
Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



**Biomechanical Study About The Influence of
The Intra-abdominal Pressure On The
Biomechanic Behaviour Of The Bladder**

**Estudo Computacional Sobre A Influência Da
Pressão Intra-Abdominal No Comportamento
Biomecânico Da Bexiga**

Paulo Alexandre Rodrigues Ferro

Dissertação realizada no
âmbito do Mestrado em
Engenharia Biomédica

**Orientador: Professor Doutor. Marco Paulo Lages
Parente**

Coorientador: Doutora Maria Elisabete Teixeira da Silva
20-09-2020

Resumo

Atualmente, a pressão intra-abdominal (PIA) é um dos grandes fatores de risco, responsável pelo surgimento de problemas ao nível do abdômen e da cavidade pélvica, sendo também responsável pelo desenvolvimento de disfunções pélvicas. É assim de extrema importância a necessidade de estimar a pressão intra-abdominal, de forma a possuir uma melhor compreensão das regiões afetadas de uma forma não invasiva.

Com o auxílio de ferramentas computacionais poderão ser simuladas a pressão intra-abdominal e outras condições, nomeadamente o parto vaginal, podendo-se alterar as condições fronteira de forma rápida, económica personalizada, sem haver a necessidade de recorrer a ensaios controlados aleatórios ou mesmo testes animais. Ao adquirir resultados precisos e fiáveis da pressão intra-abdominal através de modelos computacionais, poderemos estimar propriedades específicas de pacientes com disfunções pélvicas específicas. Por sua vez, o conhecimento destas propriedades também poderão ajudar a delinear tratamentos para disfunções pélvicas. Com este modelo construído a partir do software Abaqus usando o método dos elementos finitos (MEF) pretende-se analisar o comportamento biomecânico da cavidade pélvica e das estruturas envolventes, quando submetidas a forças externas.

Analisando os obtidos, os valores de volume e de pressão obtidos na simulação apresentam diferenças entre eles, permitindo compará-los aos valores obtidos no estado da arte referentes à pressão de Valsalva, que se encontram na mesma ordem de grandeza. Quanto à simulação do espirro, os resultados foram promissores, coerentes, permitindo concluir que quanto maior for o volume no interior da bexiga, maior será a sua pressão quando submetida a uma força externa.

Palavras - chave: Cavidade Pélvica, Pressão Intra-abdominal, modelos numéricos

Abstract

Currently, intra-abdominal pressure (IAP) is one of the major risk factors, responsible for the appearance of problems in the abdomen and pelvic cavity and is also responsible for the development of pelvic dysfunctions. It is therefore extremely important to estimate the intra-abdominal pressure, to have a better understanding of the affected regions in a non-invasive way.

With the aid of computational tools, intra-abdominal pressure and other conditions can be simulated, namely vaginal delivery, and border conditions can be changed quickly, in a personalized way, without the need to resort to random controlled tests or even tests. animals. By acquiring accurate and reliable results of intra-abdominal pressure through computational models, we will be able to estimate specific properties of patients with specific pelvic dysfunction. In turn, knowledge of these properties may also help to design treatments for pelvic dysfunction. With this model built from the Abaqus software using the finite element method (FEM), it is intended to analyze the biomechanical behavior of the pelvic cavity and surrounding structures when subjected to external forces.

Analyzing the results obtained, the values of volume and pressure obtained in the simulation show differences between them, allowing to compare them with the values obtained in the state of the art referring to Valsalva pressure, which are in the same order of magnitude. As for the sneeze simulation, the results were promising, consistent, allowing us to conclude that the greater the volume inside the bladder, the greater its pressure when subjected to an external force.

Keywords: Pelvic cavity, Intra-abdominal pressure, numeric simulation

Agradecimentos

Agradeço em primeiro lugar à minha família, em particular aos meus pais, por serem o meu imprescindível pilar emocional ao longo desta jornada.

Agradeço também aos meus amigos, Flávio e António, por estarem sempre lá para mim nas horas difíceis, proporcionando ajuda e apoio sempre que puderam.

Por fim, mas não menos importante agradeço aos meus orientadores, Maria Elisabete Silva e Marco Parente, pela ajuda e paciência que tiveram comigo ao longo deste trabalho, bem como a disponibilidade que me ofereceram tanto presencial como online nestes dias difíceis que atualmente vivemos. A finalização deste trabalho não teria sido possível sem eles.

Índice

Resumo	iii
Abstract	v
Agradecimentos	vii
Índice	ix
Lista de figuras	xii
Lista de Tabelas	xv
Abreviaturas, Acrónimos e Símbolos	xvii
1. Introdução	1
1.1 Motivação	2
1.2 Objetivos	2
1.3 Estrutura	3
2. Cavidade Pélvica Feminina	5
2.1 Anatomia	5
2.2 Suporte dos Órgãos Pélvicos	6
2.2.1 Bexiga	6
2.2.2 Uretra	7
2.2.3 Vagina	7
2.2.4 Reto	8
2.3 Pavimento Pélvico e Estruturas de Suporte	9
2.3.1 Músculos do Pavimento Pélvico	9
2.3.2 Tecidos Conjuntivos: Fáscia e Ligamentos Pélvicos	10
2.3.2.1 Fáscia Endopélvica	11
2.3.2.2 Ligamentos Pélvicos	12
2.4 Dinâmica do pavimento pélvico	13
2.4.1 Abertura e fecho da uretra - perspectiva uretral	13
2.4.2 Abertura e fecho anorretal	16
3. Disfunções do Pavimento Pélvico	17
3.1 Prolapso dos Órgãos Pélvicos	17
3.1.1 Fisiopatologia	20
3.2 Incontinência Urinária	20
3.2.1 Fisiopatologia	22
3.3 Incontinência Fecal	22
3.3.1 Fisiopatologia	23
3.4 Técnicas de diagnóstico	24
3.4.1 Exames Físicos	24
3.4.2 Testes urodinâmicos	25
3.4.3 Imagiologia	26
3.5 Tratamentos	28
3.5.1 Tratamentos conservativos	28
3.5.2 Tratamentos cirúrgicos	29

3.5.3 Laser.....	31
4. Modelação e Revisão da Literatura	33
4.1 Modelação Biomecânica	33
4.1.1 Método dos elementos finitos (MEF)	33
4.2 Modelos Biomecânicos e simulações	35
5. Modelo computacional da cavidade pélvica	41
5.1 Modelação da cavidade pélvica	41
5.2 Modelação das estruturas da cavidade pélvica.....	45
5.3 Condições fronteira	47
5.3.1 Condições fronteira do modelo computacional	47
5.4 Modelos constitutivos	50
5.5 Propriedades Biomecânicas	52
6. Simulação numérica da cavidade pélvica e Resultados	55
6.1 Simulação da Pressão de Valsalva.....	55
6.2 Simulação de uma pressão causada pelo espirro na bexiga com 100 mL de urina	61
6.3 Simulação de uma pressão causada pelo espirro na bexiga com 400 mL de urina	63
7. Conclusão e Trabalhos Futuros	65
Bibliografia	66

Lista de figuras

Figura 1 - Vista anterior da cavidade pélvica feminina	6
Figura 2 - Pelve Feminina	8
Figura 3 - Vista superior dos músculos que envolvem o Pavimento Pélvico	10
Figura 4 - Representação esquemática dos 3 níveis do tecido conjuntivo que suportam a vagina, adaptado de DeLancey et al. [26]	11
Figura 5 - Ligamentos do trato reprodutor feminino.....	12
Figura 6 - Músculos do pavimento pélvico	13
Figura 7 - Representação da abertura e fecho da uretra (Legenda: H- ponto “Hammock”; C- Cavidade da uretra; O - abertura da uretra; LP - músculo elevador do ânus; LMA - músculo transverso profundo; PUL - ligamentos pubouretrais; PCM - músculo pubococcígeo) adaptado de Petros et al. [25].....	14
Figura 8 - Uretra fechada durante o relaxamento, adaptado de Petros et al. [25] ..	15
Figura 9 - Uretra fechada durante o esforço, adaptado de Petros et al. [25].....	15
Figura 10 - Uretra aberta durante a micção, adaptado de Petros et al. [25]	16
Figura 11 - Representação da abertura e fecho anorretal (EAS-esfíncter anal externo; LP-músculo elevador do ânus; LMA-músculo transverso profundo; PCM-músculo pubococcígeo; PRM- músculo puborretal; RVF-fáscia retovaginal; PUL-ligamentos pubouretrais) adaptado de Petros et al. [25].....	16
Figura 12 - Cistocelo (prolapso da bexiga)	18
Figura 13 - Enterocelo (prolapso do intestino delgado)	18
Figura 14 - Diferentes níveis do prolapso uterino	19
Figura 15 - Retocelo	19
Figura 16 - Ressonância magnética da pelve feminina	28
Figura 17 - Sling (um dos tratamentos cirúrgicos para a IU), adaptado de Davila [34]	30
Figura 18 - Aplicação de esfíncteres artificiais (a- Homem; b- Mulher)	30
Figura 19 - Laser Er: YAG (A- peça de mão integral, B-sonda laser) [50]	31

Figura 20 - Método dos elementos finitos	34
Figura 21 - Diferentes medições obtidas da pressão intra-abdominal para as diferentes atividades	36
Figura 22 - Modelos finais obtidos do data set de MRI. Vista anterior(a) e vista posterior(b) onde são mostrados 12 dos 13 componentes - músculo elevador do ânus (dourado), musculo puborretal (verde), esfíncter anal externo (azul), esfíncter anal interno (bege), reto (vermelho), períneo transverso (laranja), corpo do períneo (laranja), cóccix (prateado), útero (bege), vagina (prateado), obturador interno (roxo) e músculo bulboesponjosos (castanho), adaptado de Noakes et al [56]	37
Figura 23 - Modelo da Cavidade Pélvica Feminina, adaptado de Brandão et al. [13]	37
Figura 24 - Malha de elementos finitos construída através de imagens de ressonância magnética (a-mulher normal, b- mulher com incontinência), adaptado de Silva et al. [14]	38
Figura 25 - PVM de uma sem prolapso em descanso(a), o campo de deslocamentos(b) e as tensões(c) durante a manobra de Valsalva (Legenda: SP-sínfise púbica; PVM-músculo pubovisceral; C-cóccix; RF- fémur direito; IOM- músculo obturador interno), adaptado de Silva et al. [58]	38
Figura 26 - Imagens axiais T2w segmentadas a partir de uma segmentação semiautomática (a) e a malha de elementos finitos criada no Software Abaqus (b)(Coc-cóccix; OIM - músculo obturador interno; PVM - Musculo pubovisceral: SP - sínfise púbica), adaptado de Silva et al [62]	39
Figura 27 - Modelo geométrico completo.....	42
Figura 28 - Caixa representativa da cavidade abdominal	43
Figura 29 - Diafragma	43
Figura 30 - Cavidade pélvica (reto - verde, útero - amarelo, bexiga - azul escuro) .	44
Figura 31 - Pavimento Pélvico.....	44
Figura 32 - carga aplicada no topo do modelo.....	44
Figura 33 - Malha de elementos finitos da cavidade abdominal/pélvica (a) e do diafragma/pavimento pélvico (b)	45
Figura 34 - Malha de elementos finitos do reto.....	46
Figura 35 - Malha de elementos finitos do útero	46
Figura 36 - Malha de elementos finitos da bexiga.....	47
Figura 37 - Fixação do pavimento pélvico.....	48
Figura 38 - Fixação das paredes laterais.....	48
Figura 39 - Fluido no interior da cavidade pélvica	49
Figura 40 - Ar na cavidade representativa da caixa torácica	49
Figura 41 - Urina	50
Figura 42 - Deslocamento do modelo(a) e da bexiga(b), quando a carga é exercida no modelo (manobra de Valsalva).....	56
Figura 43 - Variação do volume(mm ³) da cavidade abdominal(a), da cavidade pélvica (b) e da bexiga (c) durante a manobra de Valsalva.....	57
Figura 44 - Variação das pressões obtidas na cavidade abdominal, pélvica e na bexiga ao longo da Manobra de Valsalva	59
Figura 45 - Deslocamento(a) e tensão(b) da bexiga a 100 mL durante simulação do espirro.....	61

Figura 46 - Variação da pressão nas três cavidades durante o espirro	62
Figura 47 - Deslocamento(a) e tensão(b) da bexiga a 400 mL durante simulação do espirro.....	63
Figura 48 - Variação da pressão das 3 estruturas durante o espirro	64

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Classificação do POP consoante as estruturas que declinam	18
Tabela 2 - Valores das propriedades biomecânicas dos elementos implementados no modelo	51
Tabela 3 - Variação do volume(mm ³) da cavidade abdominal, da cavidade pélvica e da bexiga durante a manobra de Valsalva	56
Tabela 4 - Pressão das diferentes cavidades ao longo do manobra de Valsalva.....	58
Tabela 5 - Valores da pressão de Valsalva obtidos na literatura.....	58
Tabela 6 - Variação dos valores da pressão das 3 estruturas durante o espirro.....	60
Tabela 7 - Variação dos valores da pressão das estruturas durante o espirro.....	62

Abreviaturas, Acrónimos e Símbolos

Lista de abreviaturas e acrónimos

AIEF - Análise inversa dos elementos finitos
DPOC - Doença pulmonar obstrutiva crónica
DPP - Disfunções do pavimento pélvico
EMG - Eletromiografia
IF - Incontinência fecal
IFM - Incontinência fecal mista
IFP - Incontinência fecal passiva
IFU - Incontinência fecal de urgência
IMC - Índice de massa corporal
IU - Incontinência urinária
IUE - Incontinência urinária de esforço
IUF - Incontinência urinária funcional
IUM - Incontinência urinária mista
IUR - Incontinência urinária de refluxo
IUU - Incontinência urinária de urgência
JUV - Junção uretrovesical
MEF - Método dos elementos finitos
MPP - Músculos do pavimento pélvico
MRI - Ressonância magnética
PIA - Pressão intra-abdominal
POP - Prolapso dos órgãos pélvicos
UP - Uretra Proximal

Lista de Símbolos

E - Módulo de Young
 ν - Coeficiente de Poisson
% - percentagem
kPa - quilopascal
MPa - megapascal
mm - milímetro
mL - mililitro
 J - determinante jacobiano do tensor de deformação
 K - módulo volumétrico
 μ - módulo de rigidez
 W - deformação armazenada

Capítulo 1

Introdução

A crescente incidência de complicações a partir da pressão intra-abdominal (PIA) é elevada em pacientes que sofrem de complicações ao nível do abdômen e da cavidade pélvica, justificando assim a necessidade de medir a PIA [1]. A PIA é considerado um dos fatores de risco responsáveis pelo desenvolvimento de disfunções do pavimento pélvico (DPP), nomeadamente a incontinência urinária (IU) e o prolapso dos órgãos pélvicos (POP) [2]. As DPP também estão relacionadas com o enfraquecimento ou lesões diretas dos músculos do pavimento pélvico (MPP) associadas a alterações hormonais, parto vaginal, envelhecimento, entre outros [3]. Essas disfunções também podem estar relacionadas a alterações nas propriedades biomecânicas dos músculos, ligamentos e fáscia [4]. IU é uma patologia onde a pessoa tem um vazamento de urina gradual, uma disfunção que vem do dano dos tecidos conjuntivos e MPP [5]. De acordo com o fórum global de incontinência, mais de 423 milhões de pessoas são afetadas pela IU em todo o mundo [6]. O tratamento depende de vários fatores como o tipo de incontinência, a idade da paciente, a saúde geral e o seu estado mental [6]. Terapias não invasivas visam fortalecer o MPP e alterar comportamentos que influenciam a função da bexiga, enquanto as terapias invasivas abordam a inervação da bexiga e a função do esfíncter. Os tratamentos não cirúrgicos para a IU envolvem a reabilitação física dos MPP, a reabilitação física da bexiga, os cones vaginais e as sustentações da bexiga (suportam a bexiga e diminuem a sensação da urgência), a estimulação elétrica e magnética (melhora o controlo neural da bexiga), entre outros [7]. Os tratamentos cirúrgicos que são usados atualmente para resolver o problema da IU são divididos em duas categorias: o implante cirúrgico, sling, (apoia estruturalmente a uretra, mantendo-a fechada) e procedimentos da suspensão do colo vesical (reforço da uretra e colo vesical, devido à compressão da uretra, previne o vazamento) [8].

O POP é a descida de um ou mais órgãos pélvicos relativa à sua posição anatómica normal, podendo estar associada à fáscia endopélvica, ligamentos e ao dano dos MPP que sustentam os órgãos pélvicos [9]. DPP afetam a vida emocional, física, social e sexual de muitas mulheres [10]. Estas mulheres ficam com receio de fazer atividades diárias normais como faziam no passado, mas existem várias terapias para tratar esta condição. Dependendo do grau de POP, poderá ser corrigido de forma não invasiva ou invasiva. Entre os tratamentos do POP, não invasivos, existem os exercícios de Kegel e o pessário [5]. O pessário é um dispositivo macio, removível, que é introduzido na vagina, conferindo suporte estrutural, podendo ser utilizado

para administrar medicação [[11]]. Também é eficaz como um tratamento para a IU. Os exercícios de Kegel são recomendados para fortalecerem os MPP em mulheres com grau de POP I ou II. Os sintomas de POP podem melhorar ou desaparecerem totalmente em follow-up [5]. Em relação aos tratamentos cirúrgicos ou invasivos, existe cirurgia obliterativa, onde o principal objetivo é fornecer mais apoio estrutural aos órgãos após saírem das suas posições anatômicas [12]. Há também a cirurgia reconstrutiva do pavimento pélvico que tem como objetivo colocar os órgãos na sua posição original. Para além do aumento da pressão intra-abdominal ser responsável pelas patologias acima referidas, existem outras atividades do nosso quotidiano que também promovem o aumento da pressão intra-abdominal tais como correr, saltar e o espirro. O espirro é uma das situações que provoca um maior aumento na pressão intra-abdominal.

Nos últimos anos, surgiram ferramentas de modelação computacional, que lidam com a aplicação de modelos matemáticos para analisar, compreender e estudar a fenomenologia de problemas complexos e tornou-se um instrumento essencial no ambiente científico devido à sua vasta gama de campos de aplicação, incluindo a medicina.

Estudos nesta área já foram realizados por vários autores, Brandão et al. que usou a simulação numérica para prever o movimento da uretra durante a manobra de valsalva [13], Silva et al [14] obteve as propriedades biomecânicas *in vivo* dos MPP de mulheres com incontinência urinária de esforço (IUE) e POP através de uma análise inversa de elementos finitos (AIEF), concluindo que MPP de mulheres com POP apresentam uma maior rigidez do que os MPP das mulheres com IUE.

Para entender e quantificar alguns fenómenos físicos é necessário usar a matemática. A maioria dos processos é descrita usando equações diferenciais parciais. No entanto, ao usar essas técnicas, é necessário fazer um estudo preliminar intensivo para obter uma melhor compreensão da geometria das estruturas pélvicas a serem analisadas, bem como suas propriedades mecânicas.

1.1 Motivação

Atualmente, existem poucos estudos biomecânicos e reduzida informação acerca dos mecanismos que envolvem a cavidade pélvica, pelo que é de extrema importância tentar compreender o que se passa nessas regiões de uma forma não invasiva. Assim, é necessário recorrer à simulação computacional para melhor entender o comportamento das estruturas que constituem a cavidade pélvica, nomeadamente as suas propriedades e o mapeamento da pressão intra-abdominal (PIA), de forma a ajudar os profissionais de saúde a definir o tratamento de disfunções pélvicas.

1.2 Objetivos

A presente dissertação cujo tema é, o Estudo Computacional sobre a Influência da Pressão Intra-Abdominal no Comportamento Biomecânico da Bexiga, tem como principal objetivo averiguar a influência ou os efeitos que diferentes cargas ou pressões exercem na cavidade pélvica, com o intuito de estimar a pressão intra-abdominal em diferentes estruturas, recorrendo a um modelo computacional da cavidade pélvica. Para tal é necessário fazer um

estudo prévio da anatomia pélvica da mulher de forma a tornar os resultados da simulação realistas. A obtenção de uma pressão intra-abdominal específica poderá ajudar a estimar propriedades específicas para grupos de pacientes com disfunções pélvicas específicas. O conhecimento das propriedades biomecânicas in vivo podem ajudar a definir o tratamento das disfunções pélvicas, nomeadamente da incontinência urinária e prolapso dos órgãos pélvicos.

Com o auxílio do Abaqus e do Método do elementos finitos poderão ser simuladas a pressão intra-abdominal e outras condições, nomeadamente o parto vaginal, podendo-se alterar as condições fronteira de forma rápida, económica personalizada e não invasiva, sem haver a necessidade de recorrer a ensaios controlados aleatórios ou mesmo testes animais.

1.3 Estrutura

A dissertação encontra-se dividida em 7 capítulos diferentes. Cada capítulo visa permitir uma melhor compreensão do tema ao leitor.

- Capítulo 1 - Introdução

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

- Capítulo 2 - Cavidade Pélvica Feminina

O foco principal deste capítulo é a anatomia da cavidade pélvica feminina, onde serão descritos os órgãos constitutivos da cavidade, bem como os músculos e ligamentos que a suportam.

- Capítulo 3 - Disfunções do Pavimento Pélvico

Será dado a conhecer ao leitor as patologias associadas a anomalias estruturais da cavidade pélvica, técnicas de diagnóstico e tratamentos, fundamentais para o entendimento do tema em geral e a sua anatomia.

- Capítulo 4 - Modelação e Revisão da literatura

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

- Capítulo 5 -Modelo Computacional da Cavidade Pélvica

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

- Capítulo 6 - Simulação Numérica da Cavidade Pélvica e Resultados

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

- Capítulo 7 - Conclusão e Trabalhos Futuros

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

Capítulo 2

Cavidade Pélvica Feminina

Este capítulo retrata a anatomia da cavidade pélvica feminina, para que haja uma compreensão dos fenômenos envolvidos na cavidade pélvica e para que seja transmitido ao leitor a importância do conhecimento das estruturas anatômicas.

2.1 Anatomia

Para que haja uma compreensão dos fenômenos biológicos envolvidos na cavidade pélvica é importante um conhecimento das estruturas anatômicas. A cavidade pélvica feminina é constituída por ossos, músculos, ligamentos e fáscia endopélvica que de uma forma geral favorecem o seu funcionamento. O sistema esquelético possui um papel fundamental pois transfere o peso do tronco e membros superiores para os membros inferiores, com a função de proteger os órgãos internos. A pelve é limitada anteriormente pela púbis, lateralmente pelo ílio e ísquio e, posteriormente pelo sacro que se articula conjuntamente com o cóccix. A pelve feminina é a parte mais inferior do tronco, sendo constituída por um anel ósseo, formado pelos ossos do quadril (íleo, ísquio), sacro e cóccix (ver figura 1). O anel ósseo confere proteção aos órgãos do sistema reprodutor e urinário. No entanto, existe uma estrutura na pelve denominada de linha arqueada que permite a diferenciação da pelve: pelve maior e pelve menor. A pelve maior é superior a esta linha e a pelve inferior é inferior à mesma, também é classificada de “falsa” porque nela existem órgãos abdominais bem como a iniciação e terminação do colon. Na pelve menor está incluída a bexiga, parte do útero e do sistema genital. Quando se fala em pelve, estamos a referir-nos à pelve menor (pelve verdadeira) [15].

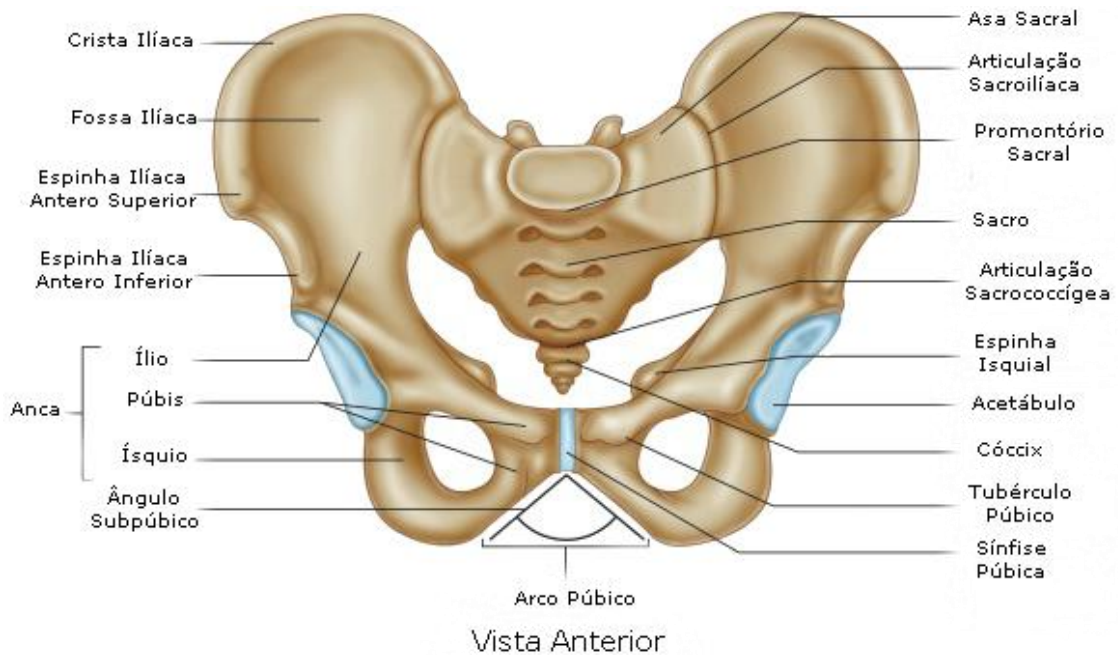


Figura 1- Vista anterior da cavidade pélvica feminina

2.2 Suporte dos Órgãos Pélvicos

2.2.1 Bexiga

A bexiga encontra-se localizada na parte inferior ao abdômen e é responsável pelo armazenamento e a excreção da urina para o exterior do corpo através do ato de micção(urinar). É um órgão muscular liso que excreta através da uretra a urina proveniente dos rins (a urina por sua vez chega até à bexiga pelos ureteres) [16]. A bexiga é conectada à parede pélvica através da fáscia endopélvica. As paredes vesicais são integradas pelo músculo detrusor, criando o esfíncter interno da uretra em torno do corpo da bexiga. O próprio músculo contrai os orifícios uretrais aquando da contração da bexiga, de forma a evitar o refluxo da urina para os ureteres (refluxo vesicouretral) [15]. Anteriormente, este anexo fascial é reforçado por algumas fibras musculares, os ligamentos pubovesicais, que se estendem anteriormente dos ossos púbicos até à bexiga posteriormente, outras fibras musculares percorrem o fundo da bexiga até ao reto, nas pregas sacrogenitais, constituindo assim os ligamentos retovesicais. O vértice da bexiga une-se ao umbigo através do úraco restante formando o ligamento umbilical mediano, uma corda fibromuscular, larga no seu local de conexão com a bexiga, mas que se estreita à medida que se eleva [17].

A partir da superfície superior da bexiga, o peritoneu é carregado ao longo de uma série de pregas, que são nomeadas algumas vezes como os falsos ligamentos da bexiga. Anteriormente existem três pregas: a prega umbilical mediana situada no ligamento umbilical mediano, e duas pregas umbilicais laterais situadas nas artérias hipogástricas [17]. As reflexões do peritoneu nas paredes de lado da pelve originam os ligamentos falsos laterais, enquanto que as pregas sacrogenitais constituem os ligamentos falsos posteriores.

2.2.2 Uretra

A uretra é um canal membranoso, pelo qual transporta a urina desde a bexiga até ao meio externo. Prolonga-se desde o orifício interno da uretra na bexiga até ao orifício externo da uretra da genitália externa. A uretra percorre primeiro o pavimento pélvico e depois o espaço perineal profundo, ficando cingida pelo esfíncter externo da uretra. É a partir de uma notável diferença que podemos dizer que a uretra feminina é mais pequena em relação à uretra do homem (apenas 4 cm comparativamente com a do homem que é de 20cm). A bexiga possui na sua camada interna tecido muscular liso enquanto que na sua parte externa, é constituída por tecido muscular estriado (esfíncter externo) [16]. A ligação da vagina e dos tecidos periuretrais ocorre na uretra. Esta ligação é feita à porção pubococcínea dos músculos levantadores do ânus que constituem o diafragma pélvico. A uretra passa por baixo do arco dos ossos púbicos e liga-se a eles através das fibras da membrana perineal. É aqui nesta área que a porção inferior do esfíncter estriado urogenital reside. Algumas fibras de músculo-esquelético da uretra passam posteriormente pelo fim do ramo ísquio-púbico e na parede da vagina como os músculos do esfíncter uretrovaginal. A porção proximal da uretra localiza-se posteriormente aos pontos de inserção dos ligamentos pubouretrais, aquando da fase de repouso. As outras porções constituintes da uretra são manuseadas através da contração do músculo levantador do ânus.

2.2.3 Vagina

A vagina é um tubo músculo membranar, coberta por uma mucosa pregueada e com um comprimento aproximado de 10cm. A sua função é receber o pénis durante a penetração, permitir a passagem do fluxo menstrual para o exterior e permite o parto vaginal. Estende-se longitudinalmente ao longo das paredes anterior e posterior da vagina as colunas vaginais; transversalmente, as cristas ou rugas vaginais. Possui uma extremidade superior em forma de cúpula, que é inserida sobre o colo uterino e circunda o seu segmento inferior, intravaginal, formando-se o fórnix vaginal. A parede vaginal é internamente constituída por uma mucosa de revestimento enquanto que exteriormente, por uma camada muscular. A túnica muscular é composta por músculo liso que permite a dilatação da vagina. Assim sendo, pode abarcar o pénis durante a relação sexual e expandir consideravelmente durante o parto vaginal [17]. O suporte do órgão vaginal é dividido em três níveis [18]:

- Nível 1- a parte superior da vagina e o cérvix estão suspensos por cima. A estrutura suspensa que é anexada ao útero designa-se de paramétrio e a que se encontra anexada à vagina de paracolpium. O paramétrio é constituído pelos ligamentos cardinais e uterossacrais e continua a descer pela vagina como paracolpium. A parte superior do paracolpium é responsável por suspender o ápice da vagina depois da histerectomia.

- Nível 2- Na porção mediana da vagina, o paracolpium torna-se mais curto e anexa-se à porção medial da parede da vagina e lateralmente às paredes da pelve.

- Nível 3 - corresponde à região da vagina que estende 2-3 cm acima do hímen; a vagina reúne-se lateralmente com o músculo elevador e posteriormente com o corpo perineal enquanto se mistura anteriormente com a uretra.

2.2.4 Reto

O reto é uma porção pertencente ao sistema digestivo.. O seu tamanho corresponde a cerca de 12-16 cm de extensão, sendo dividido anatomicamente em três partes: terço proximal (intraperitonealmente), terço médio (retroperitonealmente) e terço inferior (extraperitonealmente). Apresenta duas flexuras, a flexura sacral que resulta da forma côncava do sacro e a flexura perineal, em que o músculo levantador do ânus envolve o reto. Desempenha um papel fundamental na reabsorção de água e eletrólitos das fezes, possuindo também igualmente um papel importante não processo de defecação [18].

O suporte do reto é feito através de várias condensações da fáscia rectal e da cavidade pélvica. É suportado lateralmente por ligamentos laterais presentes na bexiga e na vagina, oriundos de condensações laterais da fáscia endopélvica. O seu suporte posterior é garantido pela fáscia sacral e anteriormente, pela fáscia retovaginal. Pelo facto de o ânus possuir numerosas estruturas, o seu suporte é conferido lateralmente pelo músculo levantador do ânus e pela superfície transversal do músculo perineal. O suporte posterior é mantido pela fixação do ligamento anococcígeo ao cóccix. Anteriormente, o suporte é executado pelo corpo perineal bem como outras estruturas de suporte existentes no septo vaginal. Para além destas estruturas de suporte mencionadas, existe uma rede fibroelástica que circunda e envolve ânus conferindo um suporte ainda maior [19].

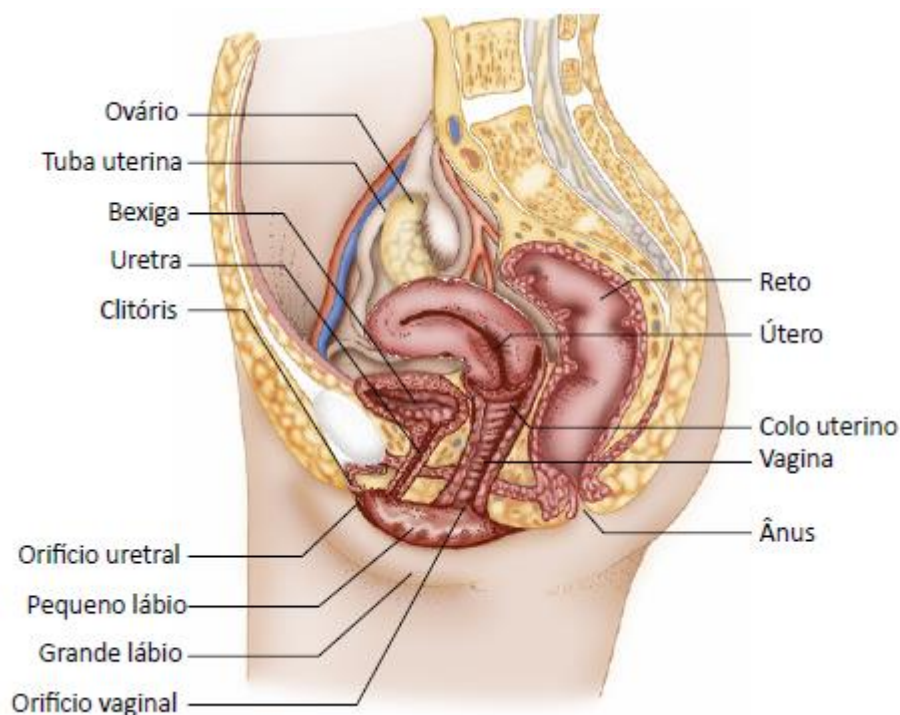


Figura 2 - Pelve Feminina

2.3 Pavimento Pélvico e Estruturas de Suporte

O pavimento pélvico encontra-se identificado com um conjunto de ligamentos e músculos, que por sua vez delimitam a parte inferior da cavidade abdominal. No seu funcionamento adequado, tem o papel de manter os órgãos pélvicos na sua posição. Esta estrutura mantém um equilíbrio entre as estruturas ósseas e os órgãos pélvicos como se fosse uma ponte suspensa e cujo equilíbrio é garantido pelos ligamentos de apoio. Relativamente às mulheres, o pavimento pélvico tem três aberturas para a vagina, uretra e ânus, respetivamente. Para que não haja fugas de urina e dejetos fecais, os músculos pélvicos agem com o intuito de fechar estas aberturas. Além de que o pavimento pélvico também possui um papel de suporte dos órgãos pélvicos e abdominais, impedindo que a força gravitacional os desloque das suas posições originais.

2.3.1 Músculos do Pavimento Pélvico

O pavimento pélvico encontra-se dividido em duas estruturas constituídas por músculos: diafragma pélvico e diafragma urogenital.

O diafragma pélvico é uma separação muscular formada pelo músculo elevador do ânus e pelo músculo coccígeo., no qual pode estar inserida a fáscia parietal da pelve, tanto superiormente como inferiormente[20], separando a cavidade pélvica da região perineal. O músculo elevador do ânus é um músculo do pavimento pélvico em forma de funil que termina na sínfise e fáscia obturadora [21]. As fibras musculares de ambos os lados passam até à linha media da cavidade pélvica num movimento, onde encontram a sua outra parte para formar o músculo elevador que circunda o reto. Na face ventral do reto resta uma lacuna do músculo elevador do ânus, onde os órgãos urogenitais passam. O músculo coccígeo está localizado dorsalmente ao músculo elevador do ânus. O coccígeo estende-se da espinha isquiática até à margem lateral do sacro e do cóccix [22]. O músculo elevador do ânus é classificado em três partes: pubococcígeo, puborretal e iliococcígeo. O pubococcígeo é a parte principal do músculo, deslocando-se da púbis ao cóccix, podendo ser danificado durante o parto. Algumas fibras estão inseridas na próstata, uretra e vagina. Os músculos puboretais esquerdo e direito unem-se por trás da junção anorretal para formar um apoio muscular. Alguns considerados como parte do esfíncter anal externo. O iliococcígeo, parte mais superior, é frequentemente mal desenvolvida [22].

O diafragma urogenital é localizado posteriormente ao diafragma pélvico e encerra a lacuna central do músculo elevador do ânus. Os músculos do diafragma urogenital são o esfíncter anal externo e os músculos transversos superficiais e profundos do períneo. O diafragma urogenital é rodeado por fáscias: a membrana perineal e a fáscia superior do diafragma urogenital [23]. Preenche o espaço do arco púbico. Os músculos do diafragma urogenital incluem: o músculo transversal superficial do períneo, um pequeno grupo de fibras musculares que atravessam posteriormente o diafragma urogenital auxiliando os outros músculos no suporte dos tecidos pélvicos; os músculos bulboesponjosos, rodeiam a vagina; músculo isquiocavernoso, uma

estrutura que se estende até ao arco púbico apoiando os músculos bulboesponjosos; esfíncter uretral, são músculos que quando unidos atuam como um esfíncter que fecha a uretra por compressão e abre através do relaxamento para controlar o fluxo da urina [24].

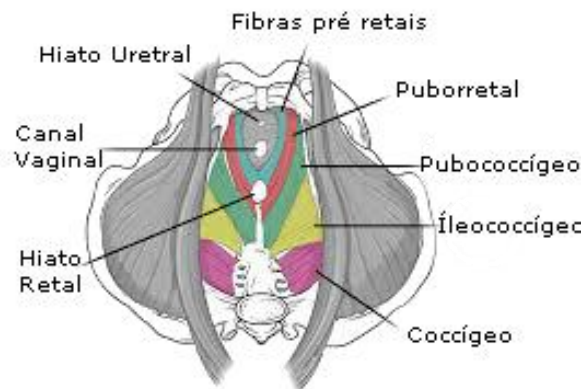


Figura 3 - Vista superior dos músculos que envolvem o Pavimento Pélvico

2.3.2 Tecidos Conjuntivos: Fásia e Ligamentos Pélvicos

O diafragma pélvico é uma estrutura que concede a integridade e a preservação das respetivas estruturas pélvicas, conservando-as na sua posição anatómica original. Encontra-se dividido em duas componentes: uma componente muscular (referente ao músculo levantador do ânus) responsável por garantir um comportamento estático das estruturas pélvicas; e, por sua vez, a componente conjuntiva manifestada pela fásia endopélvica. Ao longo da vida, a possível ocorrência de eventos como a gravidez e o envelhecimento, tornam-se fatores de risco para a evolução de casos de disfunção pélvica. De acordo com Petros et.al [25], o envelhecimento tem um impacto preponderante para um pior funcionamento dos tecidos conjuntivos que constituem as estruturas pélvicas. Com a idade, o colagénio presente nos tecidos conjuntivos tende a tornar-se mais rígido, não havendo a elasticidade que já possui outrora. A perda de elastina relacionada com o envelhecimento provoca o enfraquecimento dos tecidos, devido ao efeito da gravidade realinhando as fibras de colagénio [25].

Conforme Delancey (1997) [26], o tecido conjuntivo de suporte da vagina encontra-se dividido em 3 níveis. No nível I - a porção apical da parede vaginal posterior é sustentada e apoiada principalmente pelos ligamentos cardinais-uterossacrais. o nível II engloba o suporte para o meio da vagina, fornecido pela fásia endopélvica, que fixa a parte lateral da parede vaginal posterior à aponeurose do levantador do ânus na parede lateral pélvica. O nível III é composto pela membrana perineal que abrange a metade anterior da saída pélvica e é constituída por uma densa camada fibromuscular (fig.4).

A interrupção no suporte do corpo perineal permite que a parede vaginal posterior, o corpo perineal e a porção distal da parede anterior do reto desçam com o aumento da pressão retal (permitindo a hiper mobilidade do corpo perineal).

Os três níveis de suporte vaginal de Delancey

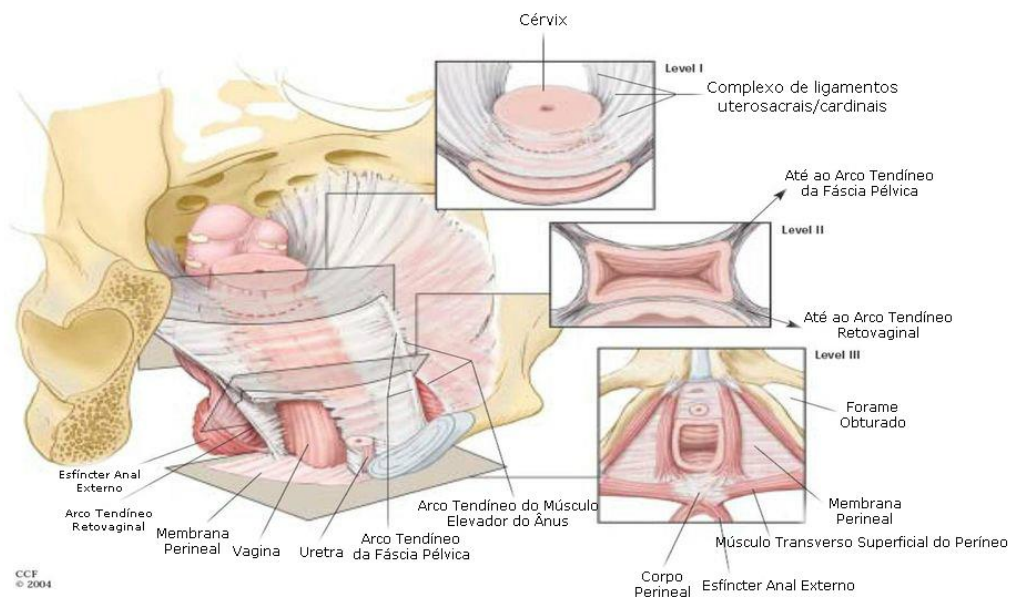


Figura 4 - Representação esquemática dos 3 níveis do tecido conjuntivo que suportam a vagina, adaptado de Delancey et al. [26]

2.3.2.1 Fásia Endopélvica

A fásia endopélvica é constituída por uma vasta rede de tecido fibromuscular, cujos principais constituintes são o colagénio, a elastina e o músculo liso, encarregado pelo suporte e sustentação das vísceras pélvicas que se encontram acima do assoalho. Para além de ser um tecido contínuo a sua nomenclatura varia consoante as áreas da pelve em que nos encontramos. A fásia endopélvica pode ser dividida em duas componentes: a fásia pubocervical e a fásia retovaginal. A fásia pubocervical estende-se anteriormente do osso púbico e lateralmente até ao arco tendinoso da fásia endopélvica (localizada entre a bexiga e a vagina), atribuindo um suporte físico para a bexiga e a uretra. Quando nos deslocamos da uretra ao púbis, adquire o nome de ligamento pubo uretral. Relativamente à fásia retovaginal ou também, designada de septo retovaginal, está localizada entre a vagina e o reto, posteriormente, sendo semelhante à fásia pubocervical. É limitada anteriormente pelo corpo perineal, lateralmente pela fásia do íleooccígeo e ligamentos cardinais-uterossacrais posteriormente[27].

A fásia endopélvica sendo maioritariamente constituída por componentes tais como o colagénio, a elastina e o músculo liso, pode, todavia, explicar o surgimento de fenómenos relativos a disfunções pélvicas através da diferenciação das mesmas.

O colagénio é a proteína mais abundante no corpo humano podendo ser encontrada nos ossos, músculos, pele e tendões, conferindo resistência à fásia endopélvica. Existe 16 tipos de colagénio, contudo os três primeiros são os mais importantes, equivalendo a 80-90% do colagénio total. As fibras do Tipo I são as mais abundantes e com maior rigidez enquanto que

as do tipo III favorecem as propriedades elásticas. A elastina é um material fundamental pois confere resistência e elasticidade aos órgãos e tecidos, é preponderante a sua existência em órgãos que necessitem de esticar e encolher tais como vasos sanguíneos, pulmões, tecidos, etc. A orientação das fibras nos tecidos é multidirecional. As células do músculo liso possuem uma contractilidade involuntário pelo facto de serem inervadas pelo sistema nervoso autónomo. São facilmente perceptíveis a diferenças de tensão, respondendo imediatamente e intervêm na sustentação das vísceras pélvicas apoiando o seu movimento [28].

2.3.2.2 Ligamentos Pélvicos

Devido à sua composição propícia a movimentos contrácteis, os ligamentos pélvicos são estruturas fundamentais, desempenhando um papel significativo na sustentação dos órgãos pélvicos, resultantes da condensação da fáscia endopélvica (Fig.5). Pelo facto de terem uma função ativa no suporte visceral pélvico, a sua deterioração pode conduzir ao aparecimento de algumas disfunções pélvicas. Os ligamentos uterossacrais são bandas de fibras bilaterais, que ligam o cérvix ao sacro, suportam o útero, mantendo-o no lugar. Os ligamentos cardinais estão situados ao longo da borda inferior dos ligamentos exteriores, acolhendo as artérias e veias do útero. Na bexiga, os ligamentos pubovesicais estão anexados ao osso púbico e ao arco tendinoso da fáscia endopélvica, cuja função é a contração para ajudar a abertura do colo vesical. Na uretra, os ligamentos pubouretrais são estruturas de tecido conjuntivo que se estendem da uretra até ao osso púbico, sendo descritos como as estruturas responsáveis pelo suporte da uretra e pelo fecho do colo vesical. Por sua vez, os ligamentos anococcígeos suportam o ânus, são uma banda de tecido fibroso que liga o cóccix ao esfíncter anal externo. Apenas foi feita referência aos ligamentos mais importantes, fundamentais no suporte estrutural [29].

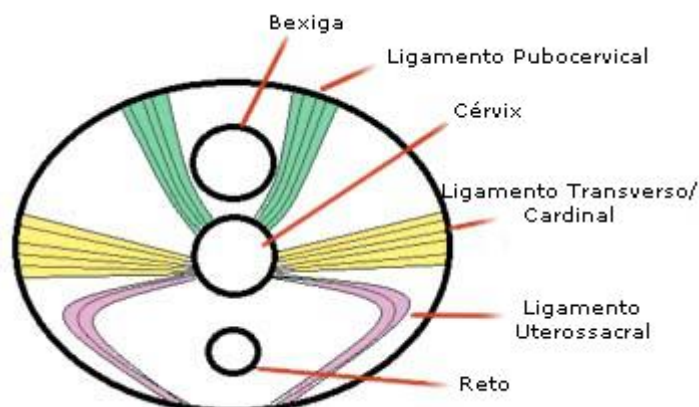


Figura 5 - Ligamentos do trato reprodutor feminino

2.4 Dinâmica do pavimento pélvico

Os músculos pélvicos são constituídos principalmente por fibras contrácteis essenciais na sua função de abarcar o conteúdo intra-abdominal e manter a forma e estrutura dos órgãos pélvicos (fig.14). Os músculos do pavimento pélvico executam a sua atividade coordenadamente de forma a possibilitar o movimento dos órgãos pélvicos para trás e para baixo, ajudando assim a prevenir o prolapso[30]. As ações dos mesmos músculos auxiliam o fecho da uretra e do ânus. Os dois terços inferiores da uretra são extremamente firmes e aderentes à parede vaginal anterior. A parte distal da parede vaginal posterior é densamente aderente ao corpo perineal e à parede anterior do reto. A parte superior da uretra, vagina e reto não estão ligadas entre elas.

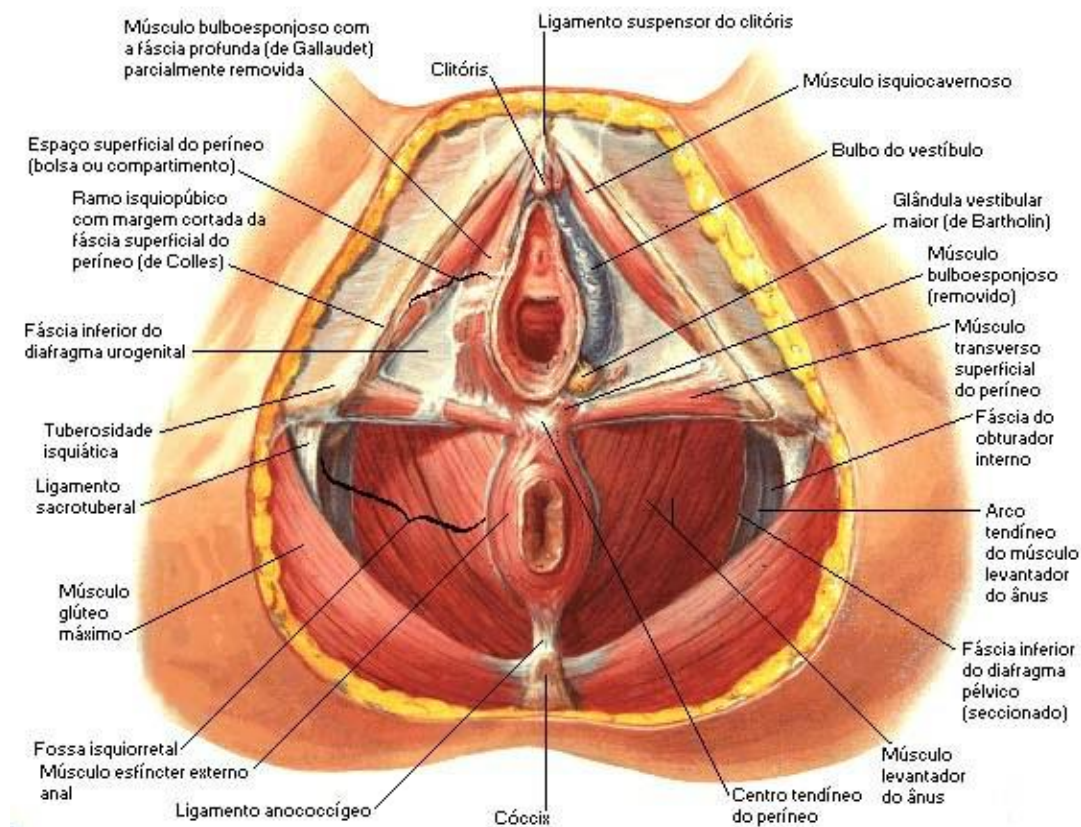


Figura 6 - Músculos do pavimento pélvico

2.4.1 Abertura e fecho da uretra - perspetiva uretral

A contração ou o relaxamento do músculo pubococcígeo estabelece a abertura e o fecho da uretra. A uretra é ancorada apropriadamente pelos ligamentos pubouretrais e os músculos dianteiros pubococcígeo, permitem o recuo dos músculos levantadores do ânus e o alongamento e fecho da cavidade proximal uretra até “C” por parte dos músculos longitudinais do ânus (ver figura 7). O relaxamento do músculo pubococcígeo permite que os músculos levantadores e longitudinais do ânus abram a cavidade uretral até “O” durante a micção [25]. O músculo longitudinal macio que compõe tanto a uretra como a bexiga pelas linhas negras na imagem representada a seguir. A extensão deste músculo ao longo dos músculos pélvicos é um pré-requisito para fechar “C” e abrir “O”. Os ligamentos pubouretrais devem estar apertados

de forma a funcionar como âncora para as três forças dos músculos (setas). O músculo pubococcígeo também requiere um adequado aperto da rede “H” para fechar corretamente a uretra (ver figura 7). Se os músculos pubouretrais estiverem enfraquecidos, a uretra é arrastada até à posição de abertura ‘O’ pelos músculos levantadores e longitudinais do ânus durante o esforço (fig15). Qualquer estrutura que providencie um ponto de ancoragem nos ligamentos pubouretrais, permite às 3 forças direcionais que fechem a uretra de ‘O’ a ‘C’ durante o esforço [25].

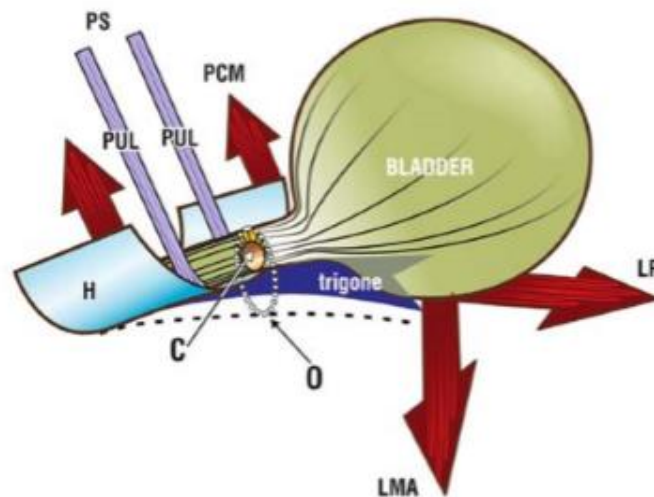


Figura 7 - Representação da abertura e fecho da uretra (Legenda: H- ponto “Hammock”; C- Cavidade da uretra; O - abertura da uretra; LP - músculo elevador do ânus; LMA - músculo transverso profundo; PUL - ligamentos pubouretrais; PCM - músculo pubococcígeo) adaptado de Petros et al. [25]

Existem 3 estados da uretra: fechada em repouso, fechada durante o esforço e aberta durante a micção. Nas figuras representativas de cada estado de configuração da uretra, a tracejado está representado a posição final da bexiga em cada situação e a amarelo, estruturas ósseas (sínfise púbica e sacro) [25]. Cada estado é exercido pelas forças musculares resultantes contra os ligamentos pubouretrais anteriores ou os ligamentos uterossacrais posteriores em suspensão.

Fechada durante o relaxamento - durante este estado, as fibras dos três músculos direcionais esticam a vagina contra os ligamentos pubouretrais anteriormente e os ligamentos uterossacrais posteriormente. A parte distal da vagina é sobrecarregada pela parte anterior do músculo pubococcígeo, parte proximal do músculo levantador do ânus e a parte longitudinal do músculo transverso profundo [25]. O fecho uretral é mantido pela elasticidade inerente da vagina e pela lenta contração muscular (ver figura 8).

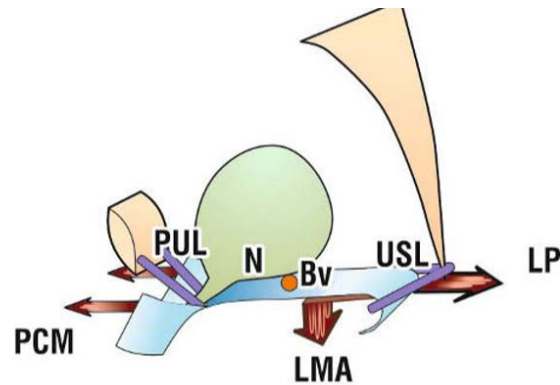


Figura 8 - Uretra fechada durante o relaxamento, adaptado de Petros et al. [25]

Fechada durante o esforço - a base da bexiga, a parte superior da vagina e o reto aparentam esticar anteriormente devido à contração dos músculos levantadores do ânus. Além de que a parte distal da vagina e a uretra aparentam ser puxadas anteriormente. Os ligamentos pubouretrais são pressionados pelas forças provenientes do músculo pubococcígeo e levantador do ânus, enquanto que o músculo transverso profundo pressiona os ligamentos uterossacrais. Consequentemente a uretra e o colo vesical são fechadas através destas forças musculares transmitidas pela vagina (ver figura 9).

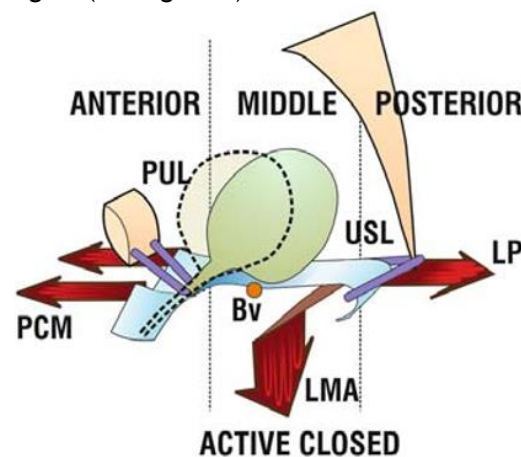


Figura 9 - Uretra fechada durante o esforço, adaptado de Petros et al. [25]

Abertura durante a micção - o relaxamento das forças exercidas pelo músculo levantador do ânus e as forças do músculo transverso profundo permitem a abertura do trato urinário (ver figura 10).

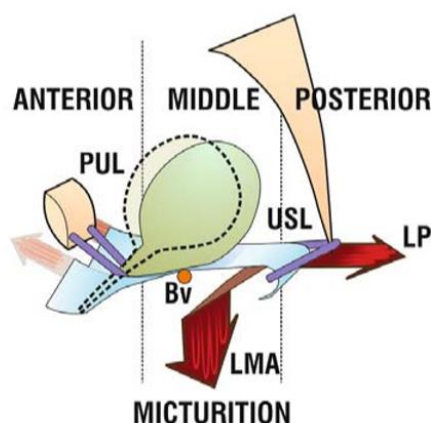


Figura 10 - Uretra aberta durante a micção, adaptado de Petros et al. [25]

2.4.2 Abertura e fecho anorretal

Petros et al[25] demonstrou que o mecanismo de abertura e fecho anorretal é um mecanismo similar ao do fecho do colo vesical, onde atuam forças musculares direcionais. Neste processo estão envolvidas quatro forças direcionais resultantes da atuação do músculo puborretal, ligamentos pubouretrais, ligamentos uterossacrais e do músculo levantador do ânus. Durante o processo de defecação, é verificado um relaxamento do músculo puborretal, permitindo que as forças direcionais definam a abertura através das paredes anteriores e posteriores do orifício anal. Durante o processo referido anteriormente apenas atuam três forças direcionais: levantador do ânus, músculo transverso profundo e pubococcígeo. Todas as forças musculares exceto a do músculo puborretal atuam contra os ligamentos em suspensão (ligamentos puboretais ou ligamentos uterossacrais) durante o fecho. Depois é definido o fecho anal a partir do músculo transverso, que quando estendido exerce uma força na direção inferior, originando um ângulo anorrectal (ver figura 11).

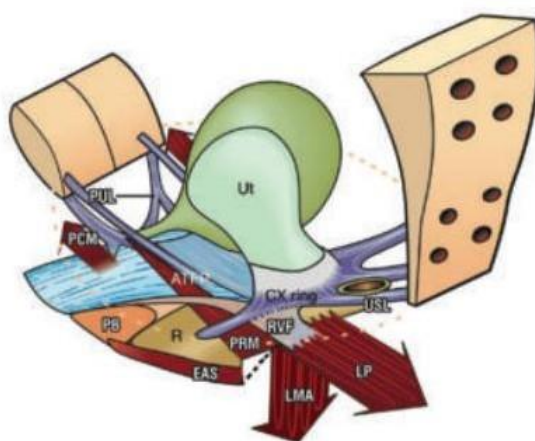


Figura 11 - Representação da abertura e fecho anorretal (EAS-esfíncter anal externo; LP-músculo elevador do ânus; LMA-músculo transverso profundo; PCM-músculo pubococcígeo; PRM- músculo puborretal; RVF-fáscia retovaginal; PUL-ligamentos pubouretrais) adaptado de Petros et al. [25]

Capítulo 3

Disfunções do Pavimento Pélvico

A disfunção do pavimento pélvico é um termo aplicado a uma grande variedade de condições clínicas, incluindo IU, incontinência retal (IR), POP, anomalias no esvaziamento do trato urinário inferior, disfunções defecatórias, disfunções sexuais e muitas vezes, síndromes de dor crônica [31]. O pavimento pélvico é um grupo de músculos que suporta os órgãos na pelve, e alguns formam uma sling em torno do reto e vagina. Os órgãos existentes nesta região são a bexiga, útero (mulheres), próstata (homens) e reto (a área no final do intestino grosso, onde o corpo armazena resíduos sólidos). Ao contrair e relaxar os MPP, permite movimentos ântero-posteriores das diferentes estruturas pélvicas. Pessoas com IU e IR tendem a contrair esses músculos ao invés de relaxá-los. Devido a isso, eles têm dificuldade na execução do movimento intestinal, eles têm um movimento intestinal incompleto, ou eles podem vaziar urina ou fezes. Uma das formas de resolver este problema é com exercícios de treino dos MPP, que podem ajudar a fortalecer os músculos situados debaixo do útero, bexiga e intestino grosso, melhorando assim a sua atividade.

3.1 Prolapso dos Órgãos Pélvicos

POP ocorre quando os tecidos e os músculos do pavimento pélvico deixam de suportar os órgãos pélvicos resultando num decaimento (prolapso) dos órgãos pélvicos da sua posição anatômica original. Os músculos suportados e os tecidos do pavimento pélvico podem rasgar ou serem esticados devido a trabalho de parto, gravidez ou enfraquecimento através da idade. Outros fatores de risco de POP incluem: predisposição genética, disfunção do tecido conjuntivo, obesidade e constipação frequente[32]. De acordo com a estrutura que efetuou o deslocamento ou o grau de descida, os prolapsos podem ser classificados de várias maneiras:

- Prolapso Anterior- traduz-se no prolapso da uretra e/ou bexiga. No caso da bexiga denomina-se Cistocelo, também conhecido como a bexiga descaída, é a projeção da bexiga até à vagina (ver figura 12). Ocorre devido ao enfraquecimento da fáscia pubocervical entre a bexiga e a parede vaginal permitindo que a bexiga se desloque para baixo e para trás contra a parede vaginal anterior. Pode se formar uma bolsa na bexiga resultante da retenção de resíduo urinário. Os sintomas incluem frequência urinária, esvaziamento

incompleto da bexiga e incontinência urinária. O deslocamento da uretra até à vagina designa-se por Uretrocelo. Por causa da uretra se encontrar fixada perto da parede vaginal anterior, pode ceder para trás e para baixo quando recebe um suporte da vagina insuficiente ou da fáscia que a rodeia. É a forma menos comum de prolapso e é mais comum em mulheres que já passaram pela menopausa e raparigas na pré-puberdade. Se ambos os órgãos forem afetados denomina-se de cistourethrocelo [33].

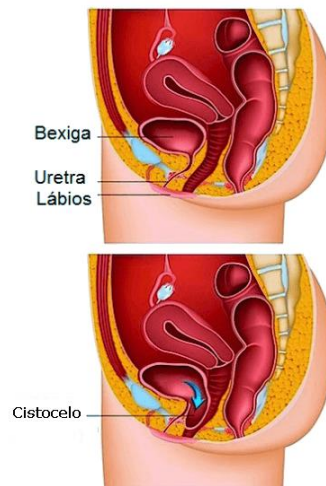


Figura 12 - Cistocelo (prolapso da bexiga)

- Prolapso Médio - caracteriza-se pelo enterocelo e pelo prolapso uterino. O enterocelo é quando o intestino delgado empurra para baixo do abdômen até à parede vaginal posterior (ver figura 13) através do septo rectovaginal e causa uma hérnia (espaço entre o reto e a vagina). Um enterocelo geralmente é acompanhado de um prolapso uterino.



Figura 13 - Enterocelo (prolapso do intestino delgado)

O Prolapso uterino ocorre quando há uma falta de sustentação, permitindo que o útero e o cérvix desçam da sua posição anatómica normal para a abertura da vagina e por vezes, prolongar para fora da vagina. Isto ocorre durante um prolapso vaginal onde a cúpula vaginal desce graças ao enfraquecimento das paredes vaginais provocando a inversão da bexiga. Este prolapso pode ser associado ao Cistocelo e ao enterocelo. Existem 4 graus de prolapso uterino (ver figura 14): 1º grau- descida do útero para cima do hímen; 2º grau- descida do útero até ao

hímen; 3º grau - descida do útero além do hímen; 4º grau - prolapso total [34].

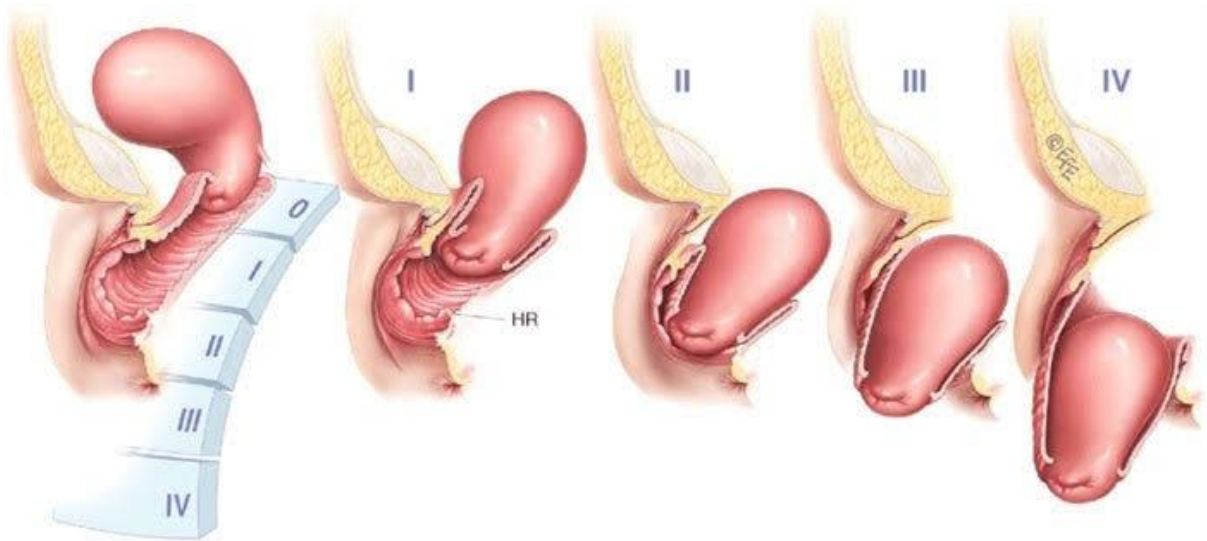


Figura 14 - Diferentes níveis do prolapso uterino

- Prolapso posterior - Retocelo, ocorre quando o intestino e o reto se prolongam para a frente contra a parte inferior da parede vaginal posterior (ver figura 15). Suturas inadequadas ou ineficazes de episiotomias e rasgo perineal pós-parto são algumas das causas. Pode ser vergonhoso e tem muitas vezes um impacto negativo na qualidade de vida do paciente.

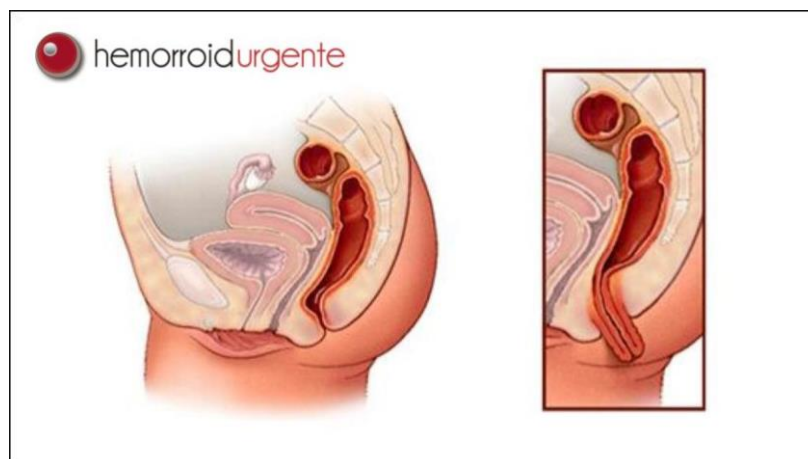


Figura 15 - Retocelo

O POP é classificado através da descida dos órgãos pélvicos [34]. Na tabela 1 estão descritos os diferentes graus de POP.

Tabela 1 - Classificação do POP consoante as estruturas que declinam

Grau 0	Nenhum prolapso é demonstrado
Grau 1	A porção mais distal do prolapso fica a mais 1 cm acima do nível do hímen
Grau 2	A porção mais distal do prolapso fica a 1 cm ou menos próxima do plano do hímen
Grau 3	A porção mais distal do prolapso prolonga-se por mais de 1 cm abaixo do hímen, mas não se prolonga por mais de 2 cm do comprimento total da vagina
Grau 4	Declínio completo da vagina

O POP não é só um problema de saúde de extrema importância como também acarreta uma carga extra para as despesas da saúde. O progresso natural do POP não é ainda inteiramente compreendido. Os estudos que avaliam a epidemiologia do POP são limitados porque medidas padronizadas que podem avaliar objetivamente a sua presença ou ausência, grau ou impacto dos sintomas associados não foram utilizadas. A prevalência de POP varia largamente em populações diferentes, variando de 30% a 93%[35]. Entre os vários tipos de prolapso dos órgãos pélvicos, o Cistocelo foi o mais predominante em termos estatísticos, com uma percentagem de afetação de 34.3% [36]. O risco de uma mulher para a necessidade de cirurgia para POP é de 11% aos 80 anos de idade. Aproximadamente um terço das mulheres submetidas à cirurgia precisará de uma segunda operação para prolapso recorrente[36]. Ocorre um aumento de mulheres afetadas pelo POP com o aumento da idade e paridade [20]. A obesidade contribui significativamente para um aumento do risco de POP [37].

3.1.1 Fisiopatologia

Na maior parte das mulheres, é comum ocorrer uma danificação ou lesão dos MPP e, seguida por uma lesão do tecido conjuntivo dos tecidos que suportam a bexiga, o útero, o reto e a vagina. Em mulheres saudáveis, o pavimento pélvico é fechado pelos MPP. O tecido conjuntivo da pelve suporta os órgãos pélvicos em repouso. Os músculos levantadores do ânus contraem para segurar os órgãos pélvicos na sua posição, quando se verifica um aumento da PIA. Se se verificar uma lesão do nervo ou nos MPP, estes perdem a função de contrair corretamente [34].

Uma das causas mais comuns para as lesões neuromusculares da mulher é o parto vaginal. Quando a função muscular do pavimento pélvico é danificada, um aumento de tensão é colocado no tecido conjuntivo que suporta os órgãos pélvicos. De seguida, os ligamentos uterossacrais, as paredes vaginais, a fásia endopélvica e a membrana perineal são lesadas. Quando o suporte destas estruturas falha, ocorre o POP [38].

Nas pacientes que sofrem de POP existe sempre um defeito nos tecidos constitutivos da fásia. Esse suporte pode voltar a ser reparado em cirurgia direcionada ao POP.

3.2 Incontinência Urinária

IU é o vazamento de urina incontável. De acordo com a ICS (International Continence Society), a definição de incontinência inclui três conceitos importantes: a perda de urina não

é voluntária; a perda de urina deve ser demonstrada num teste objetivo, tal como a cistometria; a incontinência tem de ser assimilada pelo paciente como um problema social ou higiénico[19]. É uma disfunção pélvica que afeta tanto homens como mulheres. Atualmente a IU é denotada por 5 tipos: Incontinência Urinária de Esforço (IUE), Incontinência Urinária de Urgência (IUU), Incontinência Urinária Mista (IUM), Incontinência Urinária de Refluxo (IUR) e a Incontinência Urinária Funcional (IUF) [39].

A IUE é quando a urina vaza através de uma pressão repentina na bexiga ou na uretra, causando a abertura breve dos músculos do esfíncter. Com uma IUE leve, esta pressão pode ocorrer através de esforços físicos inesperados tais como o espirro ou a tosse. Se a IUE for mais severa, pode ocorrer o vazamento de urina com atividades que requeiram menos esforço como estar em pé, caminhar ou simples ato físico de se dobrar. Estas perdas de urina podem variar de umas pequenas gotas de urina a molhar completamente a roupa.

A IUU é a perda involuntária de urina acompanhada ou imediatamente precedida por uma sensação de urgência (sensação de uma vontade imediata de urinar que não pode ser ignorada) e algumas vezes associada com uma frequência urinária. A correspondente observação urodinâmica é uma incontinência da hiperatividade do detrusor, definida como uma perda de urina devida à contração involuntária do detrusor durante a fase de enchimento da bexiga. As contrações involuntárias do detrusor produzem um aumento da pressão intravesicular, que leva à perda de urina quando a pressão uretral é excedida. A sensação de urgência é o sintoma urinário mais problemático que maioritariamente afeta a qualidade de vida do paciente.

A IUM tal como o próprio nome indica vai ser uma mistura de incontinência urinária de esforço com uma incontinência urinária de urgência, sendo os sintomas também uma combinação dos sintomas encontrados nessas respetivas incontinências.

A Incontinência Urinária de Refluxo refere-se à incontinência proporcionada por uma bexiga excessivamente distendida, associada relativamente a um músculo detrusor hipotónico. Nestas circunstâncias, o paciente pode perder urina por causa de um aumento da pressão abdominal forçando a urina a vazar da bexiga. Uma outra possibilidade pode ser as pequenas contrações do músculo detrusor que provoca contínuas reduzidas perdas de urina, mesmo em repouso.

A Incontinência Urinária Funcional é uma condição que afeta mais frequentemente os idosos que sofrem de doenças físicas ou mentais como Alzheimer e artrite, impedindo-os de chegar à casa de banho a tempo.

A IU é um problema de saúde significativo com um considerável impacto social e económico. É importante poder distinguir o predomínio e a incidência da IU, e o predomínio (a probabilidade de afetação da IU numa determinada população num determinado momento) é mais importante tendo em conta o seu impacto e a utilização dos recursos dos cuidados de saúde [40]. Através de uma revisão de estudos populacionais oriundos de vários países a prevalência de IU varia de 5% a 70%, com mais estudos a mencionar que a prevalência de qualquer tipo de IU varia de 25-45% [40]. A prevalência da IU aumenta com a idade e em mulheres com idade ≥ 70 anos, mais de 40% da população feminina é afetada. As percentagens de incidência são ainda maiores em pessoas mais idosas e pacientes tratados em casa [40]. A incidência média anual de IU foi relatada variando de 1 a 9% enquanto que as estimativas de regressão são mais variáveis, de 4 a 30%. A prevalência de IU é relacionada fortemente com a idade da mulher e, devido ao crescente aumento da esperança média de vida, a prevalência geral da IU em mulheres é expectável para que aumente no futuro [40].

3.2.1 Fisiopatologia

IU ocorre quando se verifica um aumento da PIA associado a perda de urina na falta da contração do músculo detrusor. Habitualmente, um aumento da PIA é congruente com um aumento da pressão da uretra, não havendo a perda de urina. Se a uretra não estiver posicionada corretamente por baixo do osso púbico pode haver uma diminuição na pressão da uretra e um vazamento de urina. Pode ocorrer também a perda de urina quando o esfíncter uretral não funciona adequadamente, independente da sua posição [41].

Uma perda de suporte uretral é frequentemente mais associada ao parto. Imagens de ressonância magnética de mulheres antes e depois do parto demonstram lesões nos MPP, cuja função é de conferir suporte pélvico. A rigidez destes músculos decresce após o parto vaginal. Quando os músculos levantadores não funcionam apropriadamente, ocorre uma perda de suporte pélvico, incluindo uma mobilidade anormal da uretra [42].

Fatores que aumentem a PIA também contribuem para a incontinência urinária. Pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC) são mais prováveis a ter incontinência urinária e pacientes com maior índice de massa corporal tendem a sofrer de uma IU mais severa [43].

Uma suposta explicação para o acontecimento destas situações patológicas pode advir das seguintes teorias referidas:

- **Mudanças no eixo uretrovesical para que haja uma igual transmissão de pressão:** a presença do colo vesical e da parte superior da uretra acima do pavimento pélvico, para que haja uma influência direta e equitativa da pressão intra-abdominal na bexiga, no colo vesical e na parte intra-abdominal da uretra;
- **Disfunção do esfíncter urinário:** explica a incontinência como um relaxamento da uretra ou a abertura do colo vesical da bexiga, quando exercidas atividades de esforço;
- **Teoria de Hammock:** esta teoria refere que os MPP e a fáscia atuam como uma rede que suporta o colo vesical e a parte superior da uretra. A pressão de fecho da uretra depende da transmissão de pressão do colo vesical e da uretra proximal contra o suporte rígido dos MPP, endopélvica fáscia e parede vaginal anterior.
- **Teoria Integral de Petros e Ulmsten[25]:** resumidamente, esta teoria menciona que a IU depende de três fatores: o músculo pubococcígeo levanta a parede vaginal anterior para comprimir a uretra; os MPP extraem a rede por cima fechando o colo vesical; a parede vaginal anterior deve ser dura e não fraca.

3.3 Incontinência Fecal

IF traduz-se na incapacidade de controlar as evacuações, provocando o vazamento inesperado de fezes a partir do reto. Também chamada de incontinência intestinal, a incontinência fecal pode variar duma fuga ocasional de fezes e libertação de gases a uma perda completa do controlo intestinal. Causas comuns da incontinência fecal incluem diarreia, constipação e danificação de músculos/nervos. A ocorrência de dano nos músculos/nervos pode estar associada ao envelhecimento ou parto [29].

Estima-se que 1 em 10 pessoas é afetada por incontinência fecal em algum momento na sua vida, apesar de ser mais comum em mulheres e pessoas mais idosas. Os principais tipos de Incontinência Fecal incluem:

- Incontinência fecal de urgência (IFU) - quando a pessoa sente a necessidade de defecar, mas tem de se apressar para conseguir fazer a tempo.
- Incontinência fecal passiva (IFP) - quando uma pessoa não tem a necessidade de defecar. Não estão cientes de que o reto está cheio e pronto a ser despejado, não conseguindo controlar conscientemente as suas evacuações; portanto pode haver a passagem de fezes inconscientemente.
- Incontinência fecal mista (IFM) - quando surgem sintomas ao mesmo tempo presentes na IFU e na IFP.

As consequências emocionais de quem sofre IF por vezes excedem as manifestações físicas. Muitos indivíduos confidenciam que desistem das suas vidas sociais e escondem o problema das suas famílias, amigos e dos próprios médicos. Isto trouxe complicações em identificar ao certo as pessoas afetadas pela IF [44]. Visto que os casos de IF aumentam consoante a idade, a sua incidência irá aumentar cada vez mais à medida que a população envelhece[44]. A prevalência da Incontinência fecal nas populações atinge 9.4% [45]. A IF afeta igualmente homens (mediana,8,1%; varia de 2.3-16.1%) e mulheres (mediana,8.9%; varia de 2-20.7%) e aumenta conforme a idade [46]. Os maiores fatores de risco para a incontinência fecal são respetivamente, fatores obstétricos (maioritariamente, parto vaginal e lesões do esfíncter anal) e a idade [44].

3.3.1 Fisiopatologia

Para um paciente possua uma correta evacuação de fezes e libertação de gases, tem de possuir igualmente um reservatório retal compatível, um funcional músculo puborrectal e um esfíncter anal intacto. O reto deve ser compatível para armazenar fezes até haver a necessidade de defecar. Os complexos nervos aferentes “sentem” a distensão retal e transmitem ao córtex cerebral a necessidade de defecar. Se o reto não for compatível, urgência fecal e a perda de fezes serão geralmente o resultado. Problemas de armazenamento retal são comuns em pacientes com proctite ulcerosa.

A libertação de gases ou fezes líquidas ou sólidas são referidas como incontinência fecal. Existem 3 componentes no mecanismo de continência - o esfíncter anal interno, o esfíncter anal externo e a porção puborrectal dos músculos levantadores do ânus. O esfíncter anal interno é controlado involuntariamente e encontra-se quase sempre num estado de contração. Contribui aproximadamente 85% para o estado de repouso do esfíncter anal. O esfíncter anal externo é um músculo estriado que se contrai voluntariamente. O músculo puborrectal é parte dos músculos levantadores do ânus que abrem e fecham no pavimento pélvico. Quando contraído puxa a junção anorrectal anteriormente, aumentando o ângulo entre o ânus e o reto. Este movimento em reunião com a contração do esfíncter anal externo, fecha o canal anal.

A incontinência fecal ocorre frequentemente a partir de uma interrupção do esfíncter anal. Esta interrupção pode envolver o esfíncter anal interno e/ou externo. Estudos descobriram que um pelo menos um terço das mulheres que esteve envolvida em parto, terá uma interrupção

do seu esfíncter anal. Alguns desses rasgamentos ocorrem em mulheres que não possuem uma laceração da pele perineal. Uma outra causa para a interrupção do esfíncter anal também pode ser a lesão do nervo pudendo, que pode levar à atrofia e a um mal funcionamento do esfíncter[34].

3.4 Técnicas de diagnóstico

Uma melhor caracterização da anatomia do pavimento pélvico proporciona uma escolha mais adequada do médico quanto à técnica cirúrgica apropriada, bem como os efeitos do tratamento. A evolução das técnicas usadas para a detecção prévia de anomalias no funcionamento do pavimento pélvico tem contribuído largamente para o tratamento de indivíduos afetados por estas disfunções pélvicas.

3.4.1 Exames Físicos

Um exame físico geral deve ser efetuado, com especial atenção em determinadas áreas. Durante o exame abdominal, deve-se verificar se há a existência de incisões cirúrgicas anteriores e inquirir sobre aquelas que poderão não ter sido mencionadas no histórico cirúrgico do paciente. O médico também deve palpar a zona abdominal em busca de massas, como fibróides e outros tumores que possam causar sintomas do trato urinário inferior. Um exame neurológico das extremidades inferiores também é importante, como a inervação da bexiga é originada pelas mesmas raízes nervosas sacrais (S2-S4), e esse mesmo teste pode desvendar uma etiologia neurológica subjacente da disfunção do trato urinário inferior. Por exemplo, enquanto que 95% das mulheres com esclerose múltipla irão desenvolver IU ou outros sintomas urinários durante o curso da sua doença, 10% das mulheres com esclerose múltipla apresentarão IU como principal sintoma da sua doença neurológica [34]. Outras condições neurológicas que podem causar sintomas do trato urinário inferior incluem acidentes vasculares cerebrais e doença de Parkinson. Portanto, médicos devem examinar essas condições durante as avaliações de pacientes com IU. Também pode haver a realização do teste bilateral, utilizado para verificar os reflexos da patela e do tornozelo bem como a determinação da força das extremidades inferiores.

Para além da examinação neurológica, é igualmente importante a realização de uma examinação pélvica começando com a averiguação da genitália externa para sinais de atrofia, dermatite e massas como prolapso pélvico ou divertículo uretral. Uma significativa redução no tamanho do lábio menor ou um lábio mais pálido ou com cor anormal pode ser indicador de hipoestrogenismo (deficiência de estrogénios), que ocorre na menopausa das mulheres. A inspeção das paredes vaginais podem revelar a existência de mudanças atroficas, com a perda de pregas do epitélio vaginal. Em adição à palpação do tamanho, da forma e do contorno do útero, os MPP devem ser palpados bilateralmente. Depois ao paciente é pedido que aperte em torno dos dedos do médico com o objetivo de determinar a força do músculo pubococcígeo do

paciente ao contrair. Durante a exameção pélvica, mulheres que tenham dificuldade em isolar os MPP poderão ser direcionadas a fazer uma terapia física formal do pavimento pélvico. Além disto, o médico pode conferir um grau ao prolapso/ disfunção pélvica do paciente examinado, consoante a estrutura que sofreu a queda e quanto à distância que decaiu. Para uma avaliação básica do prolapso, alguns médicos irão referir o prolapso como leve (POP não se projeta até ao nível do hímen), moderada (o prolapso estende-se para o hímen ou ligeiramente superior ao hímen) e severo (prolapso que se estende muito para além da abertura vaginal) [34]. É também vantajoso tentar determinar o tipo de tecido que prolapsa. Se é a cérvix (ou colo do útero, indicador de prolapso uterino), a parede vaginal anterior (Cistocelo) ou a parede posterior (retocelo ou enterocelo). Muitas vezes pode ser difícil de avaliar estas situações e por vezes, o prolapso envolve uma combinação destas entidades. Quanto ao diagnóstico da IF nas mulheres ainda perdura o problema das próprias pacientes não reportarem aos seus médicos os seus problemas e sintomas. Algumas vezes os efeitos da IF podem ser mais devastadores do que outras formas de disfunção pélvica. O próprio sentimento de vergonha leva à depressão, isolamento social e deterioração da qualidade de vida dos pacientes. O primeiro passo necessário para o diagnóstico desta patologia é perguntar acerca dos sintomas da IF e o efeito que estão a provocar na vida do paciente. Posteriormente inicia-se um simples exame físico para avaliação do estado funcional da mulher. Uma inspeção visual é realizada, com especial foco na zona pélvica. Pode ser observado especialmente em mulheres mais idosas, irritação da pele e sujidade. De seguida podem ser feitos exames indicadores da IF: Endoscopia, Ultrassom Endoanal, MRI, Defecografia, manometria anorretal e testes neurofisiológicos. A endoscopia verifica a existência de um cancro colorretal parcialmente obstrutivo que pode resultar em mudanças intestinais e incontinência. O Ultrassom Endoanal pode verificar defeitos, se ocorrer uma interrupção do esfíncter. Quanto à ressonância magnética (MRI), é um teste usado para visualizar os músculos do pavimento pélvico, especialmente o puborretal, o esfíncter anal externo e o esfíncter anal interno. A Defecografia é um exame que não é necessário para a maioria das mulheres com IF, contudo é indicado se houver a hipótese da existência de um prolapso retal ou um prolapso oculto, também revela retocelos e deformações retais. Relativamente à manometria, o objetivo é avaliar a pressão de repouso do esfíncter anal interno, analisando a funcionalidade do canal anal e a contração voluntária do esfíncter anal externo (pressão ao apertar). Por fim, os testes neurofisiológicos são realizados com o intuito de testar a integridade neuromuscular do esfíncter anal, através da medição da atividade elétrica gerada pelas fibras musculares. Isto é alcançado a partir da eletromiografia (EMG) ou latência motora terminal do nervo pudendo. O EMG utiliza agulhas concentradas ou elétrodos, capazes de gravar a atividade elétrica e indicar padrões de denervação ou reinervação após a lesão, como observado em lesões de parto [34]. A latência motora terminal do nervo pudendo é obtida a partir da medição do período de latência do tempo em que o nervo pudendo é estimulado até ao tempo em que o músculo anal responde.

3.4.2 Testes urodinâmicos

Pacientes com disfunção do processo de esvaziamento da bexiga são sujeitas a uma série de testes, denominados de testes urodinâmicos. Estes testes são designados para avaliar a função do trato urinário inferior do paciente e tentar determinar a causa do problema. É importante que o médico possua o conhecimento básico desses testes e também que

compreenda os resultados obtidos nos testes, de forma a providenciar uma melhor assistência ao paciente em escolher entre as opções de tratamento recomendadas pelo especialista.

Maior parte dos testes urodinâmicos são focados em avaliar a capacidade da bexiga para armazenar urina e esvaziar a mesma completamente. Os testes urodinâmicos também podem demonstrar se a bexiga está a ter contrações involuntárias que causam a perda de urina. Entre os testes urodinâmicos, estão incluídos [34]:

- Urofluxometria - é a medição da velocidade e do volume da urina. Equipamento especial automaticamente mede a quantidade de urina e a percentagem de fluxo. O equipamento cria um gráfico que indica as mudanças da percentagem de fluxo, segundo a segundo, para que o prestador de cuidados de saúde analise quando a percentagem de fluxo é máxima e quanto tempo demora a atingir. Os resultados do teste serão peculiares se os músculos da bexiga forem fracos ou se o fluxo urinário for bloqueado.
- Medição do resíduo pós-miccional - mede a quantidade de urina que permanece na bexiga após o ato de urinação. Pode ser medida com equipamento de ultrassons, criando uma imagem da bexiga.
- Cistometria - mede a quantidade de urina que a bexiga pode armazenar, a pressão que é gerada na bexiga à medida que enche e o quão cheia está quando surge a urgência de urinar. A cistometria pode também detetar contrações involuntárias da bexiga.
- Teste da pressão de vazamento - é um teste que mede o ponto de vazamento durante a cistometria. Enquanto a bexiga enche durante a cistometria, pode contrair e ocorrer evacuação involuntariamente. O manómetro mede a pressão dentro da bexiga quando isto acontece, dando uma ideia sobre o tipo de problema que existe na bexiga.
- Teste da pressão do fluxo - avaliação da pressão da bexiga requerida ao urinar e a percentagem de fluxo gerada por essa pressão.
- Eletromiografia - utiliza sensores especiais para medir a atividade elétrica dos músculos e nervos dentro ou à volta da bexiga e dos esfíncteres. Se o profissional de saúde achar que o problema urinário está relacionado com nervos ou músculos danificados, o paciente realiza eletromiografia.
- Testes vídeo-urodinâmicos - durante o processo de enchimento e esvaziamento, são tiradas fotos e vídeos da bexiga, como equipamento de imagem podem ser usados raio-x ou ultrassom.

3.4.3 Imagiologia

Fazer o diagnóstico de patologias do pavimento pélvico apenas só com exame físico possui muitas limitações, incluindo a tendência de focar apenas na superfície anatómica apesar das anomalias estruturais da víscera pélvica [47]. Como resultado disto, a imagiologia em conjunto com a exame físico deve ser utilizadas para o diagnóstico, medições e tratamento de deficiências no pavimento pélvico. Atualmente, com a evolução da tecnologia em auxílio da medicina e com o objetivo de providenciar ferramentas mais eficazes para o diagnóstico, a respeito da imagiologia são utilizados ultrassons do pavimento pélvico e a ressonância magnética do pavimento pélvico (ver figura 16).

Existe uma vasta gama de técnicas que foram desenvolvidas para captar o pavimento pélvico e a partir delas, há a possibilidade de visualizar características patológicas. É necessário haver indicadores para a realização de ultrassons incluindo infeções do trato urinário,

incontinência urinária de esforço ou urgência, prolapso, incontinência fecal e defecação obstruída. Um dos mais importantes fatores para o prolapso dos órgãos pélvicos é o traumatismo pós-parto dos músculos levantadores do ânus, podendo ser diagnosticado através de tecnologia ultrassônica 2D, 3D e 4D. A imagiologia ultrassônica pode se demonstrar ser mais efetiva e confiável do que a ressonância magnética em termos de avaliação do compartimento pélvico anterior, em que a hiper mobilidade do colo vesical é uma das típicas observações encontradas em casos de incontinência urinária. Ultrassom transperineal feito em repouso revela as relações anatómicas entre os órgãos pélvicos e a descida do colo vesical é medida avaliando a mobilidade uretral. A imagiologia providenciada pelo Eco-Doppler mostra a perda de urina ao tossir ou á medida que se realiza a manobra de valsalva. Ultrassonografia translabial do compartimento pélvico anterior pode também detetar tumores na bexiga, corpos estranhos ou urina residual. Imagens de ultrassom do compartimento médio podem ser usadas para visualizar o prolapso uterino e providenciar informação para reparação cirúrgica. Ultrassonografia do compartimento posterior pode identificar retocelo e enterocelo. Imagens obtidas por ultrassons 3D usam um transdutor para providenciar informação tanto no plano axial como sagital e é usado em conjunto com imagiologia dinâmica 2D para tornar possível a visualização dos músculos levantadores do ânus, o trato urinário inferior, o esfíncter anal e os órgãos alvos de prolapso [47]. Ultrassonografia 3D confere muitas mais vantagens do que a 2D, sendo capaz de aceder em 3 diferentes planos à posição da uretra, possibilitando uma maior quantidade de informação obtida. Ultrassonografia 4D permite dados dinâmicos em tempo real, como por exemplo, mudanças morfológicas podem ser observadas durante as contrações do pavimento pélvico ou durante a transição da fase de repouso para valsalva. Pode ser utilizada para avaliar o grau do prolapso e pode também ser usada antes e depois da cirurgia para avaliar o resultado.

Em relação ao outro método de imagiologia, a ressonância magnética, é um método capaz de providenciar uma vista global da víscera e dos músculos. Em adição a defeitos existentes no diagnóstico, pode identificar pacientes com um elevado fator de risco em desenvolver disfunções. Variações na forma da pelve são mais comuns em mulheres com disfunções do pavimento pélvico, o que pode aumentar o risco do desenvolvimento de incontinência urinária ou fecal e prolapso dos órgãos pélvicos. Uma rápida identificação dessas anomalias pode ser preponderante em diminuir a probabilidade de ocorrência de traumas maternos durante e depois do parto. Com o intuito de diagnosticar e quantificar o prolapso dos órgãos pélvicos, um número de linhas de referência e pontos de medição são usados durante a ressonância magnética pélvica. As linhas de referência mais usadas são a linha pubococcígeal e a linha pubiana medial. Enquanto que a primeira conecta a sínfise púbica inferior com o cóccix inferior, a segunda estende-se ao longo do plano longitudinal do osso púbico. Uma vez que a linha de referência é selecionada, o prolapso pode ser observado e quantificado em todos os três compartimentos através da medição da distância perpendicular de um ponto de referência até à linha de referência. Esta medição é obtida no seu todo durante a fase de evacuação. A ressonância magnética é utilizada para adquirir informação sobre a defecação e causas que levem à obstrução durante a defecação, podendo incluir retocelos. Por sua vez, também verificou ser um processo eficaz na visualização de defeitos do esfíncter anal [47].

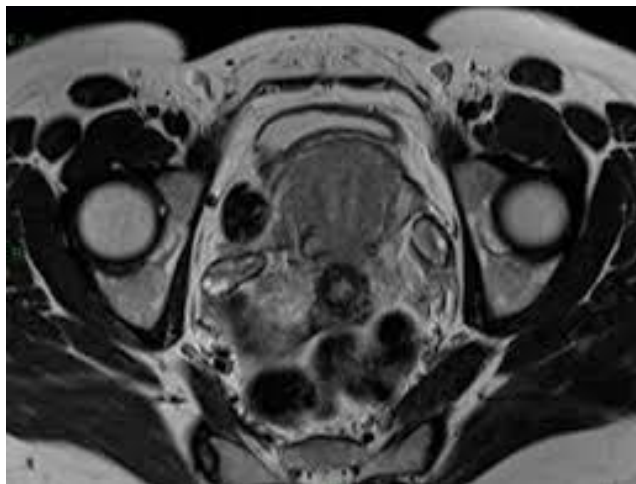


Figura 16 - Ressonância magnética da pelve feminina

3.5 Tratamentos

3.5.1 Tratamentos conservativos

A maioria dos casos de incontinência urinária é resolvida com cirurgia, nem todos os pacientes a desejam fazer, nem todos são candidatos propícios para a realização de cirurgia. Para quem não queira realizar cirurgia, tem outras opções de tratamento não cirúrgico tais como: exercícios dos músculos do pavimento pélvico (exercícios que fortalecem os músculos pélvicos, impedindo o vazamento de urina), biofeedback (é uma ferramenta de apoio aos exercícios de Kegel, com ela os pacientes são capazes de aprender e treinar a contração dos músculos certos, providenciando um maior controle), estimulação elétrica e agentes farmacológicos (atua na contração muscular relativamente à IU e na consistência das fezes -IF) [48]. Como uma outra alternativa a esses métodos, podem ser usados aparelhos anti-incontinência para corrigir e tratar os pacientes. Estes dispositivos possuem várias vantagens. Paciente que estejam na lista de espera da cirurgia ou pacientes que não sejam considerados adequados para cirurgia podem fazer uso dos dispositivos. Os dispositivos podem ser inseridos e removidos pelos próprios pacientes que os utilizam. Quando cuidados de forma correta, esses dispositivos apresentam complicações mínimas. Porém estes aparelhos também possuem algumas desvantagens e requerem pacientes motivados. Não devem ser usados de forma alguma por pacientes com infecções no trato urinário e as mulheres podem ficar suscetíveis a infecções quando da sua utilização. A auto remoção dos dispositivos requer uma boa destreza manual [34]. Mulheres podem usá-los temporariamente até à finalização da gravidez. Os dispositivos são indicados para curar pacientes que não sejam próprios para cirurgia incluindo dispositivos vaginais e uretrais. Dentre os dispositivos vaginais, os pessários são os que têm sido mais usados com o objetivo de tratar a incontinência urinária. Pessários com uma forma standard ou modificados com uma protuberância, podem com sucesso extinguir a incontinência. A sua função consiste em estabilizar o colo vesical e aumentar assim a resistência da uretra. Relativamente ao outro tipo de dispositivos, os dispositivos uretrais podem ser utilizados externamente ao meato uretral (abertura da uretra onde circula a urina, a ejaculação e os líquidos parietais) ou inserida diretamente na uretra. Estes aparelhos são contraindicados em pacientes com cancro da bexiga ou da uretra, infecção do trato urinário, cistite intersticial (ou

Síndrome da Dor Vesical) e também aqueles em risco de endocardite. Pacientes com limitada destreza manual podem ter dificuldades em usar estes dispositivos. Apesar destes dispositivos parecerem à primeira vista um meio ideal para controlar e tratar casos de incontinência urinária leve a moderada, o seu grau de aceitação tem demonstrado ser muito baixo. O seu grau de efetividade depende só e apenas do paciente, do seu compromisso. Além de que os dispositivos uretrais e vaginais curam muito menos mulheres do que a cirurgia. Contudo podem aumentar a qualidade de vida de pacientes impróprios para cirurgia ou que não queiram a cirurgia. A cirurgia e a reabilitação do pavimento pélvico continuam a ser os tratamentos mais comuns para a incontinência urinária.

3.5.2 Tratamentos cirúrgicos

Quando os métodos conservativos falham, recorre-se aos métodos cirúrgicos. Entre inúmeros tratamentos cirúrgicos para o tratamento de disfunções pélvicas, há procedimentos minimamente invasivos que são utilizados geralmente para suavizar complicações que possam surgir após a cirurgia:

- **Implantes malha** - são dispositivos médicos usados para conferir suporte adicional ao reparar tecido enfraquecido ou danificado. A maioria dos dispositivos atualmente disponível para uso são feitas de materiais feitos pelo homem ou tecido animal. Também podem ser encontrados implantes malha feitos através de materiais sintéticos, isto é, podem ser absorvíveis, não absorvíveis ou uma combinação de materiais absorvíveis e inabsorvíveis. Implantes derivados de animais são feitos de tecido animal, como intestino ou pele, que foram processadas e desinfetadas de forma a se tornarem aceitáveis para uso como um dispositivo implantável. São absorvíveis e a maior parte do tecido utilizado para a produção desses implantes provém de porco ou vaca. Implantes não absorvíveis irão permanecer no corpo indefinidamente e são considerados implantes permanentes. É usado para conferir um reforço permanente em força ao reparo. Implantes absorvíveis irão degradar e perder força ao longo do tempo. Não é destinado a conferir reforço a longo prazo no local de reparo. À medida que o material degrada, o novo tecido que cresce proporciona resistência e força ao reparo. Os implantes malha têm sido usados com o intuito de reparar o prolapso de órgãos pélvicos (POP) e Incontinência Urinária. São implantados permanentemente para reforçar a parede vaginal enfraquecida para tratamento da POP ou suportar a uretra ou colo vesical para o tratamento da IU [49].
- **Sling** - é um procedimento cirúrgico utilizado para tratar a incontinência urinária. Atua como uma rede, mantendo a uretra no seu lugar anatômico original e mantém a bexiga fechada quando cheia (ver figura 17). O sling pode ser uma fina faixa de malha colocada por baixo da uretra. O sling pode até ser antes um bocado de tecido retirado do abdómen ou da coxa. O seu papel consiste em suportar a uretra durante atividade física ou em atividades do quotidiano como espirrar ou tossir para prevenir o vazamento de urina [19].

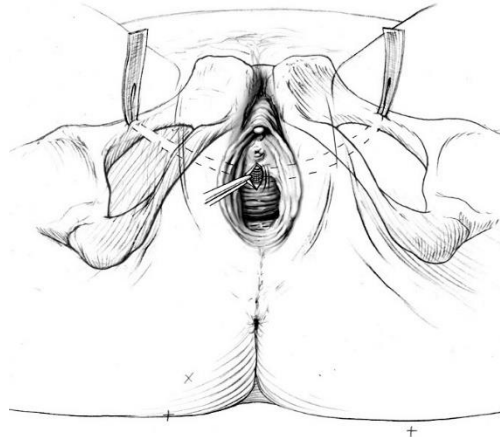


Figura 17 - Sling (um dos tratamentos cirúrgicos para a IU), adaptado de Davila [34]

•Esfínteres artificiais - uma das causas mais comuns da IF é a disfunção do esfíncter anal (fig.12). O tratamento cirúrgico da incontinência fecal é classificado em dois grupos: procedimentos que focam na reparação ou aumento do músculo do esfíncter, e procedimentos de substituição em que o objetivo é a reconstrução, substituição, ou modulação externa do aparelho do esfíncter. A escolha do procedimento é dependente da etiologia subjacente à incontinência bem como a avaliação completa da anatomia anorretal e do pavimento pélvico. O tipo e a gravidade da lesão é encontrada na avaliação e testes fisiológicos direciona a terapia adequada ao problema do indivíduo. Se possível, é feita a reparação do mecanismo do esfíncter original antes de recorrer a reconstruções cirúrgicas tais como esfínteres artificiais ou neuroestimulação. Nomeadamente pacientes que sejam candidatos a fazer uma reparação do esfíncter têm muitas vezes lesões provenientes de interrupções do complexo do esfíncter anal externo. Os esfínteres artificiais têm demonstrado uma percentagem de sucesso consistente superior a 70%, pelo facto de proporcionar uma pressão pré-determinada que mantém os esfínteres fechados[34].

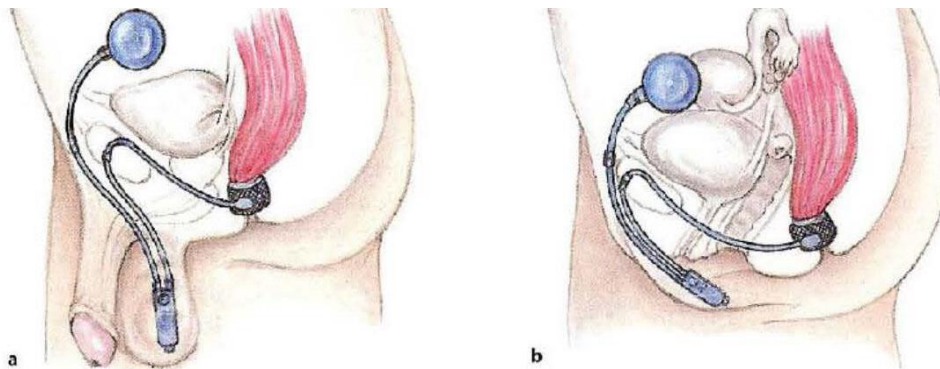


Figura 18 - Aplicação de esfínteres artificiais (a- Homem; b- Mulher)

3.5.3 Laser

Para além dos métodos já anteriormente referidas para o tratamento de IU e o prolapso dos órgãos pélvicos, tem vindo a surgir cada vez mais a aderência a este método de tratamento laser. A grande vantagem deste tratamento é o facto de ser minimamente invasivo, rápido, indolor e custo monetário mais reduzido. Devido a ser um tratamento alternativo minimamente invasivo, a terapia a laser tem sido capaz de reparar algumas disfunções pélvicas. O laser Er: YAG é composto por duas peças de mão (ponto cheio e fracionado), dois adaptadores e uma sonda laser [50] (ver figura 19). Este método tem demonstrado ser significativo no tratamento da IU. Num estudo feito com 175 mulheres com IU, a utilização de laser Er: YAG em sessões de terapia, melhorou em 88% dos casos a IU dos pacientes, não se verificando efeitos secundários nos pacientes após a terapia [51]. Fistonc et al [52] realizou uma experiência em que cada paciente recebia um tratamento de laser Er: YAG intravaginal com acompanhamento no primeiro mês e nos próximos 2-6 meses uma pós-intervenção. Desde o início do tratamento até aos 6 meses de acompanhamento, verificou-se uma melhoria em 72.3% dos pacientes, 23.4% não notaram diferença e 4.3% sofreram um agravamento dos sintomas. No que diz respeito à condição do prolapso dos órgãos pélvicos, demonstrou-se um progresso deveras significativo. Consoante Bizjak-Ogrinc et al [53], foi realizado um outro estudo em que foram avaliados 83 pacientes com cistocelos de grau II-IV e foram acompanhados aos 2,6,12,24 e 36 meses após a primeira sessão de laser Er: YAG. O estudo teve resultados extraordinários mesmo apenas após a primeira sessão de tratamento, em que a média inicial do grau de prolapso dos pacientes é de 2,36 e passou a ser 1,5. Terminando ao fim dos 36 meses por chegar à média de 0,89. Os próprios autores concluíram que a terapia a laser para maiores graus de Cistocelo demonstrou uma grande eficácia no melhoramento do Cistocelo e um desconforto mínimo dos pacientes durante o tratamento, sem efeitos secundários. Para além de haver um vasto leque de estudos com melhorias significativas no tratamento de disfunções pélvicas com este método, é preciso relembrar que nenhum destes estudos foi realizado com um grupo de controlo. Enquanto que a utilização de lasers para o tratamento dessas condições possa parecer apelativa, a falta de evidências de qualidade nos ensaios do grupo de controlo são preocupantes. A segurança e eficácia destes dispositivos a laser ainda não foi completamente estabelecida. O uso de lasers pode provocar diversos efeitos como queimaduras vaginais, cicatrizes, dispareunia e dor crónica. Decerto que a terapia a laser é um método vanguardista, com as suas vantagens e desvantagens, contudo será necessário a realização de mais testes para comprovar a sua eficácia e aferir o seu campo de atuação.

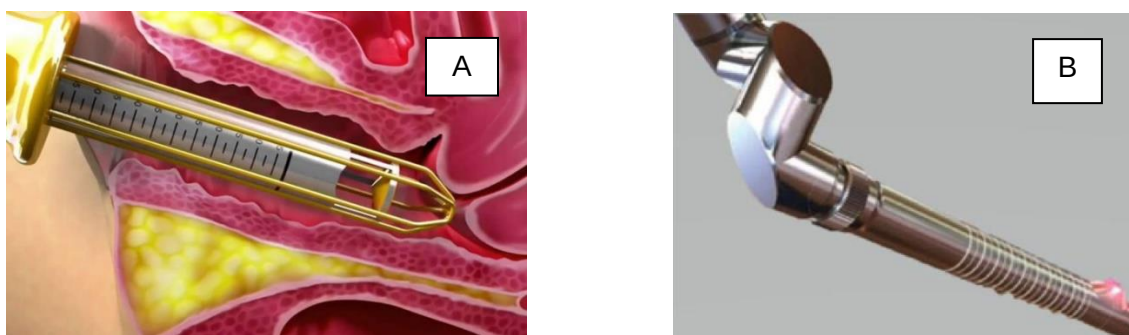


Figura 19 - Laser Er: YAG (A- peça de mão integral, B-sonda laser) [50]

Capítulo 4

Modelação e Revisão da Literatura

4.1 Modelação Biomecânica

A biomecânica é uma área que combina o campo da engenharia mecânica com os campos da biologia e fisiologia. A biomecânica aplica os princípios da mecânica ao corpo humano com o objetivo de entender as influências mecânicas nos ossos e nas articulações. Forças que carregam as articulações são geradas pelos músculos e transmitidas pelos tendões. Os ossos devem aguentar essas forças. Os avanços no campo da biomecânica melhoraram a compreensão do andamento normal, situações patológicas, a mecânica por trás do controlo neuromuscular e do crescimento.

Nos últimos anos, têm surgido ferramentas de modelação computacional, que a partir da aplicação de modelos matemáticos analisa, compreende e estuda os fenómenos de problemas complexos e tornou-se um instrumento essencial no ambiente científico devido à sua ampla gama de campos de aplicação - incluindo a medicina. Com a utilização destes modelos podemos qualificar através da simulação, as estruturas da cavidade pélvica, bem como as suas respetivas funções. Dito isto, futuramente será possível efetuar um tratamento mais completo e equilibrado, com o intuito de prevenir a necessidade de recorrer a cirurgias posteriores. Para que se tenha uma avaliação confiável destas estruturas, é imperativo uma descrição geométrica o mais completa possível da cavidade pélvica, tal como o comportamento mecânico das estruturas envolventes.

O estudo da cavidade pélvica é feito mediante os modelos obtidos com o método dos elementos finitos, garantindo uma qualidade deveras superior aos resultados obtidos a partir dos modelos geométricos oriundos da ressonância magnética. Com estas ferramentas tornou-se possível a simulação de estruturas anatómicas e as disfunções provocadas nas mesmas. Hoje em dia, um dos softwares mais utilizados para a simulação destes fenómenos é o ABAQUS. É possível a partir do método dos elementos finitos e do ABAQUS visualizar a dinâmica das estruturas da cavidade pélvica, as tensões, as deformações e os deslocamentos.

4.1.1 Método dos elementos finitos (MEF)

O método dos elementos finitos (MEF), por sua vez algumas vezes referido como análise dos elementos finitos, é uma técnica computacional usada para obter soluções aproximadas em várias áreas de engenharia e em vários campos de estudo tais como a Engenharia Civil, Engenharia Nuclear, Engenharia Biomédica, Hidrodinâmica, entre outros [54]. A ideia básica no método dos elementos finitos é encontrar a solução de um problema complexo, substituindo-o por um problema mais simples. Visto que o problema atual é substituído por um mais simples para encontrar a solução, seremos capazes de obter uma solução aproximada no lugar da solução exata. Para além disso, muitas vezes será possível melhorar ou refinar a solução aproximada dependendo do esforço computacional exercido [54].

No MEF, o domínio, que pode ser um sólido, líquido ou um gás, é representado como um conjunto de subdivisões denominado por elementos finitos. Esses elementos são considerados interligados em pontos específicos designados nós [54]. Os nós habitualmente estão localizados nas fronteiras do elemento cujos elementos adjacentes estão conectados (Fig.20). Uma vez que a atual variação da variável de campo (p.e, deslocamento, temperatura, pressão ou velocidade) dentro do corpo de matéria não é sabida, assumimos que a variação da variável de campo dentro do elemento finito pode ser aproximada por uma simples equação. Essas funções aproximadas (também conhecida como interpolação) são definidas em termos de valores das variáveis de campo nos nós. Quando todas as equações de campo forem escritas para todo o domínio, as incógnitas serão os valores dos nós das variáveis de campo. Ao resolver as equações, que são geradas na forma de equações matriciais, os valores dos nós das variáveis de campo serão conhecidos. Após a descoberta dos valores, as funções aproximadas definem a variável de campo através da montagem dos elementos [54].

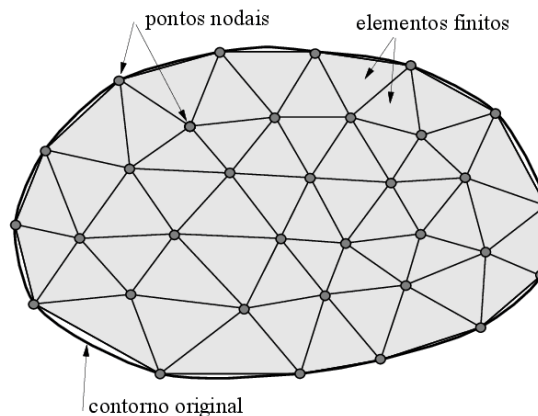


Figura 20 - Método dos elementos finitos

A solução de um problema de domínio geral através do método de elementos finitos, segue sempre um processo passo-a-passo. Esse processo pode ser caracterizado da forma seguinte:

- Discretização da estrutura - o primeiro passo no método dos elementos finitos consiste em dividir a estrutura em subdivisões ou elementos. Por isso a estrutura é modelada com elementos

finitos adequados. Nesta etapa o número, tamanho, tipo e arranjo dos elementos é decidido.

- Seleção do modelo de deslocamento (ou interpolação) - desde que a solução do deslocamento de uma estrutura complexa sob condições de carga específicas não poder ser prevista com exatidão, assume-se uma solução adequada para fazer uma aproximação da solução desconhecida. A solução assumida deverá ser simples de um ponto de vista computacional, mas que satisfaça determinados requerimentos de convergência. No geral, a solução é apresentada na forma polinomial.
- Derivação das matrizes de rigidez e dos vetores de carga;
- Composição das equações dos elementos para obter as equações gerais do domínio- visto que a estrutura é composta por vários elementos finitos, a matriz de rigidez e os vetores de carga são apresentados numa maneira adequada e as condições gerais de equilíbrio são formuladas.
- Solução para os deslocamentos nodais desconhecidos;
- Cálculo dos deslocamentos e deformações dos elementos;

4.2 Modelos Biomecânicos e simulações

A modelação biomecânica para além de ter diversas vantagens, é um método que permite a reconstrução e a simulação das estruturas anatómicas, nomeadamente também a cavidade pélvica, permitindo a sua compreensão e o seu estudo de uma forma não invasiva. Sendo assim é fundamental obter uma perspectivas dos estudos que já foram efetuados nesta área e inclusive os avanços realizados.

Cobb et al., em 2005, mediu o alcance normal da pressão intra-abdominal em pessoas saudáveis não obesas e relacionou os resultados obtidos com o sexo e o índice de massa corporal[55]. Todos os pacientes cujo teste foi realizado eram saudáveis, desprovidos de qualquer patologia. Para a realização da medição um cateter Foley foi inserido na bexiga utilizando técnicas estéreis adequadas executadas por um profissional de saúde. A bexiga foi enchida com 50 mL de solução salina. A pressão hidrostática da bexiga foi obtida conectando o cateter a um transdutor de pressão a partir de tubos estéreis[55]. O transdutor de pressão foi anexado à cintura dos pacientes, no nível da sínfise púbica para uma leitura mais precisa. Os resultados foram obtidos em mm Hg para as diferentes atividades executadas durante as medições (ver figura 21)

Maneuver	Minimum (mm Hg)	Maximum (mm Hg)	Mean (mm Hg)	SD
Supine	-1	6	1.8	2.2
Standing	15	27	20.0	3.8
Sitting	10	21	16.7	2.9
Stairs	40	110	68.9	17.4
Abdominal crunch	7	47	26.7	10.7
Bend at waist	6	30	14.4	5.3
Bend at knees	14	30	20.6	4.4
Cough	40	127	81.4	25.6
Standing cough	64	141	107.6	23.0
Valsalva	20	64	39.7	11.0
Standing Valsalva	32	116	64.9	22.0
Jumping	43	252	171	48.4
Bench press	2	34	7.4	7.3
Arm curl	17	37	25.5	6.0

Figura 21 - Diferentes medições obtidas da pressão intra-abdominal para as diferentes atividades

Em 2008, Noakes et al. desenvolveu um estudo que consistia em simular o processo mecânico da cavidade pélvica feminina com o intuito de aperfeiçoar a compreensão do fenómeno defecatório na cavidade pélvica e no canal anal[56]. O objetivo final deste mesmo estudo foi obter o deslocamento do músculo levantador do ânus, ao longo da realização da manobra de valsalva. A manobra de valsalva é uma técnica respiratória que se traduz num aumento da pressão intra-abdominal, quando o abdómen e os músculos do pavimento pélvico se encontram numa fase de relaxamento. Por sua vez, este aumento de pressão leva a um declínio do pavimento pélvico, ao alargamento do hiato anogenital, à distensão do ligamento anococcígeo e ao movimento posterior dos órgãos pélvicos [56]. No modelo (ver figura 22), a pressão foi aplicada ortogonalmente à 'superfície anterior de cada elemento do músculo para simular a deformação que o músculo levantador do ânus experiênciaria. É de extrema importância realçar que esta manobra foi realizada com o paciente deitado. Posteriormente, a partir de imagens obtidas por ressonância magnética dinâmica, tiradas numa posição de supinação e de relaxamento, a pressão final de valsalva obtida foi de 4 kPa.

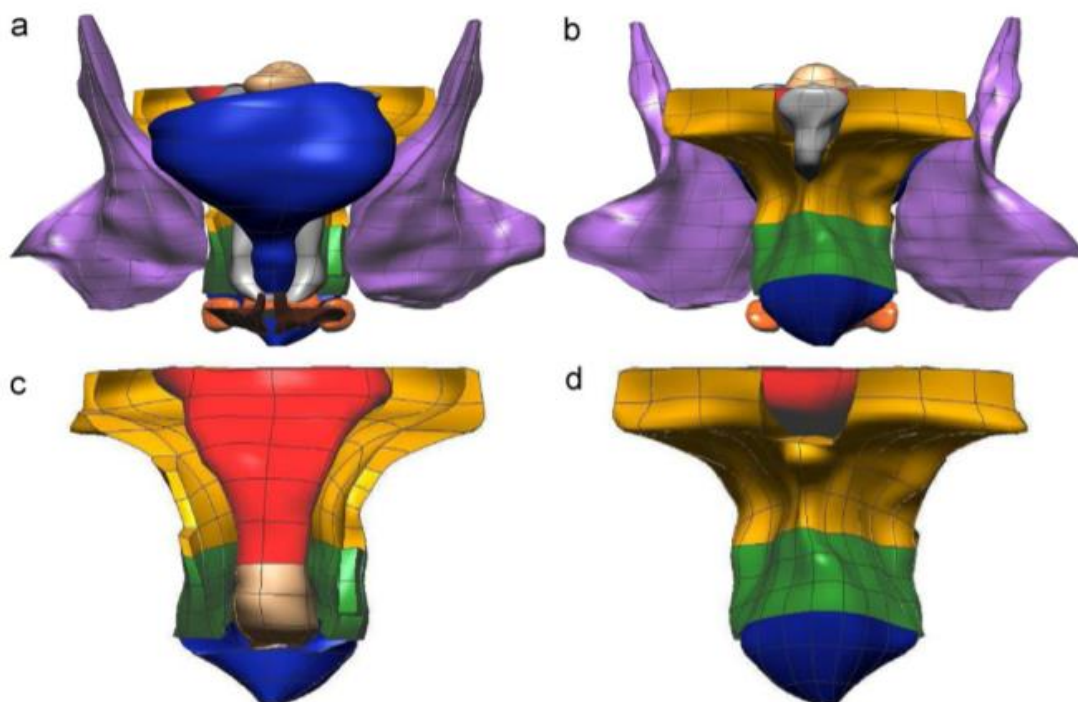


Figura 22 - Modelos finais obtidos do data set de MRI. Vista anterior(a) e vista posterior(b) onde são mostrados 12 dos 13 componentes - músculo elevador do ânus (dourado), músculo puborretal (verde), esfíncter anal externo (azul), esfíncter anal interno (bege), reto (vermelho), períneo transverso (laranja), corpo do períneo (laranja), cóccix (prateado), útero (bege), vagina (prateado), obturador interno (roxo) e músculo bulboesponjosos (castanho), adaptado de Noakes et al [56]

Howard et al. [57] testou se o deslocamento do colo vesical era o mesmo a tossir ou durante a manobra de Valsalva. Para testar essa hipótese, foi inserido um cateter na bexiga do paciente e realizada a cistometria. Encheu-se a bexiga a uma taxa de 100 ml/min até atingir um máximo de 300 ml ou menos se a capacidade da bexiga fosse inferior. Enquanto na posição de supinação, era pedido aos pacientes para tossir e contrair com a gravação das pressões dos pontos de fuga se o vazamento fosse observado.

Em 2015, Brandão et al [13] construiu um modelo computacional da cavidade pélvica com base em imagens de ressonância magnética (ver figura 23). Foram definidos modelos constitutivos e propriedades materiais apropriadas. Os ligamentos danificados foram simulados com uma redução na rigidez dos ligamentos saudáveis. A simulação numérica era capaz de prever o movimento da uretra durante a manobra de Valsalva, para ambos os ligamentos (saudáveis e danificados).

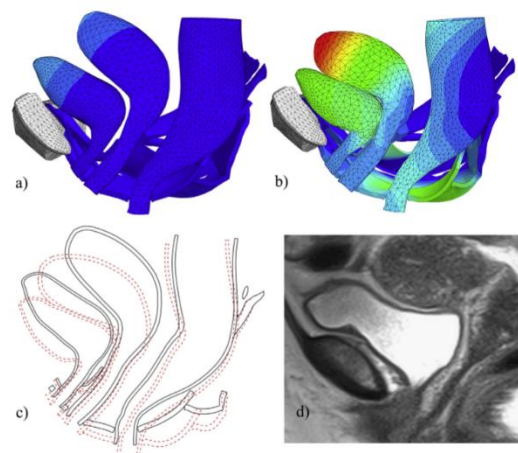


Figura 23 - Modelo da Cavidade Pélvica Feminina, adaptado de Brandão et al. [13]

Silva et al [14], 2017, com o intuito de estudar o comportamento mecânico dos MPP e compreender a sua estrutura e função, desenvolveu um modelo numérico através da análise inversa dos elementos finitos, por sua vez construído através de imagens de ressonância magnética (Fig.22). O objetivo do mesmo foi estabelecer as propriedades biomecânicas *in vivo* dos MPP de mulheres com ou sem IUE. Os deslocamentos dos músculos obtidos nas simulações numéricas da manobra de Valsalva foram comparados com os deslocamentos obtidos através da ressonância magnética dinâmica. Silva et al. concluiu que os músculos das mulheres incontinentes apresentam uma menor rigidez do que os músculos das mulheres assintomáticas.

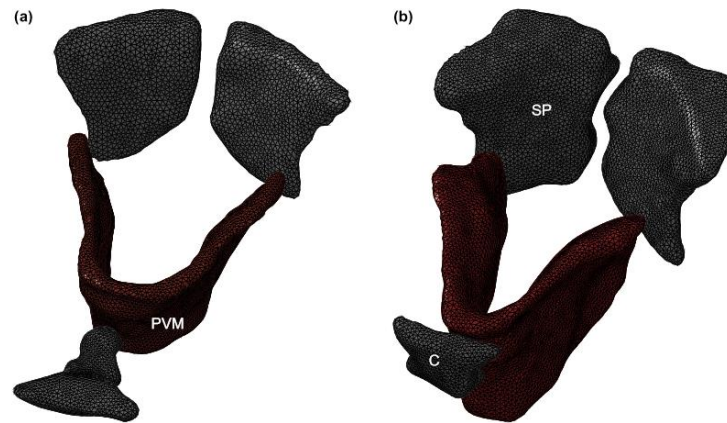


Figura 24 - Malha de elementos finitos construída através de imagens de ressonância magnética (a- mulher normal, b- mulher com incontinência), adaptado de Silva et al. [14]

Num estudo mais recente, Silva et al [58] analisou a influência do POP nas propriedades biomecânicas *in vivo* dos MPP. Neste estudo foram utilizadas imagens de ressonância magnética durante a manobra de Valsalva e foi aplicada uma análise inversa dos elementos finitos. Após a análise foram obtidas propriedades biomecânicas *in vivo* dos músculos para três modelos constitutivos distintos (Neo-Hookean, Money Rivlin e Yeoh), em que a média dos valores de rigidez era maior para mulheres com POP (Fig.23). Este aumento na rigidez foi de acordo com trabalhos experimentais envolvendo tecido vaginal [58], demonstrando que o módulo de elasticidade de tecido prolapsado é efetivamente maior quando comparado com tecido saudável [59][60][61].

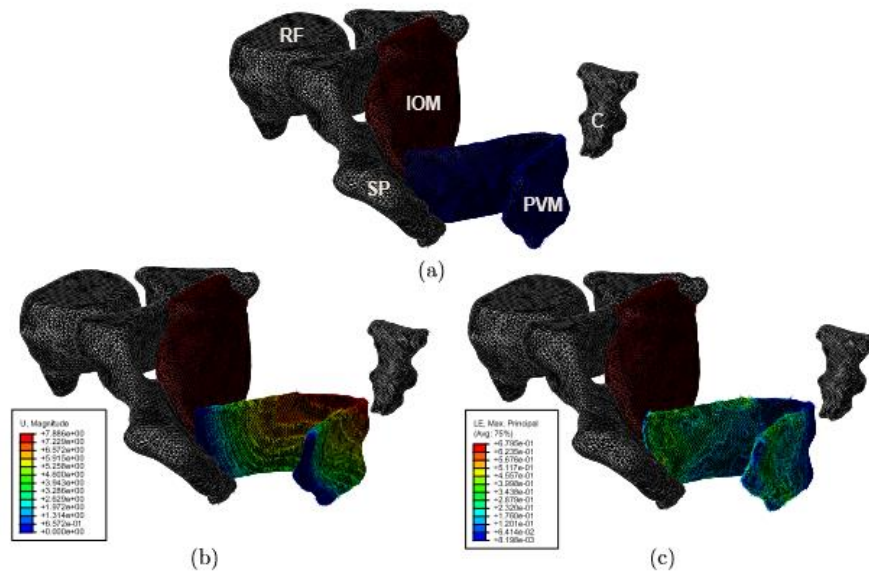


Figura 25 - PVM de uma sem prolapso em descanso(a), o campo de deslocamentos(b) e as tensões(c) durante a manobra de Valsalva (Legenda: SP-sínfise púbica; PVM- músculo pubovisceral; C-côccix; RF- fêmur direito; IOM- músculo obturador interno), adaptado de Silva et al. [58]

Para uma melhor compreensão das disfunções da cavidade pélvica associadas aos músculos do pavimento pélvico (MPP) utilizando modelos computacionais, é de extrema importância identificar as propriedades biomecânicas desses músculos. Em 2019, Silva et al [62] implementaram um esquema de otimização, envolvendo um algoritmo genético [63] e uma análise inversa do método dos elementos finitos, com o objetivo de estimar as propriedades materiais do músculo pubovisceral. Datasets de 5 mulheres foram incluídas na análise não invasiva. Os modelos numéricos do músculo pubovisceral foram construídos a partir de imagens axiais estáticas de ressonância magnética (fig.26), e o modelo hiperelástico de Mooney-Rivlin foi utilizado. Os parâmetros dos materiais obtidos foram comparados com os já estabelecidos através de um esquema de otimização similar, utilizando o algoritmo de Powell [64][65]. Para validar os valores dos parâmetros dos materiais que caracterizam o comportamento passivo do musculo pubovisceral, os deslocamentos obtidos através dos modelos numéricos em ambos os métodos forma comparados com as imagens adquiridas da ressonância magnética durante a manobra de Valsalva.

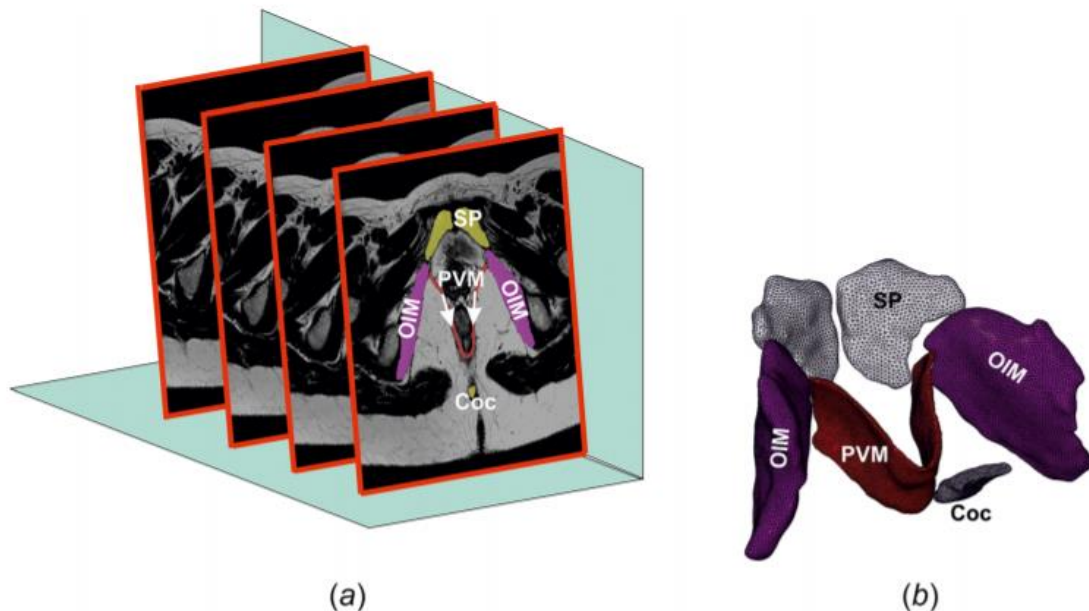


Figura 26 - Imagens axiais T2w segmentadas a partir de uma segmentação semiautomática (a) e a malha de elementos finitos criada no Software Abaqus (b)(Coc -cóccix; OIM - músculo obturador interno; PVM - Musculo pubovisceral; SP - sínfise púbica), adaptado de Silva et al [62]

Capítulo 5

Modelo Computacional da Cavidade Pélvica

Para efetuar a simulação da cavidade pélvica foi utilizada a ferramenta computacional Abaqus, um software que explora e analisa modelos e métodos de elementos finitos. O ABAQUS compreende 3 fases: um pré processador ABAQUS, um próprio solucionador ABAQUS e um pós processador. O software possui uma grande variedade de ferramentas úteis. O ABAQUS/CAE fornece um ficheiro de entrada compatível para o ABAQUS. ABAQUS/STANDARD ou ABAQUS/EXPLICIT pode ser usado para resolver os problemas do ABAQUS. O ABAQUS/CAE é utilizado para visualizar os resultados do problema.

O ABAQUS/CAE é um produto que providencia um ambiente completo de ABAQUS que oferece uma simples e consistente interface para criar, submeter, monitorizar e avaliar resultados através das simulações do ABAQUS/STANDARD e do ABAQUS/EXPLICIT. É dividido em dois módulos em que cada um define um aspeto lógico no processo de modelação: como por exemplo, definir a geometria, as propriedades dos materiais e a produção da malha. À medida que passamos de um modelo para o outro, o modelo é construído no qual o ABAQUS/CAE gera um ficheiro de entrada, que será submetido para análise no ABAQUS/STANDARD ou ABAQUS/EXPLICIT. Após a análise, a informação será enviada para o ABAQUS/CAE, permitindo a monitorização da progressão do job (ficheiro de análise) e posteriormente gerando um ficheiro output. Por fim, utilizando o módulo de visualização do ABAQUS/CAE o output é lido e são vistos os resultados da análise [54].

5.1 Modelação da cavidade pélvica

O modelo 3D (ver figura 27) foi construído no Abaqus e inicialmente utilizou-se o software FEMAP de maneira a suavizar umas arestas e umas superfícies respetivas ao modelo, bem como a otimização da malha e a alteração de dimensões.

O modelo é constituído por 3 estruturas fundamentais: a cavidade abdominal, o diafragma

e a caverna pélvica. A caverna abdominal (ver figura 28) está representada no modelo como uma caixa cujo interior possui uma caverna de fluido. De forma a simular o comportamento do ar nos pulmões. A estrutura a meio do modelo e com menor espessura representa o diafragma (ver figura 29). A caverna pélvica corresponde à caixa inferior onde também estão representados o útero, o reto e a bexiga (ver figura 30). Ainda abaixo da caverna pélvica existe uma outra secção referente ao pavimento pélvico (ver figura 31). Foi aplicada uma carga (ver figura 32) figura no topo do modelo, para analisar o comportamento da caverna pélvica e das estruturas envolvidas.

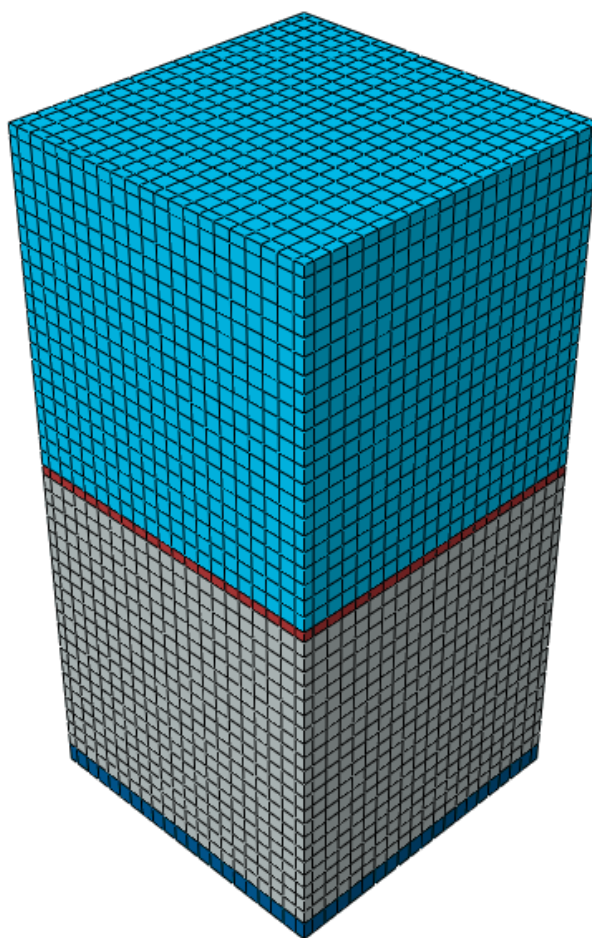


Figura 27 - Modelo geométrico completo

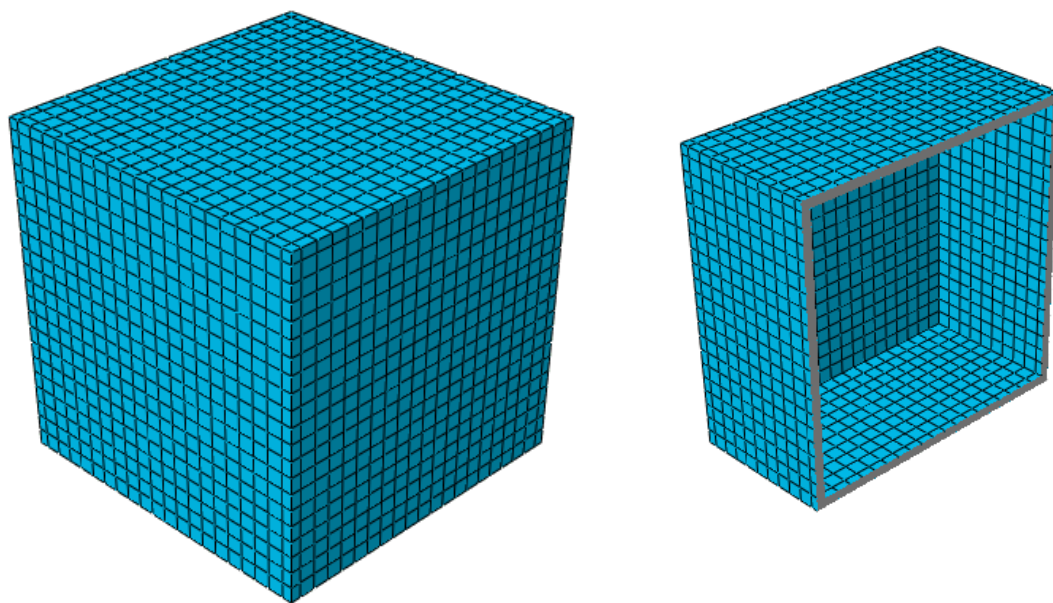


Figura 28 - Caixa representativa da cavidade abdominal

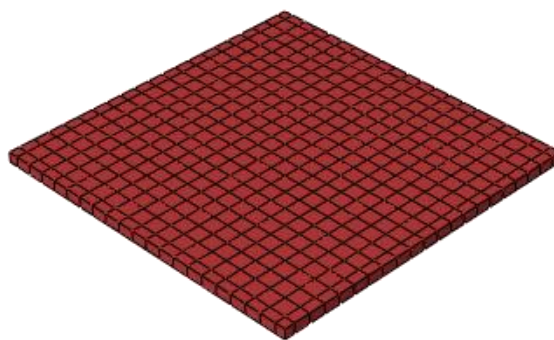


Figura 29 - Diafragma

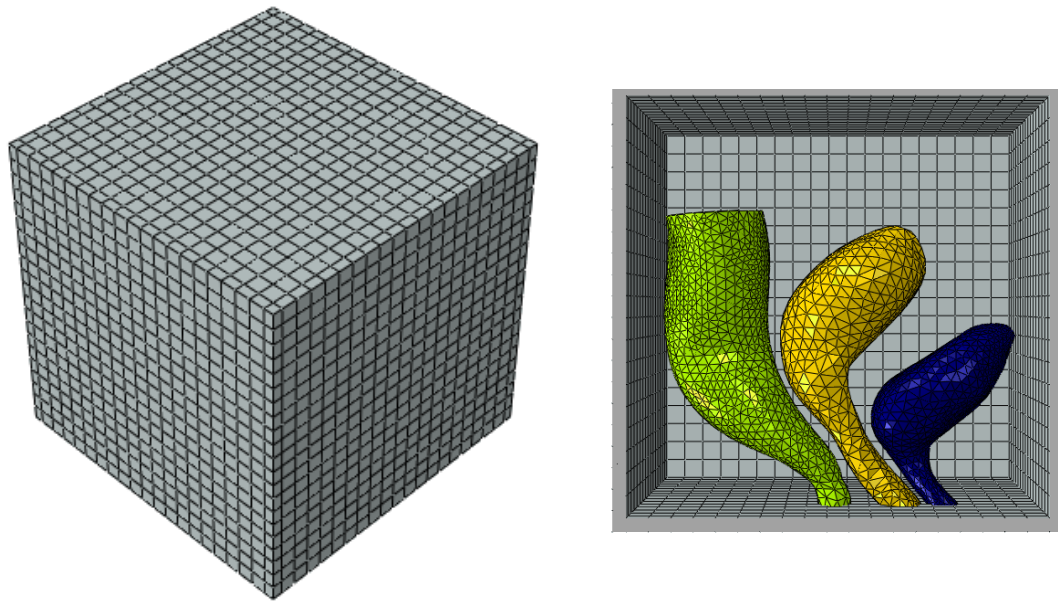


Figura 30 - Cavityde pélvica (reto - verde, útero - amarelo, bexiga - azul escuro)

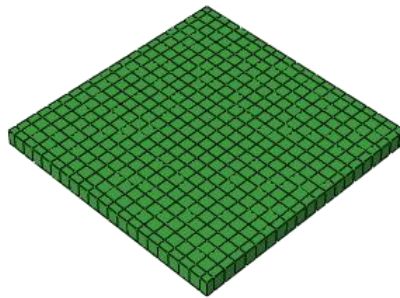


Figura 31 - Pavimento Pélvico

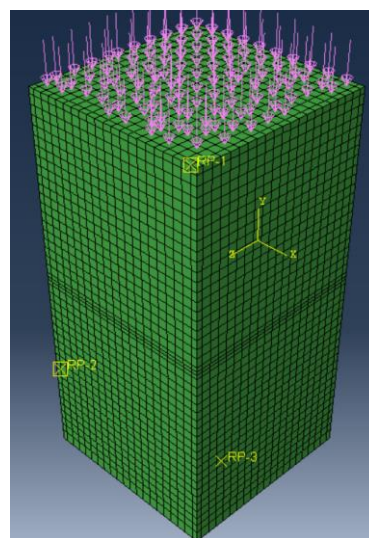


Figura 32 - carga aplicada no topo do modelo

5.2 Modelação das estruturas da cavidade pélvica

A cavidade abdominal, pélvica e o diafragma foram considerados corpos elásticos com elementos lineares do tipo C3D8H. A cavidade abdominal possui 4816 nós e 2402 elementos, iguais aos da cavidade pélvica, enquanto que o diafragma dispõe de 968 nós e 441 elementos. O pavimento pélvico tem o mesmo número de nós e elementos do diafragma, formado por elementos lineares hexaédricos do tipo C3D8H.

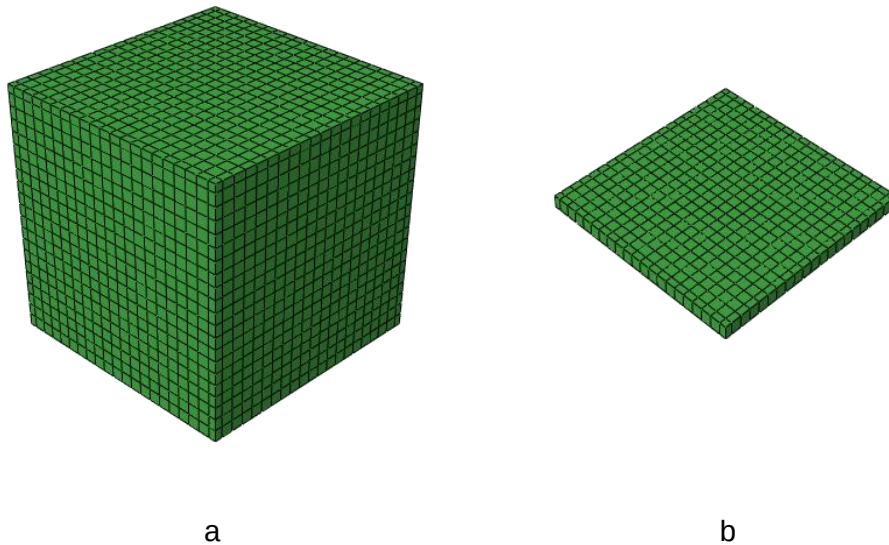


Figura 33 - Malha de elementos finitos da cavidade abdominal/pélvica (a) e do diafragma/pavimento pélvico (b)

Em relação à cavidade pélvica, esta é constituída por três órgãos: o reto, o útero e a bexiga. O reto é composto por 2884 nós e 2852 elementos lineares do tipo C3D6H. O útero tem 1472 nós e 1440 elementos lineares do tipo C3D6H. Por fim, a bexiga apresenta 1967 nós e 5829 elementos tetraédricos do tipo C3D4H.

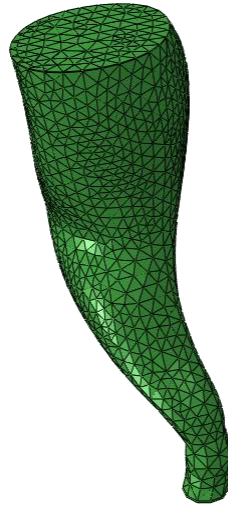


Figura 34 - Malha de elementos finitos do reto

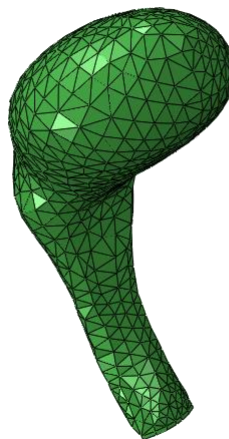


Figura 35 - Malha de elementos finitos do útero

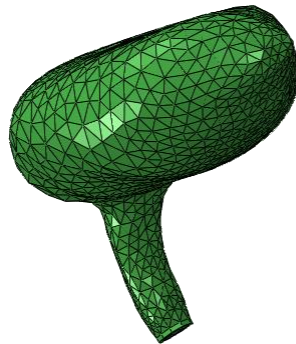


Figura 36 - Malha de elementos finitos da bexiga

5.3 Condições fronteira

As condições de fronteira são uma importante vertente na modelação de estruturas, podendo por sua vez influenciar o afastamento ou a aproximação das simulações da realidade que se pretende obter. Simulações cujos resultados não sejam coerentes com a realidade podem ser sinónimo de condições de fronteira estabelecidas incorretamente.

As condições de fronteira são de máxima relevância neste trabalho, de forma a perfazer o elevado grau de complexidade associada à cinemática das estruturas envolvidas, tanto na cavidade pélvica como abdominal, sendo realizadas algumas simplificações.

De seguida serão apresentadas as condições de fronteira do modelo de elementos finitos.

5.3.1 Condições fronteira do modelo computacional

A posição das estruturas biológicas da cavidade pélvica encontram-se de acordo com a sua posição anatómica, sendo que o pavimento pélvico está fixo. Internamente, as estruturas envolvidas (reto, útero e bexiga) estão ligadas ao pavimento pélvico por intermédio de ties. Ao nível de contacto entre estas 3 estruturas existe um contacto geral sem a existência de atrito. A nível de condições hidrodinâmicas no interior da cavidade pélvica existe fluido a circundar os órgãos. A bexiga também possui uma cavidade de fluido de forma a simular a urina. Para simular os pulmões, na cavidade superior ao diafragma, inclui-se uma cavidade fluido a simular o ar.

As figuras seguintes mostram as diferentes condições fronteira:

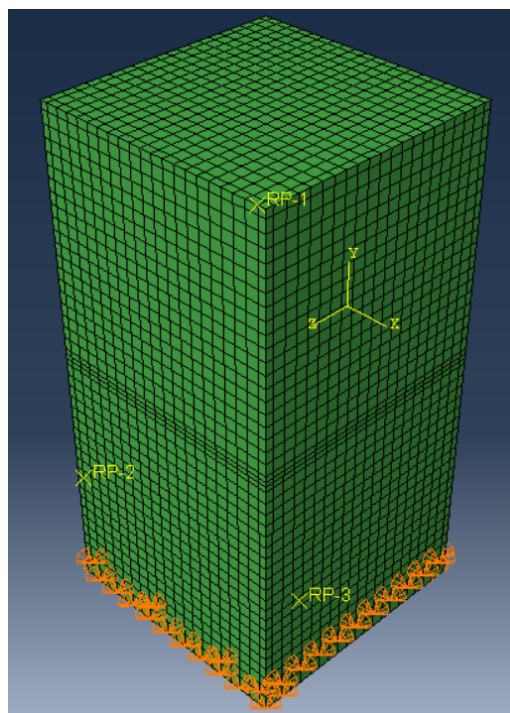


Figura 37 - Fixação do pavimento pélvico

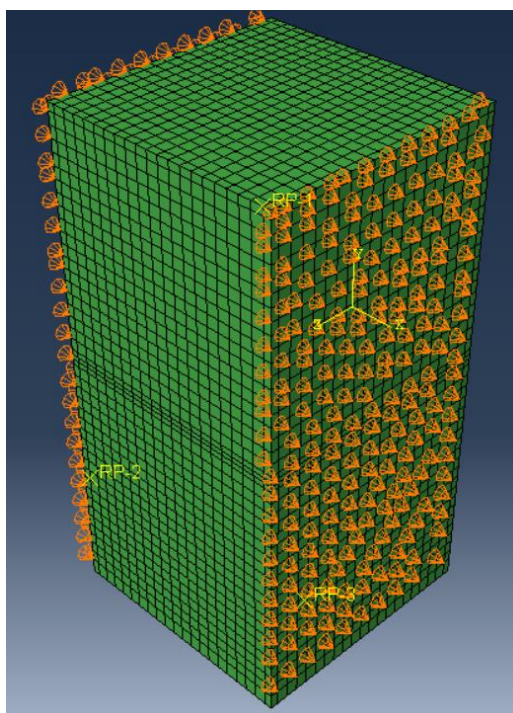


Figura 38 - Fixação das paredes laterais

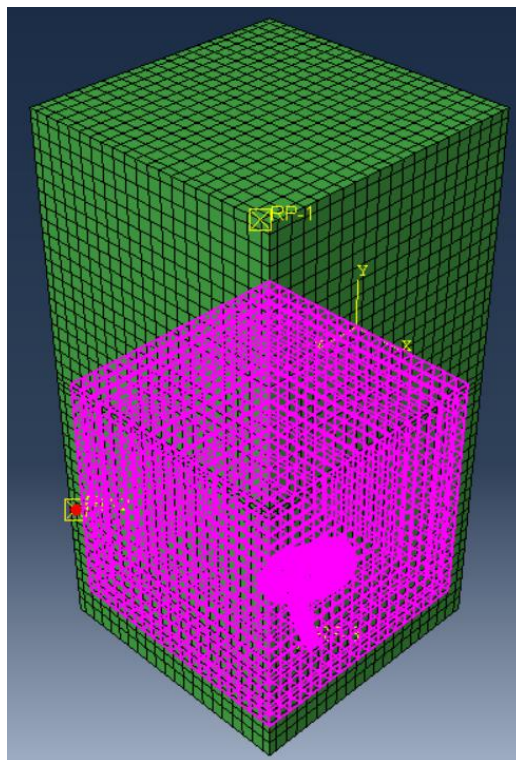


Figura 39 - Fluido no interior da cavidade pélvica

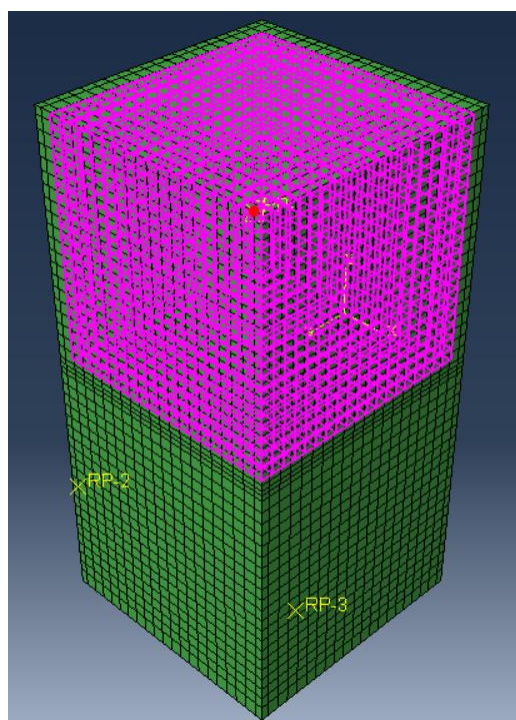


Figura 40 - Ar na cavidade representativa da cavidade abdominal

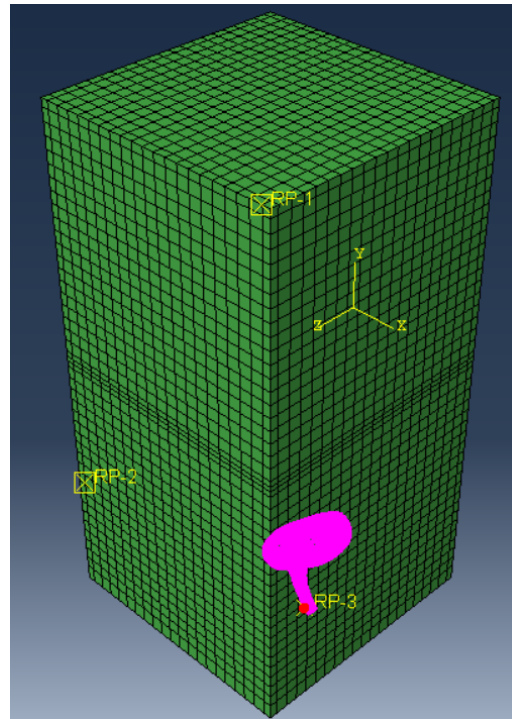


Figura 41 - Urina

5.4 Modelos constitutivos

Os modelos constitutivos, também referidos como modelos materiais, definem uma relação entre a tensão e a deformação de um sistema aquando de um estímulo externo. É quase impossível de definir um comportamento universal de um material capaz de modelar a resposta do material de forma a cumprir todas as condições necessárias [66]. Consequentemente, para um dado material, podem ser definidos vários modelos constitutivos dependendo das características estudadas. Os materiais biológicos podem ser classificados em:

- Materiais isotrópicos ou anisotrópicos: num material isotrópico (anisotrópico) os valores da propriedade são constantes (variam) de acordo com a direção.
- Materiais compressíveis ou incompressíveis: num material compressível (incompressível) o volume altera (permanece constante) durante a deformação e a densidade mantém se constante. Para um material incompressível o determinante jacobiano do tensor de deformação J é igual a 1.
- Materiais homogêneos ou heterogêneos: num material homogêneo (heterogêneo) os valores da propriedade são constantes (variam) conforme a posição do corpo.

Tecidos biológicos são modelados utilizando o modelo de materiais elásticos. A elasticidade é a propriedade de um material sólido retornar ao tamanho e forma original quando a influencia de uma força externa é terminada. Neste caso, as tensões são consideradas reversíveis[66].

Considerando pequenas deformações, a lei de tensão-deformação é dada pela **lei de Hooke**

$$\Sigma = \lambda \epsilon \quad (1)$$

em que o coeficiente de proporcionalidade λ é o Módulo de Young.

Materiais elásticos podem também ser definidos a partir de uma relação não linear de tensão-deformação. Em tais casos o módulo de Young (λ) é definido em função da deformação ϵ

$$\lambda = \frac{\partial \sigma}{\partial \epsilon} = f(\epsilon) \quad (2)$$

Para maiores deformações a relação tensão-deformação é deduzida através da função potencial. O modelo hiperelástico é um material elástico em que o esforço é independente da direção da deformação. A reversibilidade do material e o seu comportamento dependem da ausência de dissipação de energia durante a deformação. Portanto, existe uma função potencial $W(E)$ tal que

$$S = \frac{\partial W(E)}{\partial E} = 2 \frac{\partial \varphi(C)}{\partial C} \quad (3)$$

Além disso, se o material for isotrópico, a energia de deformação armazenada W de um material hiperelástico pode ser escrita sob uma função cujas principais invariantes (I_1, I_2, I_3) do tensor de deformação C .

Agora serão introduzidas as funções potenciais mais usadas para a caracterização de tecidos biológicos moles. Para a simplificação das expressões potenciais, a primeira e segunda invariantes (força relacionada com deformação a um volume constante) são definidas como:

$$I_1 = \frac{I_1}{2}; I_2 = \frac{I_2}{4} \quad (4)$$

Também é definido o módulo volumétrico K como a medida da resistência do material à compressão, o módulo de rigidez μ e o coeficiente de Poisson como o quociente entre a força longitudinal e transversal que descreve a mudança de forma do corpo. Para baixas deformações o módulo volumétrico e o módulo de rigidez estão conectados ao módulo de Young e ao coeficiente de Poisson pelas seguintes relações:

$$K = \frac{\lambda}{3(1-2\nu)} \text{ e } \mu = \frac{\lambda}{2(1+\nu)} \quad (5)$$

Função Potencial de Neo-Hooke

A lei de Neo-Hooke[67] é uma extensão da lei de Hooke para deformações maiores. É baseada na primeira invariante anteriormente referida e dada por:

$$W = \frac{\mu}{2} (I_1 - 3) + \frac{K}{2} (J - 1)^2 \quad (6)$$

Em que μ e K são o módulo de rigidez e o módulo volumétrico respetivamente.

Função potencial de Mooney-Rivlin

A função potencial de Mooney-Rivlin[68] é definida por:

$$W = \frac{\mu_1}{2} (I_1 - 3) + \frac{\mu_2}{2} (I_2 - 3) + \frac{K}{2} (J - 2)^2 \quad (7)$$

Em que as constantes μ_1 e μ_2 descrevem as propriedades dos materiais ligadas ao módulo de rigidez inicial $\mu = (\mu_1 + \mu_2)$ e a constante K é o módulo volumétrico,

Modelo de Ogden

O modelo material de Ogden[69] é baseado nos 3 estiramentos principais ($\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$) e constantes materiais $2N_i$, em que o N_i é o número de polinómios que constituem a função potencial:

$$W = \sum_{i=1}^n \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{k=1}^n \frac{K}{2} (J - 1)^{2k} \quad (8)$$

Em que μ_i e α_i são constantes de materiais e o k o módulo volumétrico.

Modelo de Yeoh

A função potencial de Yeoh[70] é fundada na primeira invariante:

$$W = \sum_{i=1}^n \mu_i (I_1 - 3)^i + \sum_{k=1}^n \frac{K}{2} (J - 1)^{2k} \quad (9)$$

Em que μ_1 é uma constante do material e K o módulo volumétrico.

5.5 Propriedades Biomecânicas

As propriedades mecânicas que são introduzidas numa simulação numérica são o que de facto conferem ao modelo o seu autenticismo. As estruturas representadas no modelo possuem diferentes comportamentos materiais, podendo ser distinguidos entre comportamentos elásticos e hiperelásticos. Relativamente aos que são elásticos, estes são caracterizados por duas propriedades mecânicas: módulo de Young e coeficiente de Poisson. Os materiais hiperelásticos são definidos por coeficientes característicos das suas funções potenciais (anteriormente referidas).

Na tabela 2, estão representados os valores das propriedades mecânicas utilizadas no modelo, obtidos da literatura.

Tabela 2 - Valores das propriedades biomecânicas dos elementos implementados no modelo

Propriedades Biomecânicas dos Elementos						
Elementos	Módulo de Young (Mpa)	Coeficiente de Poisson(ν)	α_k	μ_k	Modelo	Referências
Cavidade Abdominal	40	0.303	-	-	-	[71]
Diafragma	33	0.2	-	-	-	[71]
Cavidade Pélvica	30	0.49	-	-	-	[72]
Pavimento Pélvico	-	-	C_{10} 0.039	D_1 0.1	Neo-Hooke (N=1)	[73]
Reto	-	-	$\alpha_1 = 4.25$ $\alpha_2 = -3.83$	$\mu_1 = 13.24$ $\mu_2 = 13.24$	Ogden (N=2)	[72]
Útero	-	-	$\alpha_1 = -3.41$ $\alpha_2 = -0.66$ $\alpha_3 = -6.48$	$\mu_1 = 92.24$ $\mu_2 = 39.29$ $\mu_3 = 54.68$	Ogden (N=3)	[72]
Bexiga	-	-	$\alpha_1 = 5.14$	$\mu_1 = 0.19$	Ogden (N=1)	[73]

Capítulo 6

Simulação Numérica da Cavidade Pélvica e Resultados

Neste capítulo serão apresentados os resultados que três diferentes cargas exerceram no modelo representativo. Foram realizadas simulações num modelo complexo com a adição de outras estruturas como o reto, útero e a bexiga na cavidade pélvica feminina. Na simulação, analisou-se a força exercida pelo, nomeadamente na bexiga. Através das simulações foi obtida a pressão intra-abdominal e a variação dos volumes em 3 pontos de referência (cavidade abdominal, cavidade pélvica e bexiga), bem como o deslocamento da bexiga sob o efeito da carga.

6.1 Simulação da Pressão de Valsalva

A manobra de valsalva é uma técnica respiratória que se traduz num aumento da pressão intra-abdominal, quando o abdómen e os músculos do pavimento pélvico se encontram numa fase de relaxamento[74]. A primeira simulação baseou-se em estimar a pressão e o deslocamento da bexiga quando submetida a uma força externa (a simular a manobra de Valsalva).

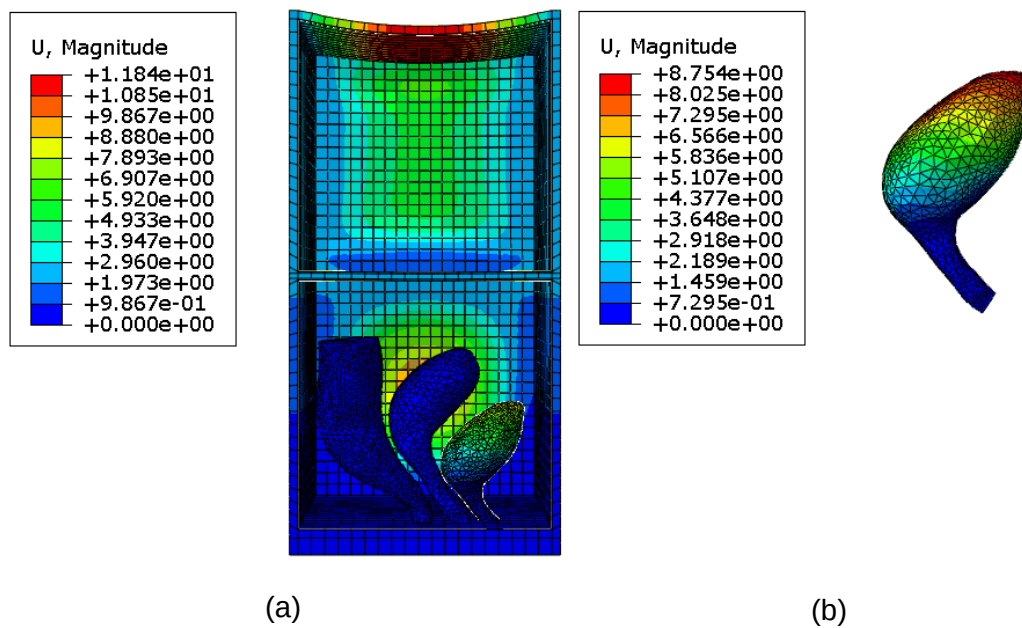
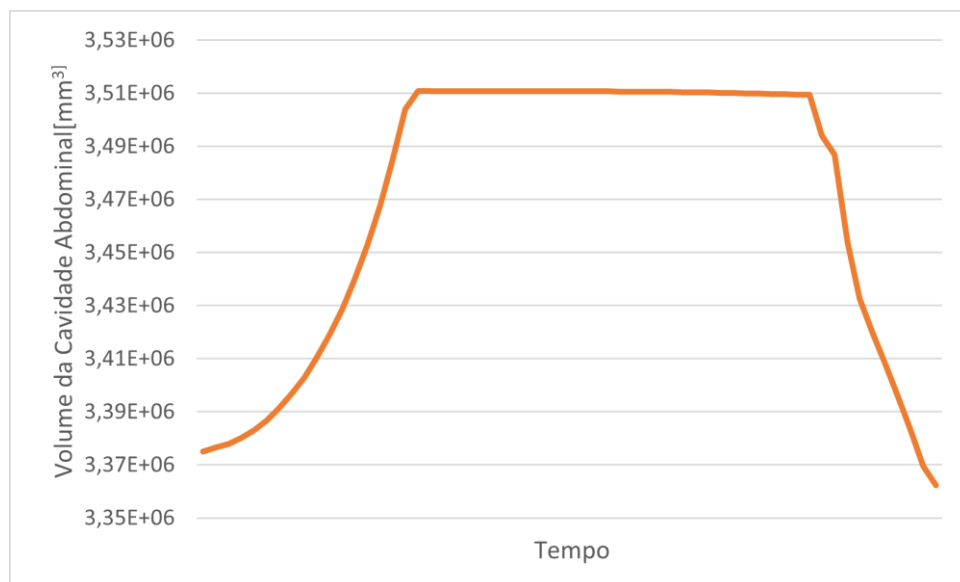
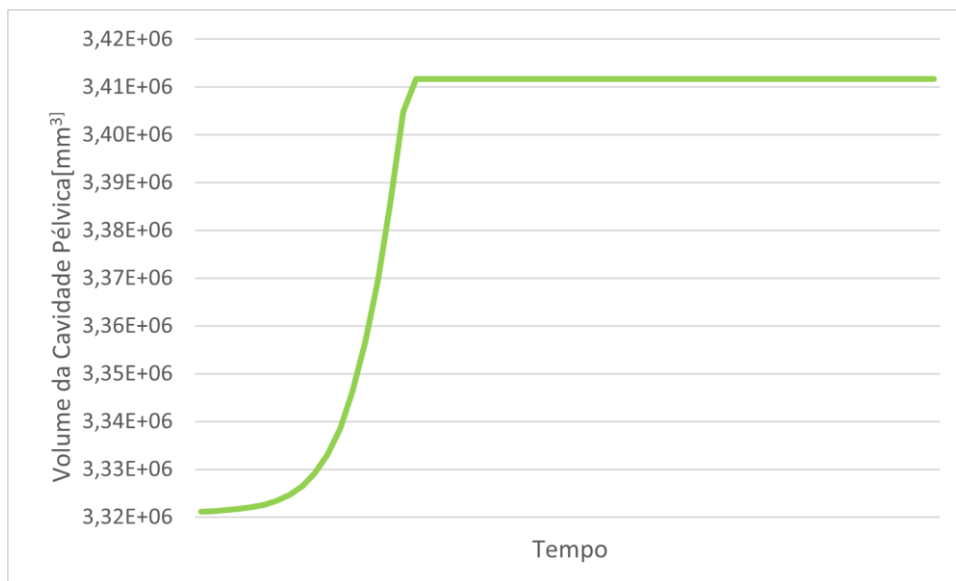


Figura 42 - Deslocamento do modelo(a) e da bexiga(b), quando a carga é exercida no modelo (manobra de Valsalva)

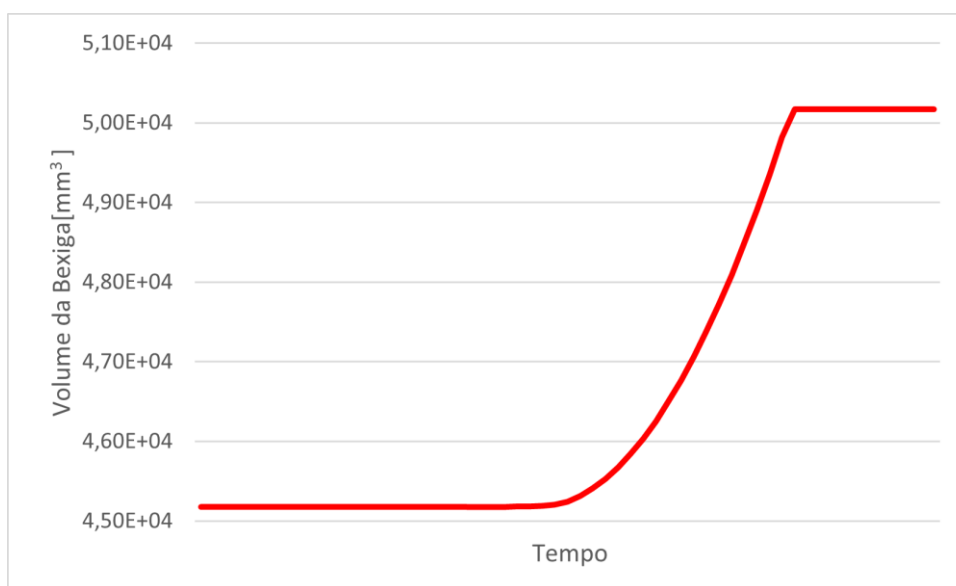
Na figura 43 serão apresentados os gráficos representativos da variação do volume de cada estrutura (cavidade abdominal, cavidade pélvica e bexiga) ao longo do fenómeno em que a carga é exercida no modelo (manobra de Valsalva).



(a)



(b)

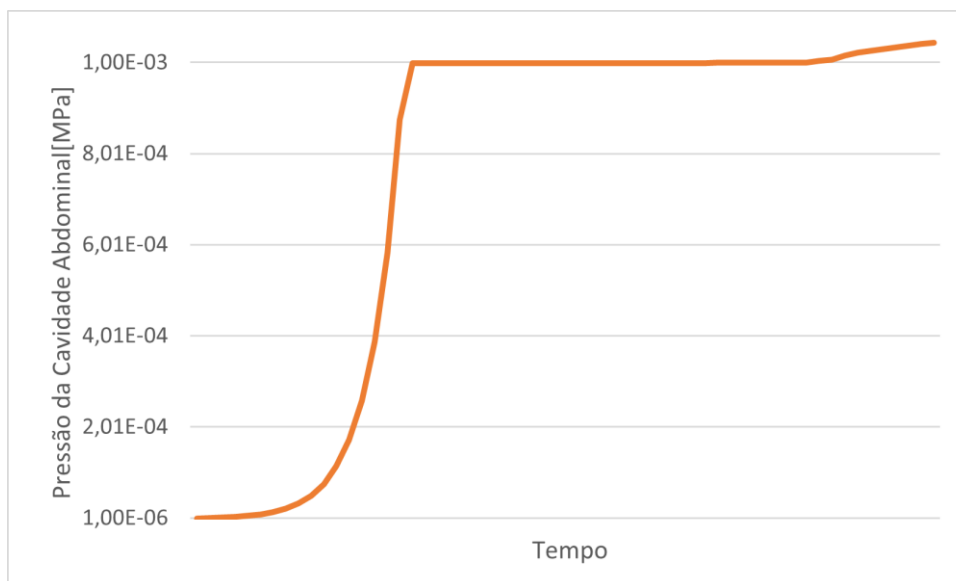


aumenta. Numa terceira fase (tempo 2-3), sucede a diminuição do volume da cavidade abdominal pelo facto de estar a ser aplicada no topo do modelo uma carga equivalente à manobra de Valsalva. Os gráficos dos volumes da cavidade pélvica e da bexiga mantêm-se constantes (ver tabela 3).

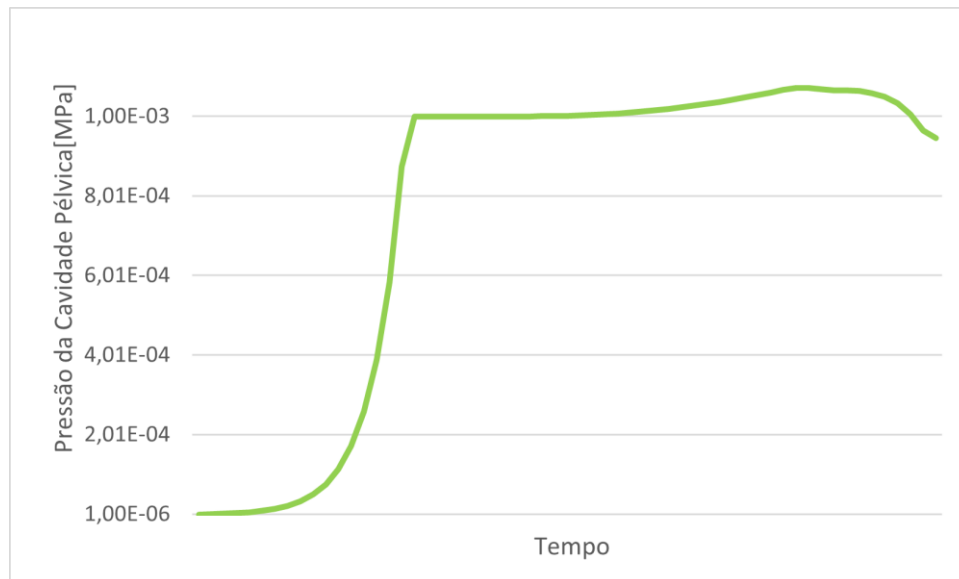
Tabela 3 - Variação do volume(mm³) da cavidade abdominal, da cavidade pélvica e da bexiga durante a manobra de Valsalva

Tempo (s)	Volume da Cavidade Abdominal (mm ³)	Volume da Cavidade Pélvica (mm ³)	Volume da Bexiga (mm ³)
0	3.375E+06	3.32112E+06	45178.3
1	3.5108E+06	3.41162E+06	45178.3
2	3.50954E+06	3.41162E+06	50168.1
3	3.3623E+06	3.41162E+06	50168.1

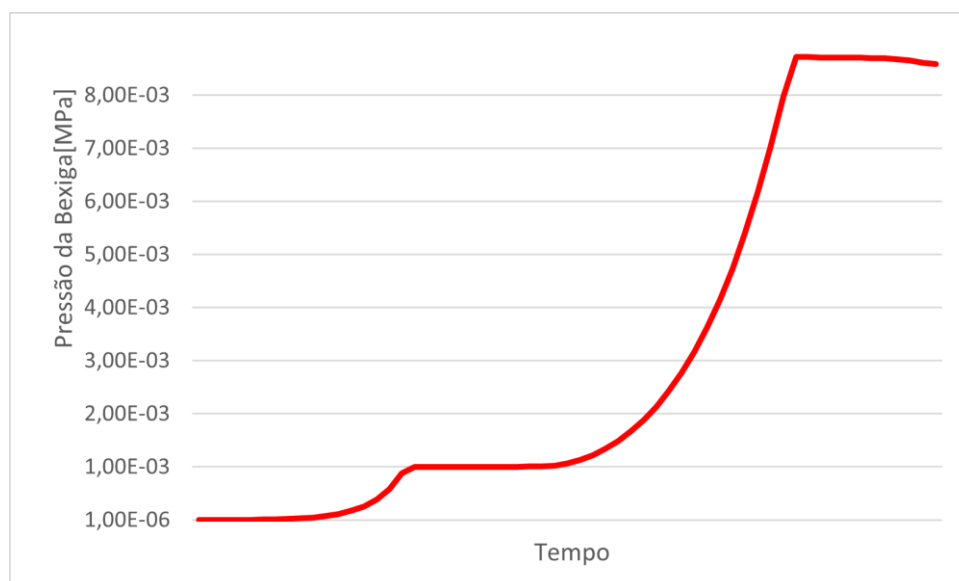
Na figura 44 são apresentados os gráficos representativos da variação de pressão de cada estrutura (cavidade abdominal, cavidade pélvica e bexiga) ao longo do fenómeno em que a carga é exercida no modelo.



(a)



(b)



(c)

Figura 44 - Variação das pressões obtidas na cavidade abdominal, pélvica e na bexiga ao longo da Manobra de Valsalva

Relativamente aos gráficos de pressão é visível o aumento da pressão em todos numa primeira fase, visto que ocorreu uma pressurização nas duas cavidades e na bexiga. Na segunda fase, havendo um aumento de volume da bexiga, é coerente também verificar-se um aumento da sua pressão e a necessidade da cavidade exterior à bexiga, a cavidade pélvica, de se adaptar a esse aumento de volume e posteriormente haver um aumento de pressão nela própria. Na terceira fase, em que entra em ação o espirro, ocorre um aumento

de pressão na cavidade mais próxima em que o fenómeno acontece, atingindo 0.00104 Mpa (ver tabela 4).

Tabela 4 - Pressão das diferentes cavidades ao longo do manobra de Valsalva

Tempo (s)	Pressão na Cavidade Abdominal (MPa)	Pressão na Cavidade Pélvica (MPa)	Pressão na Bexiga (MPa)
0	0	0	0
1	0.001	0.001	0.001
2	0.001	0.00107	0.00871
3	0.00104	0.000945	0.00859

As variações de resultados mais perceptíveis encontram-se na cavidade abdominal, uma vez que é a primeira estrutura a entrar em contacto com a pressão aplicada pelo espirro. As outras estruturas aqui representadas (cavidade pélvica e bexiga) também apresentam variações nos seu valores, menos perceptíveis, pelo facto de estarem mais longe da origem da pressão causada pelo espirros, pelas suas propriedades e também pelas cavidades de fluidos que apaziguam os efeitos provocados pelo espirro.

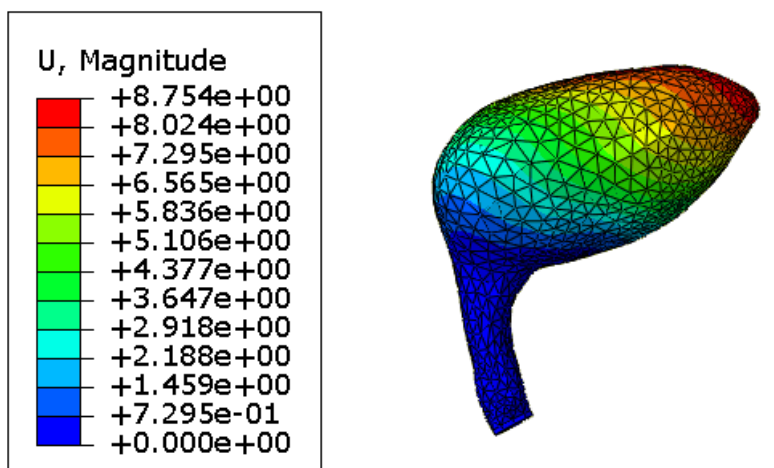
Uma vez que o estudo do espirro e os efeitos que provoca na cavidade pélvica e na bexiga, ser um tópico relativamente pouco explorado ou quase inexistente, não existem resultados suficientes para comprovar os mesmo resultados obtidos do volume e da pressão da cavidade torácica e da cavidade pélvica na simulação. Contudo quanto à pressão obtida na bexiga e ao seu deslocamento, existem. O valor de deslocamento máximo obtido na bexiga de 8.7mm (figura 44), assemelha-se aos resultados obtidos por Macura et al[75], Perk et al[76] e Constantinou et al[77]. Macura et al[75] obteve um deslocamento da bexiga 5,6 mm, Perk et al [76] um deslocamento de 9.4mm e Constantinou et al[77] 5.2mm, todos eles resultados na mesma ordem de grandeza da simulação realizada. No que diz respeito á pressão obtida na bexiga, esta vai de encontro a estudos anteriores realizados e já anteriormente referidos na revisão da literatura (ver tabela 5).

Tabela 5 - Valores da pressão de Valsalva obtidos na literatura

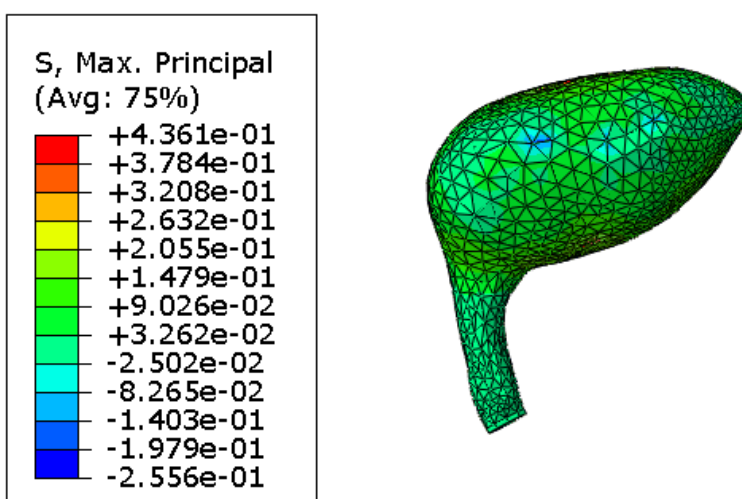
Autor	PIA Manobra de Valsalva (MPa)	PIA Manobra de Valsalva-em pé (MPa)
Howard et al.(2000)[57]	-	0.001089
Cobb et al.(2005)[55]	0.00529 (sentado)	0.00865
Brandt et.al(2006)[78]	-	0.00974
Noakes et al.(2008)[56]	0.004	-

6.2 Simulação de uma pressão causada pelo espirro na bexiga com 100 mL de urina

A bexiga de um adulto é um órgão capaz de armazenar cerca de 700-800 mL de urina. Sendo o espirro uma das atividades que mais aumenta a pressão intra-abdominal, realizou-se esta simulação para verificar os efeitos que a força gerada pelo espirro provoca na bexiga com 100 mL de urina.



(a)



(b)

Figura 45 - Deslocamento(a) e tensão(b) da bexiga a 100 mL durante simulação do espirro

A seguir, serão apresentados os gráficos da variação de pressão (ver figura 46) nas diferentes cavidades (cavidade abdominal, cavidade pélvica e a bexiga) durante o fenómeno do espirro.

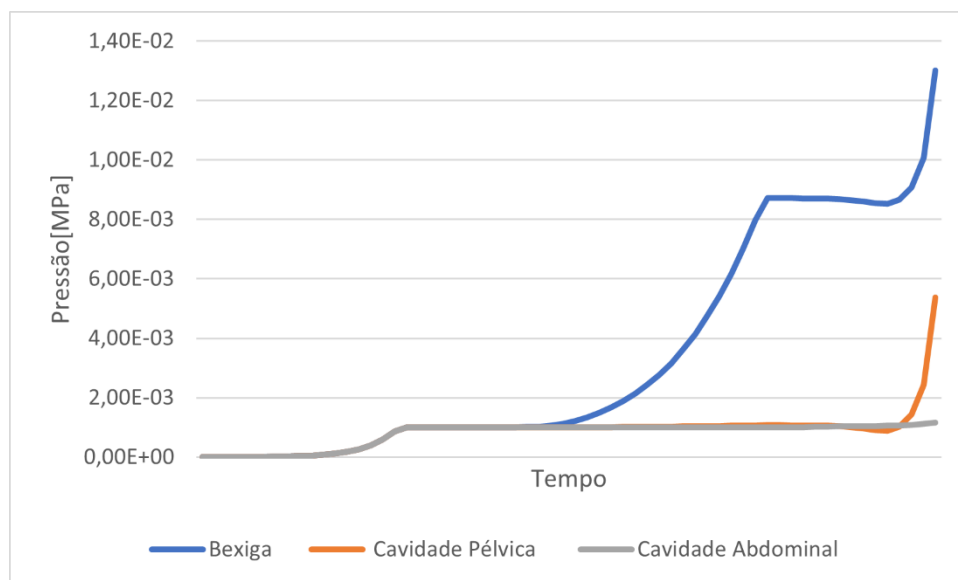


Figura 46 - Variação da pressão nas três cavidades durante o espirro

Tabela 6 - Variação dos valores da pressão das 3 estruturas durante o espirro

Tempo (s)	Pressão da Bexiga (MPa)	Pressão da Cavidade Pélvica {Mpa)	Pressão da Cavidade Abdominal {Mpa)
0	0.000001	0.000001	0.000001
1	0.001	0,001	0,001
2	0.008	0,00107	0,001
3	0.013	0,0054	0,0011

Analisando a figura 46 e os valores da tabela 6, podemos verificar que numa primeira fase (tempo (0-1)) a pressão das 3 estruturas aumenta. Na segunda fase (1-2) há uma grande aumento de pressão na bexiga. No último estágio da simulação, com a ocorrência da pressão do espirro, os valores de pressão aumentam a seguir ao fenómeno, observando-se assim o maior aumento na bexiga.

6.3 Simulação de uma pressão causada pelo espirro na bexiga com 400 mL de urina

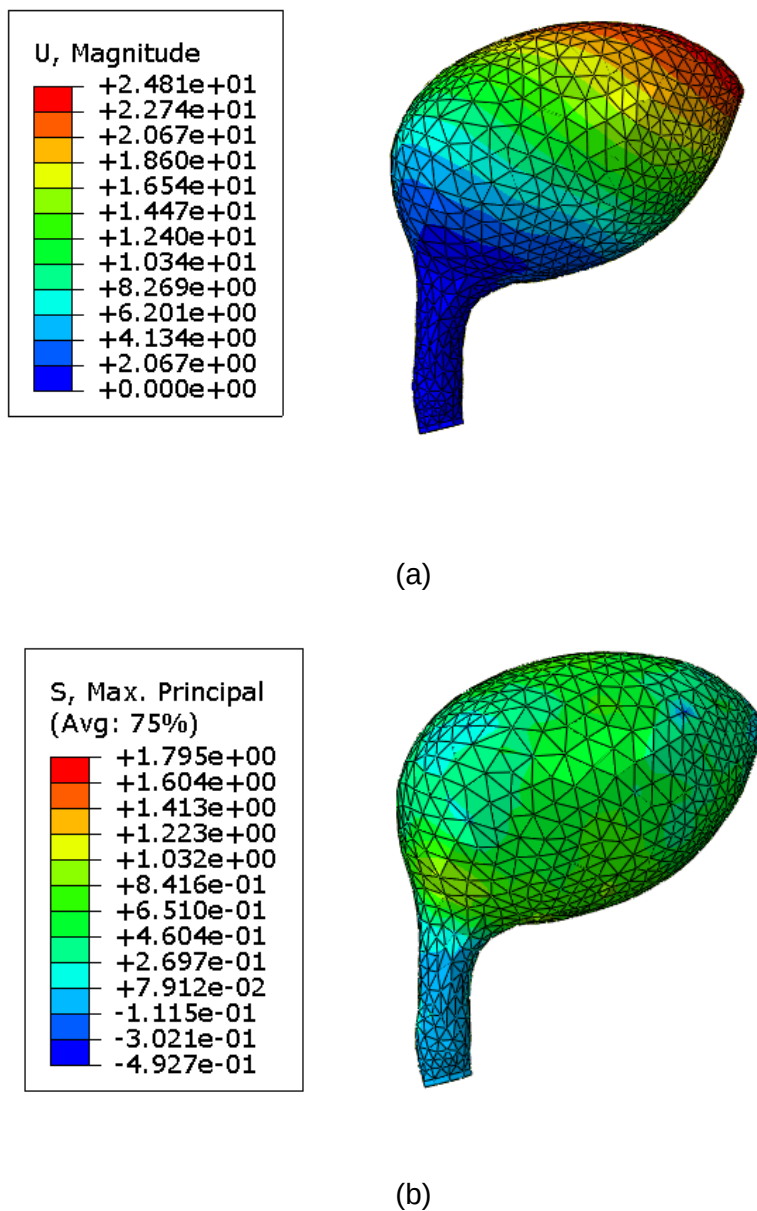


Figura 47 - Deslocamento(a) e tensão(b) da bexiga a 400 mL durante simulação do espirro

A figura 48 reflete a variação da pressão das três estruturas durante o espirro.

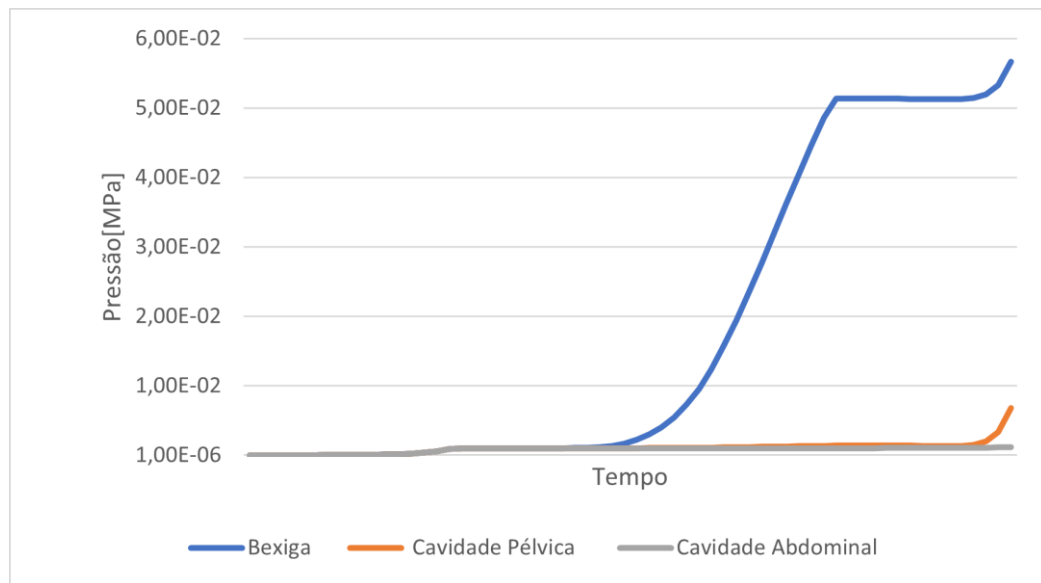


Figura 48 - Variação da pressão das 3 estruturas durante o espirro

Tabela 7 - Variação dos valores da pressão das estruturas durante o espirro

Tempo (s)	Pressão da Bexiga (MPa)	Pressão da Cavidade Pélvica {Mpa}	Pressão da Cavidade Abdominal {Mpa}
0	0.000001	0.000001	0.000001
1	0.001	0.001	0.001
2	0.008	0,0013831	0,00100189
3	0.057	0,00674434	0,00115959

Analisando a figura 48 e a tabela 7, pode-se observar uma semelhança do comportamento da curva com a curva da simulação anteriormente apresentada. Numa fase inicial, os valores de pressão aumentam ligeiramente, até que na passagem da segunda fase (tempo 1-2) para a terceira fase (tempo 2-3) observamos o maior crescimento da curva atingindo o valor de 0.013 Mpa. Comparando o 1º caso (bexiga a 100mL) com o 2º caso (bexiga a 400mL) podemos concluir a partir do gráfico de deslocamentos e da pressão que no 1º caso houve um maior deslocamento e uma maior pressão, apesar de ambos serem submetidos à mesma carga. Uma possível razão para depois não se observarem mais mudanças significativas nos valores seria o facto de estarem envolvidas cavidades de fluido e de a carga ser aplicada no topo, que depois quando chega à cavidade pélvica os efeitos são menos notórios.

Capítulo 7

Conclusão e Trabalhos Futuros

A cavidade pélvica é um sistema muito complexo que atua como um todo, envolvida por diversas estruturas que atuam entre si para o correto funcionamento do sistema. Para um bom conhecimento das disfunções que podem ocorrer (prolapso ou incontinência), é fundamental que exista uma análise plena das propriedades mecânicas e da dinâmica das estruturas e órgãos da cavidade pélvica.

As simulações numéricas devem utilizar as propriedades mecânicas e as características das estruturas da cavidade pélvica, que mais se aproximam da realidade. Apenas deste modo será possível obter resultados numéricos fiáveis.

Com o objetivo de determinar a influência que o aumento de pressão causado por um espirro exerce na bexiga e na cavidade pélvica foi possível obter os seguintes resultados:

- as constantes hiperelásticas estabelecidas para os modelos constitutivos utilizados, permitiram obter resultados coerentes;
- os valores de volume e de pressão obtidos na simulação apresentam diferenças entre eles, permitindo compará-los aos valores obtidos no estado da arte, que se encontram na mesma ordem de grandeza;
- a cinemática de todo o complexo, envolvendo a cavidade torácica e cavidade pélvica é muito complexo, devido à existência de fluidos, de músculos e ligamentos que irão provocar variações nos resultados;

Como uma proposta de trabalhos futuros, destaca-se a necessidade de refinar os modelos numéricos, com a adição de estruturas ósseas, músculos e ligamentos também envolvidos neste fenómeno. Relativamente às propriedades mecânicas seria interessante realizar uma análise mais profunda quanto à cavidade torácica, devido à escassez de informação na literatura e posteriormente caso sejam incluídas as estruturas referidas anteriormente, efetuar o estudo das suas propriedades. De forma a aproximar o modelo construído cada vez mais da realidade, seria interessante conferir condições fronteira ainda mais realistas que vão de acordo ao que acontece no processo normal de interação entre estruturas pélvicas.

Bibliografia

- [1] R. Milanesi and R. C. A. Caregnato, "Intra-abdominal pressure: an integrative review", *Einstein (Sao Paulo)*, vol. 14, no. 3, pp. 423-430, 2016.
- [2] K. L. Noblett, J. K. Jensen, and D. R. Ostergard, "The relationship of body mass index to intra-abdominal pressure as measured by multichannel cystometry", *Int. Urogynecol. J.*, vol. 8, no. 6, pp. 323-326, 1997.
- [3] F. C. Ozdemir, E. Pehlivan, and R. Melekoglu, "Pelvic floor muscle strength of women consulting at the gynecology outpatient clinics and its correlation with sexual dysfunction: A cross-sectional study", *Pakistan J. Med. Sci.*, vol. 33, no. 4, pp. 854-859, 2017.
- [4] S. D. Abramowitch, A. Feola, Z. Jallah, and P. A. Moalli, "Tissue mechanics, animal models, and pelvic organ prolapse: A review", *Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol.*, vol. 144, no. SUPPL 1, pp. 146-158, 2009.
- [5] Y. Aoki, H. W. Brown, L. Brubaker, J. N. Cornu, J. O. Daly, and R. Cartwright, "Urinary incontinence in women", *Nat. Rev. Dis. Prim.*, 2017.
- [6] D. E. Irwin, Z. S. Kopp, B. Agatep, I. Milsom, and P. Abrams, "Tract Symptoms , Overactive Bladder , Urinary Incontinence and Bladder Outlet Obstruction", *BJU Int.*, vol. 108, pp. 1132-1139, 2011.
- [7] H. Care and S. Review, "I . Background and Objectives for the Systematic Review", *World Health*, pp. 1-15, 2011.
- [8] E. S. Lukacz, Y. Santiago-Lastra, M. E. Albo, and L. Brubaker, "Urinary incontinence in women a review", *JAMA - J. Am. Med. Assoc.*, vol. 318, no. 16, pp. 1592-1604, 2017.
- [9] W. H. C. Physicians, "Pelvic Organ Prolapse Videos", 2012.
- [10] C. Ghatti, L. C. Skoczylas, S. S. Oliphant, C. Nikolajski, and J. L. Lowder, "The Emotional Burden of Pelvic Organ Prolapse in Women Seeking Treatment: A Qualitative Study", *Female Pelvic Med. Reconstr. Surg.*, vol. 21, no. 6, pp. 332-338, 2015.
- [11] C. Clinic, "Pessary," 2019. Available: <https://my.clevelandclinic.org/health/drugs/16036-pessaries>. Accessed on 30/Nov/2019.
- [12] I. Pereira and G. W. Davila, "Trends in the treatment of genital prolapse: a review of apical suspension techniques", *Acta Obs. e Ginecológica Port.*, vol. 10, no. 3, pp. 240-248, 2016.
- [13] S. Brandão, M. Parente, T. Mascarenhas, A. R. G. da Silva, I. Ramos, and R. N. Jorge, "Biomechanical study on the bladder neck and urethral positions: Simulation of impairment of the pelvic ligaments", *J. Biomech.*, vol. 48, no. 2, pp. 217-223, 2015.
- [14] M. E. T. Silva, S. Brandão, M. P. L. Parente, T. Mascarenhas, and R. M. Natal Jorge, "Biomechanical properties of the pelvic floor muscles of continent and incontinent women using an inverse finite element analysis", *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 20, no. 8, pp. 842-852, 2017.
- [15] P. Educação, "Sistema - Portal Educacao". Available: <https://www.portaleducacao.com.br/conteudo/artigos/medicina/pelve-e-musculos-do-assoalho-pelvico/38211>. Accessed on 01/Dec/2019.
- [16] B. H. ANATOMY, "Chapter 33: The ureter, bladder and urethra". Available: https://www.dartmouth.edu/~humananatomy/part_6/chapter_33.html. Accessed on 01/Dec/2019.
- [17] KENHUB, "Bexiga e uretra - Anatomia, localização e função". Available: <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/bexiga-e-uretra>. Accessed on

- 01/Dec/2019.
- [18] P. Seely, T. Stephens and P. Tate, "Anatomia e Fisiologia ", 6th ed., pp. 513-559, Lusodidacta, 2005.
 - [19] J. Stoker, S. Taylor, and J. DeLancey, "Imaging Pelvic Floor Disorders", Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2nd ed., 2014.
 - [20] S. Herschorn, "Female pelvic floor anatomy: the pelvic floor, supporting structures, and pelvic organs", *Rev. Urol.*, 2004.
 - [21] B. H. ANATOMY, "Chapter 37: The pelvic diaphragm and fascia". Available: https://www.dartmouth.edu/-humananatomy/part_6/chapter_37.html. Accessed on 01/Dec/2019.
 - [22] TeachMeAnatomy, "The Pelvic Floor - Structure - Function - Muscles - TeachMeAnatomy". Available: <https://teachmeanatomy.info/pelvis/muscles/pelvic-floor/>. Accessed on 02/Dec/2019.
 - [23] D. Manski, "Pelvic Cavity Anatomy - www.urology-textbook.com". Available: <http://www.urology-textbook.com/pelvic-cavity-anatomy.html>. Accessed on 04/Dec/2019.
 - [24] T. Barclay, "Urogenital Diaphragm - Anatomy Pictures and Information". Available: https://www.innerbody.com/image_dige04/musc34.html#continued. Accessed on 04/Dec/2019.
 - [25] P. Petros, "The Female Pelvic Floor", Springer Medizin Verlag Heidelberg, 2004.
 - [26] S. I. M. F. Ismail, "Mark Walters, Mickey Karram (eds): Urogynecology and Reconstructive Pelvic Surgery (3rd edn)", *Int. Urogynecol. J.*, 2008.
 - [27] G. A. Santoro, A. P. Wiczorek, and C. I. Bartram, "Pelvic floor disorders: Imaging and multidisciplinary approach to management", Springer-Verlag Mailand, 2010.
 - [28] MedicalNewsToday, "Collagen: What is it and what are its uses?". Available: <https://www.medicalnewstoday.com/articles/262881.php>. Accessed on 05/Dec/2019.
 - [29] K. Baessler, B. Schüssler, K. L. Burgio, K. H. Moore, P. A. Norton, and S. L. Stanton, "Pelvic floor re-education: Principles and Practice", Springer-Verlag London, 2nd ed., 2008.
 - [30] S. S. Faubion, L. T. Shuster, and A. E. Bharucha, "Recognition and management of nonrelaxing pelvic floor dysfunction", *Mayo Clin. Proc.*, vol. 87, no. 2, pp. 187-193, 2012.
 - [31] R. C. Bump and P. A. Norton, "Epidemiology and natural history of pelvic floor dysfunction", *Obstet. Gynecol. Clin. North Am.*, vol. 25, no. 4, pp. 723-746, 1998.
 - [32] K. Allen-Brady, P. A. Norton, J. M. Farnham, C. Teerlink, and L. A. Cannon-Albright, "Significant Linkage Evidence for a Predisposition Gene for Pelvic Floor Disorders on Chromosome 9q21", *Am. J. Hum. Genet.*, vol. 84, no. 5, pp. 678-682, 2009.
 - [33] LYFESTYLE, "Prolapsus vaginal. Saiba em que consiste este problema que afeta entre 30% a 40% das mulheres - Saúde e Medicina - SAPO Lifestyle". Available: <https://lifestyle.sapo.pt/saude/saude-e-medicina/artigos/prolapsus-vaginal>. Accessed on 07/Dec/2019.
 - [34] G. Davila, G. M. Ghoniem and S. D. Wexner, "Pelvic floor dysfunction: A multidisciplinary approach", Springer-Verlag London Limited, 2006.
 - [35] S.-H. Chung and W. Bin Kim, "Various Approaches and Treatments for Pelvic Organ Prolapse in Women", *J. Menopausal Med.*, vol. 24, no. 3, p. 155, 2018.
 - [36] K. A. Gerten, A. D. Markland, L. K. Lloyd, and H. E. Richter, "Prolapse and Incontinence Surgery in Older Women", *J. Urol.*, vol. 179, no. 6, pp. 2111-2118, 2008.
 - [37] A. Pomian, W. Lisik, M. Kosieradzki, and E. Barcz, "Obesity and pelvic floor disorders: A review of the literature", *Med. Sci. Monit.*, vol. 22, pp. 1880-1886, 2016.
 - [38] H. Memon and V. L. Handa, "Pelvic floor disorders following vaginal or cesarean delivery", *Curr. Opin. Obstet. Gynecol.*, vol. 24, no. 5, pp. 349-354, 2012.
 - [39] C. Foundation, "Types of Incontinence". Available: <http://www.continence-foundation.org.uk/types-of-incontinence.html>. Accessed on 12/Dec/2019.
 - [40] I. Milsom and M. Gyhagen, "The prevalence of urinary incontinence", *Climacteric*, vol. 22, no. 3, pp. 217-222, 2019.
 - [41] A. W. McBride, "Pathophysiology of Stress Urinary Incontinence", *J. Pelvic Med. Surg.*, vol. 10, no. 1, pp. 1-7, 2004.
 - [42] G. W. Davila and G. M. Ghoniem, "Pelvic floor dysfunction: The importance of a multidisciplinary approach", *Clinics in Colon and Rectal Surgery*, vol. 16, no. 1, 2003.

- [43] T. Palma, M. Raimondi, S. Souto, C. Fozzatti, P. Palma, and C. Riccetto, "Correlation between body mass index and overactive bladder symptoms in pre-menopausal women", *Rev. Assoc. Med. Bras.*, vol. 60, no. 2, pp. 111-117, 2014.
- [44] A. E. Bharucha *et al.*, "Epidemiology, pathophysiology, and classification of fecal incontinence: State of the Science Summary for the National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases (NIDDK) workshop", *Am. J. Gastroenterol.*, vol. 110, no. 1, pp. 127-136, 2015.
- [45] H. Damon *et al.*, "Prevalence of anal incontinence in adults and impact on quality-of-life", *Gastroenterol. Clin. Biol.*, vol. 30, no. 1, pp. 37-43, 2006.
- [46] K. Bochenska and A. Boller, "Fecal Incontinence : Epidemiology , Impact , and Treatment", pp. 264-270, 2016.
- [47] A. N. Ahmad, A. Hainsworth, A. B. Williams, and A. M. P. Schizas, "A review of functional pelvic floor imaging modalities and their effectiveness", *Clin. Imaging*, vol. 39, no. 4, pp. 559-565, 2015.
- [48] C. R. Chappl, P. E. Zimmern, L. Brubaker and A. Smith, "Multidisciplinary Management of Female Pelvic Floor Disorders", Elsevier Inc, 2006.
- [49] U. S. F. & DRUG, "Urogynecologic Surgical Mesh Implants | FDA". Available: <https://www.fda.gov/medical-devices/implants-and-prosthetics/urogynecologic-surgical-mesh-implants>. Accessed on 23/Dec/2019.
- [50] U. B. Ogrinc, S. Senčar, and H. Lenasi, "Novel minimally invasive laser treatment of urinary incontinence in women", *Lasers Surg. Med.*, vol. 47, no. 9, pp. 689-697, 2015.
- [51] A. Lukanović, "Commentary on 'The use of laser in urogynaecology'", *Int. Urogynecol. J.*, vol. 30, no. 5, p. 849, 2019.
- [52] N. Fistončić, I. Fistončić, A. Lukanović, Findri Guštek, I. Sorta Bilajac Turina, and D. Franić, "First assessment of short-term efficacy of Er:YAG laser treatment on stress urinary incontinence in women: Prospective cohort study", *Climacteric*, vol. 18, no. September, pp. 37-42, 2015.
- [53] U. Bizjak-Ogrinc and S. Sencar, "Erbium-YAG thermal laser therapy for higher grade pelvic organ prolapses-12 months follow-up", *Int. Urogynecol. J. Pelvic Floor Dysfunct.*, 2015.
- [54] S. S. Rao, "The finite element method in engineering", 6th ed., Butterworth-Heinemann, 2017.
- [55] W. S. Cobb, J. M. Burns, K. W. Kercher, B. D. Matthews, H. James Norton, and B. Todd Heniford, "Normal intraabdominal pressure in healthy adults", *J. Surg. Res.*, vol. 129, no. 2, pp. 231-235, 2005.
- [56] K. F. Noakes, A. J. Pullan, I. P. Bissett, and L. K. Cheng, "Subject specific finite elasticity simulations of the pelvic floor", *J. Biomech.*, vol. 41, no. 14, pp. 3060-3065, 2008.
- [57] D. Howard, J. M. Miller, J. O. L. Delancey, and J. A. Ashton-Miller, "Differential effects of cough, valsalva, and continence status on vesical neck movement", *Obstet. Gynecol.*, vol. 95, no. 4, pp. 535-540, 2000.
- [58] M. E. T. Silva, S. Brandão, M. P. L. Parente, T. Mascarenhas, and R. M. Natal Jorge, "The Influence of Pelvic Organ Prolapse on the Passive Biomechanical Properties of Pelvic Floor Muscles", *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 17, no. 6, pp. 1-19, 2017.
- [59] C. Jean-Charles, C. Rubod, M. Brieu, M. Boukerrou, J. Fasel, and M. Cosson, "Biomechanical properties of prolapsed or non-prolapsed vaginal tissue: Impact on genital prolapse surgery", *Int. Urogynecol. J.*, vol. 21, no. 12, pp. 1535-1538, 2010.
- [60] L. Lei, Y. Song, and R. Q. Chen, "Biomechanical properties of prolapsed vaginal tissue in pre- and postmenopausal women", *Int. Urogynecol. J.*, vol. 18, no. 6, pp. 603-607, 2007.
- [61] D. D. Rahn, M. D. Ruff, S. A. Brown, H. F. Tibbals, and R. A. Word, "Biomechanical properties of the vaginal wall: effect of pregnancy, elastic fiber deficiency, and pelvic organ prolapse", *Am. J. Obstet. Gynecol.*, vol. 198, no. 5, pp. 590.e1-590.e6, 2008.
- [62] E. Silva, M. Parente, S. Brandão, T. Mascarenhas, and R. Natal Jorge, "Characterizing the Biomechanical Properties of the Pubovisceralis Muscle Using a Genetic Algorithm and the Finite Element Method", *J. Biomech. Eng.*, vol. 141, no. 1, pp. 1-11, 2019.
- [63] J. McCall, "Genetic algorithms for modelling and optimisation", *J. Comput. Appl. Math.*, vol. 184, no. 1, pp. 205-222, 2005.
- [64] Y. H. Dai, L. Z. Liao, and D. Li, "On restart procedures for the conjugate gradient

- method", *Numer. Algorithms*, vol. 35, no. 2-4, pp. 249-260, 2004.
- [65] W. F. Gao, S. Y. Liu, and L. L. Huang, "A novel artificial bee colony algorithm with Powell's method", *Appl. Soft Comput. J.*, vol. 13, no. 9, pp. 3763-3775, 2013.
 - [66] A. Mira, "A biomechanical breast model for the evaluation of the mammography . To cite this version : HAL Id : tel-02372171 Modélisation biomécanique du sein pour l ' évaluation de la compression et de la perception d ' inconfort en", 2019.
 - [67] T. H. E. Elasticity and A. Network, "The Elasticity of a Network of Long-", no. 36, pp. 36-41, 1942.
 - [68] R. S. Rivlin and D. W. Saunders, "Large elastic deformations of isotropic materials VII. Experiments on the deformation of rubber", *Philos. Trans. R. Soc. London. Ser. A, Math. Phys. Sci.*, vol. 243, no. 865, pp. 251-288, 1951.
 - [69] R. W. Ogden, "Large Deformation Isotropic Elasticity - on the Correlation of Theory and Experiment for Incompressible Rubberlike Solids", *Rubber Chem. Technol.*, vol. 46, no. 2, pp. 398-416, 1973.
 - [70] O. H. Yeoh, "Characterization of Elastic Properties of Carbon-Black-Filled Rubber Vulcanizates", *Rubber Chemistry and Technology*, vol. 63, no. 5, pp. 792-805, 1990.
 - [71] J. Saadé *et al.*, "A preliminary study for a biomechanical model of the respiratory system", *VISAPP 2010 - Proc. Int. Conf. Comput. Vis. Theory Appl.*, vol. 1, pp. 509-515, 2010.
 - [72] C. Rubod *et al.*, "Biomechanical properties of human pelvic organs", *Urology*, vol. 79, no. 4, pp. 968.e17-968.e22, 2012.
 - [73] P. A. L. S. Martins *et al.*, "Uniaxial mechanical behavior of the human female bladder", *Int. Urogynecol. J.*, vol. 22, no. 8, pp. 991-995, 2011.
 - [74] S. Srivastav, R. T. Jamil, and R. Zeltser, "Valsalva Maneuver", 2019.
 - [75] K. J. Macura, "Magnetic resonance imaging in assessment of stress urinary incontinence in women: Parameters differentiating urethral hypermobility and intrinsic sphincter deficiency", *World J. Radiol.*, vol. 7, no. 11, p. 394, 2015.
 - [76] H. Perk, B. Oral, A. Yeşildağ, T. Serel, M. Özsoy, and T. Turgut, "Magnetic resonance imaging for stress incontinence: Evaluation of patients before and after surgical correction", *Eur. J. Radiol.*, vol. 44, no. 1, pp. 44-47, 2002.
 - [77] C. E. Constantinou, G. Hvistendahl, A. Ryhammer, L. L. Nagel, and J. C. Djurhuus, "Determining the displacement of the pelvic floor and pelvic organs during voluntary contractions using magnetic resonance imaging in younger and older women", *BJU Int.*, vol. 90, no. 4, pp. 408-414, 2002.
 - [78] F. T. Brandt, F. R. Barbosa Lorenzato, L. V. Nóbrega, C. D. Costa Albuquerque, R. Falcão, and A. A. De Araújo Júnior, "Intra-abdominal pressure measurement during ultrasound assessment of women with stress urinary incontinence: A novel model", *Acta Cir. Bras.*, vol. 21, no. 4, pp. 237-241, 2006.