., “Community-based prevalence of anal incontinence”, JAMA, 274, pp. 559-561, 1995.
- [71]Kamm MA., “Obstetric damage and fecal incontinence”, Lancet., pp. 730-733, 344, 1994.
- [72]Jeffcoate TNA, Roberts H, “Observations on stress incontinence of urine”. Am. J. Obstet. Gynecol., 64: 721-758, 1952.
- [73]Findlay JM., et al., “Current issues in the management of adult faecal incontinence”. Br J Hosp Med. 2010 Jun; 71(6): 335-40.
- [74]Rao S, “Diagnosis and Management of Fecal incontinence”, Am J Gastroenterol. 2004 Aug; 99 (8):1585-604.
- [75]Bharucha AE, “Management of Fecal Incontinence”, Gastroenterol Hepatol (N Y). 2008; 4(11): 807-817.
- [76]Park WM, et al., “Biomechanical analysis of two-step traction therapy in the lumbar spine”, Manual Therapy 19 (2014) 527e533.
- [77]Nachemson AL., “Disc pressure measurements”, Spine (Phila Pa 1976). 1981 Jan-Feb;6(1):93-7.
- [78]Bader, D. L., & Bouten, C. V. C., “Biomechanics of soft tissues”, In Z. Divir (Ed.), Clinical Biomechanics, 2000, pp. 35-64.
- [79]Cintas J, “Biomecânica dos desvios posturais e como corrigi-los“, Avaliação postural, Bio-mecânica, Julho 2017.
- [80]Naserkhaki S, et al., “Effects of inter-individual lumbar spine geometry variation on load-sharing: Geometrically personalized Finite Element study“, Journal of Biomechanics, Vo-lume 49, Issue 13, 6 September 2016, Pages 2909-2917.
- [81]Adams MA, Hutton WC., “The mechanical function of the lumbar apophyseal joints”, Spine (Phila Pa 1976). 1983 Apr;8(3):327-30.
- [82]Arshad R., ‘Influence of lumbar spine rhythms and intra-abdominal pressure on spinal loads and trunk muscle forces during upper body inclination’, Medical Engineering and Physics 38 (2016) 333-338.
- [83]Tyagi A et al., “Intra-abdominal pressure and intra-abdominal hypertension in critically ill ob- stetric patients: a prospective cohort study”, in International Journal of Obstetric Anesthesia, 2017
- [84]Stokes I.A.F et al., “Intra-abdominal pressure and abdominal wall muscular function: Spinal unloading mechanism”, Clin Biomech (Bristol, Avon), 25 (2010), pp. 859-866.
- [85]Hodges P.W. et al., “Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine”, J Biomech, 38 (2005), pp. 1873-1880.

- [86]Hodges P.W. et al., “In vivo measurement of the effect of intra-abdominal pressure on the human spine”, *J Biomech*, 34 (2001), pp. 347-353.
- [87]Legaye J, et al., “Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves“, *Eur Spine J*. 1998;7(2):99-103.
- [88]Vialle R, et al., “Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects“, *The Journal of bone and joint surgery*. 2005;87(2):260-7.
- [89]Schmidt H. et al., “What does the shape of our back tell us? Correlation between sacrum orientation and lumbar lordosis“, *The Spine Journal*, 2017, Germany.
- [90]Meyer I., et al., “Pelvic floor symptoms and spinal curvature in women”, *Marathon Physical Therapy and Sports Medicine*, Norton, MA.
- [91]M. E. T. Silva et al., “Biomechanical properties of the pelvic floor muscles of continent and incontinent women using an inverse finite element analysis”, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, March, 2017.
- [92]TR Sayer, J.D., GL Hosker, “A study of paraurethral connective tissue in women with stress incontinence of urine“, *Neurourology and Urodynamics*, 1990. 9.
- [93]Stav K, et al., “Pelvis architecture and urinary incontinence in women”, *Eur Urol* 52:239-244, 2007.
- [94]Smith MD, Coppieters MW, Hodges PW, “Postural response of the pelvic floor and abdominal muscles in women with and without incontinence”, *Neurourol Urodyn* 26:377-385, 2007.
- [95]Coutinho Figueiredo, “Influência dos Ligamentos do Pavimento Pélvico Feminino na Mobilidade do Colo Vesical durante a Manobra de Valsalva”, 2016.
- [96]Cláudia Carneiro, “Caracterização Do Comportamento Mecânico De Uma Vértebra Lombar; Com E Sem Cimentação”, 2014.
- [97]<https://ufsj.edu.br/simmec2010/pagina/simcomp/SIC-13.pdf> consultado em 17.04.2018.
- [98]Adriano J. Holanda et al., “Efeitos da orientação das fibras de colágeno nas propriedades mecânicas de flexão e impacto dos ossos ”, *Rev Bras Ortop.*, Vol. 34, Nov/Dez, 1999.
- [99]Júlia S. Diniz et al., “Propriedades mecânicas do tecido ósseo: uma revisão bibliográfica”, *IX Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e V Encontro Latino Americano de Pós-Graduação*, pp. 1363-1366.
- [100] Cowin, Stephen C., Doty, Stephen B, “*Tissue Mechanics*”, Springer-Verlag New York, 2007.
- [101] Rozilene Maria Cota Aroeira, “Estudo biomecânico da coluna torácica de adolescentes, em cifose e hipocifose sob carregamento ligamentar assimétrico: uma possível predição da escoliose idiopática”, Belo Horizonte 2017.
- [102] Rubod C et al., Biomechanical properties of vaginal tissue: preliminary results. *Int Urogynecol J* 2008;19:811-6.
- [103] Baessler K. et al., “Pelvic floor re-education: principles and practice”, Springer, 2008.
- [104] Kamil Jozsko et al., “Biomechanical evaluation of human lumbar spine in spondylolisthesis“, *Journal of Applied Biomedicine* 16 (2018) 51-58.
- [105] Quan You Li et al., “Biomechanical analysis of lumbar decompression surgery in relation to degenerative changes in the lumbar spine - Validated finite element analysis“, *Computers in Biology and Medicine* 89 (2017) 512-519.
- [106] J.Q. Campbell et al., “Automated finite element meshing of the lumbar spine: Verification and validation with 18 specimen-specific models“, *Journal of Biomechanics* 49 (2016) 2669-2676.

- [107] Kao-Shang Shih et al., “Biomechanical comparison between concentrated, follower, and muscular loads of the lumbar column“, *Computer methods and programs in biomedicine*, 135 (2016) 209-218.
- [108] Moataz Eltoukhy et al., “Examination of a lumbar spine biomechanical model for assessing axial compression, shear, and bending moment using selected Olympic lifts“, *Journal of Orthopaedics* 13 (2016) 210-21.
- [109] Yolanda Más et al., “Finite element simulation and clinical follow-up of lumbar spine biomechanics with dynamic fixations“, November 29, 2017
- [110] M.El-Rich et al., “A biomechanical study of low-grade isthmic spondylolisthesis using a personalized finite element model“, *Journal of Biomechanics*, Volume 39, Supplement 1, 2006, Page S419.
- [111] Bo, K., Lilleas, F. and Talseth, T. “Dynamic MRI of the pelvic floor muscles in an upright sitting position“, *Neurourol Urodyn*; 20: 167- 174, 2001.
- [112] Shahmohammadi et al., “Finite element simulation of an artificial intervertebral disk using fiber reinforced laminated composite model“, *Tissue and Cell*, Volume 46, Issue 5, 2014, pp.299-303.
- [113] G. Baroud et al., “Load shift of the intervertebral disc after a vertebroplasty: a finite-element study“, *Eur Spine J*, (2003) 12 : 421-426.
- [114] Kimberley F Noakes et al., “Subject Specific Finite Elasticity Simulations of the Pelvic Floor“, *Journal of Biomechanics*, Setembro 2008.
- [115] Elisabete Silva et al., “Variation of the material parameters of the Mooney-Rivlin hyperelastic model applied to the pelvic floor muscles of two women - asymptomatic and with pelvic organ prolapse“, *Conference: DCE 2017 - 2nd Doctoral Congress in Engineering 2017*.
- [116] Ruiz-Zapata et al., “Biomechanical Properties of the Pelvic Floor and its Relation to Pelvic Floor Disorders“, *European Urology, Supplements*, Volume 17, Issue 3, 2018, pp.80-90.