

**Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto**



**FEUP**

**Estudo Biomecânico da Cavidade Pélvica da  
Mulher**

Ana Rita Monteiro Gomes da Silva

Dissertação realizada no âmbito do Mestrado Integrado em Bioengenharia  
Ramo Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Renato Natal Jorge  
Co-orientadora: Prof. Dra. Teresa Mascarenhas

2012



## Resumo

Esta dissertação teve como principais objetivos a construção de um modelo tridimensional representativo da cavidade pélvica da mulher, com as estruturas de suporte mais relevantes, e a análise, com base no Método dos Elementos finitos (MEF), da dinâmica das estruturas pélvicas, especialmente, da mobilidade do colo vesical em condições de repouso, Valsalva e contração muscular.

Procedeu-se à construção de um modelo tridimensional da cavidade pélvica feminina com as vísceras pélvicas e as respectivas estruturas de suporte: músculo levantador do ânus, arco tendíneo, fáscia pubocervical e alguns pares de ligamentos pélvicos. Obtiveram-se as malhas do modelo e definiram-se as propriedades mecânicas de cada estrutura, para aplicação do Método dos Elementos finitos. A validação foi conseguida por comparação com medições habitualmente realizadas por técnicas de ultrassonografia. Os parâmetros validados foram o deslocamento do colo vesical, em relação à sínfise púbica, e um ângulo uretral. Geraram-se diferentes condições de análise computacional, por aplicação de uma pressão intra-abdominal nas estruturas pélvicas: desde o repouso ( $\sim 0,0002$  MPa) até à manobra de Valsalva ( $\sim 0,005$  MPa). Por último, as propriedades mecânicas do sistema muscular foram alteradas para que este assumisse um comportamento ativo, até 15% de ativação das fibras musculares. As condições de simulação permitiram a análise de deslocamentos das vísceras pélvicas e dos esforços presentes nas estruturas de suporte.

Em repouso, o ângulo uretral foi de  $92,4^\circ$  e para a pressão intra-abdominal de Valsalva, de  $110,7^\circ$ . A magnitude do deslocamento das vísceras pélvicas aumenta com o aumento da pressão abdominal e da intensidade da contração muscular. A pressão intra-abdominal impõe um movimento na direção inferior da cavidade pélvica e a contração muscular um movimento na direção superior e anterior. O deslocamento do colo vesical atinge, aproximadamente, os 6,35 mm para uma pressão de  $\sim 0,006$  MPa. A contração muscular atua no movimento do colo na direção da sínfise púbica. Para 15% da capacidade máxima de contração muscular, o movimento vesical tem de magnitude 1,26 mm e um ângulo uretral de  $81,5^\circ$ . Na simulação da pressão de Valsalva, os ligamentos que estão sujeitos a maiores tensões são os ligamentos pubouretrais. A perda das propriedades mecânicas por desintegração destes ligamentos,

resulta no aumento da mobilidade vesical, atingindo a hipermobilidade que é característica da incontinência urinária.

Por fim, os resultados obtidos foram bastante relevantes para o entendimento da dinâmica das estruturas pélvicas durante a manobra de Valsalva e a contração muscular. As simulações geradas e o modelo implementado permitiram uma análise detalhada da mobilidade do colo vesical.

**Palavras-chave: modelação 3D, cavidade pélvica feminina, disfunções pélvicas, incontinência urinária, método dos elementos finitos, simulação**

# Abstract

*This Dissertation aims the implementation of a tridimensional model of the female pelvic cavity, including the most relevant supporting structures, and the analysis, based on the finite element method (FEM), of the dynamics of pelvic structures under rest, Valsalva maneuver and muscle contraction.*

*The procedure involved the construction of a tridimensional model of the pelvic cavity that included the pelvic viscera and the supporting structures: the levator ani, tendinous arch, pubocervical fascia and some pelvic ligaments. The meshes were obtained and the mechanical properties of each structure were defined for FEM application. The validation was achieved by comparison with measurements accomplished by ultrasonographic techniques. The displacement of the bladder neck in relation to the pubic symphysis and a urethral angle were the parameters of validation. The application of an intra-abdominal pressure in pelvic structures was generated under different analysis conditions: from rest ( $\sim 0.0002$  MPa) to the Valsalva maneuver ( $\sim 0.005$  MPa). Finally, the mechanical properties of the muscle system were changed so that it could assume an active behavior, up to 15% of the muscle fibers activation. The conditions of simulation allowed the analysis of the displacement of pelvic viscera and the efforts present in the supporting structures.*

*At rest, the urethral angle was  $92,4^\circ$  and, for an intra-abdominal pressure associated with the Valsalva maneuver, up to  $110,7^\circ$ . The magnitude of the pelvic viscera displacement increases with intra-abdominal pressure and muscular contraction. The pelvic viscera movement is in the inferior direction in presence of an intra-abdominal pressure and it is in superior and anterior direction with muscle contraction. The displacement of the bladder neck reaches 6.35 mm for a pressure of  $\sim 0.006$  MPa. During muscle contraction, the bladder neck movement is towards pubic symphysis. For 15% of muscle fibers activation, the magnitude of bladder neck displacement is 1,26 mm and the urethral angle is  $81,5^\circ$ . During Valsalva maneuver, the pubourethral ligaments are the most exposed to greater tensions. The loss of mechanical properties, in consequence of disintegration of these ligaments, results in the increase of bladder neck mobility. Also, it may lead to hypermobility, condition that is present in urinary incontinence.*

*Finally, the results obtained were very relevant to understand the dynamics of pelvic structures during Valsalva maneuver and muscle contraction. The conditions of simulation and the tridimensional model implemented allowed a detailed analysis of the bladder neck mobility.*

***Key words: 3D modeling, female pelvic cavity, pelvic dysfunctions, urinary incontinence, finite element method, simulation***

# Agradecimentos

A realização desta Dissertação não teria sido possível sem o contributo de várias pessoas. Por isso, chegou o momento de agradecer a todas as pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram para a elaboração deste trabalho.

Ao Professor Doutor Renato Natal Jorge, orientador desta dissertação, agradeço todo o apoio, orientação prestada e todas as valiosas contribuições para a realização deste trabalho.

Ao Doutor Marco Parente, pela ajuda contínua e incansável que me dedicou. Um muito obrigado pela paciência, as ideias e conhecimentos transmitidos desde o início, e sem o qual este trabalho não se teria realizado e teria sido muito mais difícil.

À Professora Doutora Teresa Mascarenhas, co-orientadora desta dissertação, pela ajuda na construção do modelo tridimensional desenvolvido.

. À minha colega, Mariana Gonçalves, por todo o carinho e disponibilidade ao longo deste trabalho, por todos os momentos de trabalho conjunto, todo o apoio, informações transmitidas e partilhadas, que foram essenciais na concretização deste trabalho. Da mesma forma, agradeço ao meu colega, Marco Marques, por todo os conhecimentos transmitidos que, certamente, ajudaram na realização desta Dissertação.

Gostaria de agradecer de uma forma muito especial aos meus queridos pais, Francisco e Fátima, ao meu irmão, Nuno, e ao Daniel, por todo o amor, compreensão, paciência e força, sem eles nada teria sido possível.

Sou muito grata à minha restante família (avós, tios e primos) por todo o amor, conforto e amizade que sempre me transmitiram. Um agradecimento especial à minha prima Ana por toda a preocupação, sorriso e alegria que sempre me dedicou.

Por último, gostaria de agradecer a todos os meus amigos e colegas, a amizade, o companheirismo e o apoio oferecido sempre que necessitei. Em especial, à minha querida amiga Chica por todo a ajuda e por todas as palavras de força que sempre me transmitiu.

A todos o meu sincero e profundo **Muito Obrigado!!!**







# Índice

|   |    |
|---|----|
| Capítulo 1 .....  | 1  |
| Introdução .....  | 1  |
| Capítulo 2 .....  | 3  |
| Anatomia da Pelve Feminina .....  | 3  |
| 2.1 Órgãos da Cavidade Pélvica.....   | 4  |
| 2.2 Pavimento Pélvico e Estruturas de Suporte .....   | 5  |
| 2.1.1. Músculos do pavimento pélvico (MPP) .....  | 6  |
| 2.1.2. Tecidos Conjuntivos: Fásia e Ligamentos Pélvicos .....                                     | 7  |
| 2.3 Suporte dos Órgãos Pélvicos.....  | 9  |
| Capítulo 3 .....  | 13 |
| Desordens do Pavimento Pélvico .....  | 13 |
| 3.1 Prolapso dos órgãos pélvicos .....  | 13 |
| 3.2 Incontinência Urinária .....  | 14 |
| 3.3 Incontinência Fecal .....   | 15 |
| 3.4 Epidemiologia.....  | 17 |
| 3.5 Técnicas de Diagnóstico .....   | 18 |
| 3.6 Tratamentos .....   | 20 |
| 3.6.1. Tratamentos Conservativos.....   | 20 |
| 3.6.2. Tratamentos Cirúrgicos .....   | 20 |
| Capítulo 4 .....  | 23 |
| Biomecânica da cavidade pélvica .....   | 23 |
| 4.1 Dinâmica do Pavimento Pélvico.....  | 23 |
| 4.2 Propriedades Morfológicas e mecânicas dos tecidos pélvicos.....                               | 26 |
| 4.3 Modelação da cavidade pélvica .....   | 28 |
| 4.3.1 Método dos Elementos Finitos.....   | 29 |
| 4.3.2 Simulação – Abaqus .....  | 30 |
| 4.3.3 Modelos implementados e Simulações realizadas no estudo da Cavidade Pélvica da Mulher ..... | 30 |
| Capítulo 5 .....  | 35 |
| Simulação da Biomecânica da Cavidade Pélvica .....  | 35 |
| 5.1 Construção do modelo tridimensional da cavidade pélvica da mulher.....                        | 35 |
| 5.1.1 Visceras Pélvicas .....   | 36 |
| 5.1.2 Músculo levantador do ânus .....  | 37 |
| 5.1.3 Ligamentos e arco tendíneo.....   | 38 |
| 5.1.4 Fásia endopélvica – Porção pubocervical.....  | 40 |
| 5.2 Construção da malha de elementos finitos do modelo tridimensional.....                        | 40 |

|   |    |
|---|----|
| 5.2.1 Ligamentos pélvicos e arco tendíneo .....   | 41 |
| 5.2.2 Visceras Pélvicas, músculo levantador do ânus e fásia pubocervical.....                   | 41 |
| 5.3 Simulação do modelo tridimensional .....  | 42 |
| 5.3.1 Condições Fronteira .....   | 42 |
| 5.3.2 Contactos e Restrições (ties) .....   | 43 |
| 5.3.3 A pressão intra-abdominal .....   | 45 |
| 5.4 Modelação das propriedades mecânicas dos materiais .....                                    | 45 |
| 5.5 Resultados e Discussão.....   | 52 |
| 5.5.1 Validação do modelo.....  | 52 |
| 5.5.2 Análise de deslocamentos para condições de repouso, Valsalva e contração<br>muscular..... | 54 |
| 5.5.3 Análise da mobilidade vesical e do ângulo uretral.....                                    | 57 |
| 5.5.4 Análise de esforços das estruturas de suporte .....                                       | 59 |
| Capítulo 6 .....  | 63 |
| Conclusões e Perspetivas Futuras .....  | 63 |
| 6.1 Conclusões gerais.....  | 63 |
| 6.2 Possíveis evoluções e desenvolvimentos futuros.....   | 64 |
| Referências .....   | 67 |

## Lista de Figuras

|   |    |
|---|----|
| Figura 1 – Representação esquemática da estrutura pélvica óssea (Adaptado de [6]).  | 3  |
| Figura 2 – Vista sagital dos órgãos da cavidade pélvica feminina. (Adaptado de [6]).  | 5  |
| Figura 3 - Diafragma pélvico feminino - vista inferior (esquerda) e vista superior (direita). (Adaptado de [6]).  | 7  |
| Figura 4 – Representação esquemática dos níveis do tecido conetivo pélvico: vista sagital dos ligamentos e fâscias da pelve, mostrando a relação das mesmas com os órgãos e os ossos pélvicos [2].  | 8  |
| Figura 5 – Resultados obtidos na utilização de slings no tratamento de incontinência urinária.[26] a) representa como é colocada a <i>sling</i> [12].   | 21 |
| Figura 6 – Representação esquemática de implantação de um esfíncter anal artificial [26].   | 22 |
| Figura 7 – Representação esquemática da abertura e fecho uretral. (Legenda: PCM – músculo pubococcígeo; LP – músculo levantador do ânus; LMA – músculo transverso profundo; PUL – ligamentos pubouretrais; H- posição “Hammock”; C- cavidade uretral; O- abertura) [2].   | 24 |
| Figura 8 – Representação esquemática das situações dos três estados de configuração uretral: fechada durante relaxamento (a); fechada durante esforço (b) e aberta durante micção (c). As linhas a tracejado representam a posição final da bexiga em cada uma das situações e as estruturas amareladas representam estruturas ósseas (sínfise púbica e sacro) [2]. | 25 |
| Figura 9 - Representação esquemática do processo de abertura e fecho do ânus. (Legenda: PCM – músculo pubococcígeo; LP – músculo levantador do ânus; LMA – músculo transverso profundo; PUL – ligamentos pubouretrais; RVF – fâscia retovaginal; EAS – esfíncter anal externo; PRM – músculo puborretal) [29].  | 25 |
| Figura 10 – Representação esquemática para ilustração da rotação da uretra e bexiga em relação à sínfise púbica [21].   | 26 |
| Figura 11 – Resultados experimentais das curvas de tensão-deformação obtidos no teste uniaxial (a) e biaxial (b) [36].  | 27 |
| Figura 12 – Malha de elementos finitos para um problema bidimensional.  | 29 |
| Figura 13 - Conjunto de pontos obtidos em Janda <i>et al</i> [34] (direita); Malha de elementos finitos obtido em Parente <i>et al</i> (esquerda).  | 31 |
| Figura 14 – Modelo obtido segundo Noakes <i>et al</i> [50].   | 32 |

|   |    |
|---|----|
| Figura 15 – Modelo 3D dos órgãos da cavidade pélvica feminina construídos em [51].  | 32 |
| Figura 16 – Modelo de elementos finitos da cavidade pélvica feminina ( a – vista anterior; b- vista laterar) [52].  | 33 |
| Figura 17 – Representações esquemáticas presentes no <i>VisibleBody</i> . a) Vista lateral das vísceras pélvicas e músculo levantador do ânus; b) Estrutura óssea, muscular e vísceras pélvicas; c) e d) vista superior e posterioinferior do músculo levantador do ânus. | 36 |
| Figura 18 – Construção dos modelos tridimensionais da vagina/útero (cima) e do reto (baixo). As imagens da esquerda representam as diferentes secções desenhadas, com as splines e a definição dos planos.  | 37 |
| Figura 19 – Representação das secções (a) definidas para a construção das superfícies musculares (b), e o respetivo ajuste à estrutura óssea (c).   | 38 |
| Figura 20 – Representação do modelo tridimensional construído em <i>SolidWorks</i> , com o arco tendíneo, ligamentos e órgãos pélvicos.   | 39 |
| Figura 21 – Representação tridimensional da fáscia pubocervical. ( a- vista lateral ; b – vista inferior).  | 40 |
| Figura 22 - Representação tridimensional da cavidade pélvica feminina. ( a- vista anterior ; b – vista superior; c- vista lateral).   | 40 |
| Figura 23 – Modelo tridimensional final da cavidade pélvica feminina (com (a) e sem (b) o osso púbico).   | 42 |
| Figura 24 – Representação esquemática da restrição de nós entre duas superfícies (Adaptado de [58]).  | 43 |
| Figura 25 - Representação gráfica das curvas de tensão-deformação de um teste uniaxial, para diferentes situações de modelação do material correspondente à bexiga.   | 46 |
| Figura 26 – Representação gráfica das curvas de tensão-deformação de um teste uniaxial, para diferentes situações de modelação do material retal.   | 47 |
| Figura 27 – Representação gráfica das curvas de tensão-deformação de um teste uniaxial, para diferentes situações de modelação do material correspondente à vagina e útero.   | 48 |
| Figura 28 – Representação gráfica das curvas de tensão-deformação de um teste uniaxial, para diferentes situações de modelação do material correspondente aos ligamentos pélvicos.  | 49 |
| Figura 29 – Representação gráfica das curvas de tensão-deformação de um teste uniaxial, para diferentes situações de modelação do material da fáscia pubocervical.  | 49 |
| Figura 30 – Representação gráfica das curvas de tensão-deformação de um teste uniaxial, para diferentes situações de modelação do material do músculo levantador do ânus.   | 50 |
| Figura 31 – Representação esquemática da medição da mobilidade do colo vesical, dada por um vector deslocamento entre a posição de repouso e Valsalva (Adaptado de [63]).   | 53 |
| Figura 32 – Representação esquemática da determinação do ângulo uretral ( $\beta$ ) A azul está traçado a estado inicial do modelo, e a linha preta representa a posição após aplicação de uma pressão intra-abdominal (Adaptado de [21]).                                | 54 |

|  |    |
|--|----|
| Figura 33 – Representação esquemática dos deslocamentos nodais segundo o plano de corte (de cima para baixo: repouso, Valsalva, contração muscular a 15%; esquerda – deslocamento segundo X; direita – deslocamento segundo Y). .....  | 55 |
| Figura 34 – Representação esquemática do movimento das vísceras pélvicas, durante a manobra de Valsalva (traço descontínuo da esquerda) e durante a contração muscular (traço descontínuo da direita). O traço contínuo representa a posição das estruturas em repouso. ...  | 57 |
| Figura 35 - Representação gráfica da variação do deslocamento vesical ( $U_x$ , $U_y$ e $U$ ) em função do aumento da pressão intra-abdominal.....   | 57 |
| Figura 36 - Representação gráfica da variação do deslocamento vesical ( $U_x$ , $U_y$ e $U$ ) em função do aumento da percentagem de ativação das fibras. ....   | 58 |
| Figura 37 - Representação gráfica da variação do ângulo uretral ( $^\circ$ ) em função do aumento da pressão intra-abdominal e da percentagem de ativação das fibras. ....   | 59 |
| Figura 38 – Representação gráfica das tensões presentes nos ligamentos para diferentes pressões. Na esquerda estão presentes os valores médios e na direita os valores máximos atingidos. ....   | 60 |
| Figura 39 - Representação gráfica das tensões presentes no arco tendíneo para diferentes pressões. Na representação da esquerda estão presentes os valores médios e na direita os valores máximos atingidos.....   | 60 |
| Figura 40 – Representação gráfica das curvas de tensão-deformação para a modelação do ligamento pubouretral intacto e danificado e as respetivas constantes do modelo de Ogden ( $N=1$ ) obtidas para modelação das propriedades de cada um.....   | 61 |
| Figura 41 - Representação gráfica da variação do deslocamento vesical ( $U_x$ , $U_y$ e $U$ ) e do ângulo uretral em função do aumento da pressão intra-abdominal. O traço contínuo corresponde ao ligamento pubouretral danificado e a linha interrompida refere-se à modelação das propriedades do ligamento pubouretral intacto. .... | 62 |



## Lista de tabelas

|   |    |
|---|----|
| Tabela 1 – Ligamentos do pavimento pélvico envolvidos no suporte das vísceras pélvicas, agrupados segundo localização no nível de suporte [13].           | 9  |
| Tabela 2 – Terminologia do prolapso dos órgãos pélvicos em função das estruturas anatómicas prolapgadas [15].   | 13 |
| Tabela 3 – Classificação do prolapso de acordo com o grau de descida das estruturas [15].   | 14 |
| Tabela 4 – Causas da continência fecal (% estimada) [11].   | 16 |
| Tabela 5 – Valores de comprimentos, largura e espessura das vísceras pélvicas presentes em [54, 55] e no modelo tridimensional construído.                | 36 |
| Tabela 6 – Estruturas musculares e os respetivos locais de fixação [2].   | 38 |
| Tabela 7 – Os ligamentos utilizados no modelo da cavidade pélvica, com as respetivas relações anatómicas e características dimensionais [11, 17, 56, 57]. | 38 |
| Tabela 8 - Características das malhas geradas através da ferramenta <i>Solid from Elements</i> .  | 41 |
| Tabela 9 - Características das malhas geradas, através de extrusão.   | 41 |
| Tabela 10 – Superfícies “escrava” e “mestre” envolvidas nas condições de restrição da simulação.  | 43 |
| Tabela 11 - Superfícies “escrava” e “mestre” escolhidas para definição de contacto.   | 44 |
| Tabela 12 – Pressão intra-abdominal associada a uma dada manobra [59].  | 45 |
| Tabela 13 - Constantes do modelo de Ogden (N=1) obtidas através dos dados experimentais para o material da bexiga e uretra.                               | 47 |
| Tabela 14 – Constantes do modelo de Ogden (N=2) obtidas através dos dados experimentais para o material do reto.  | 47 |
| Tabela 15 - Constantes do modelo de Ogden (N=3) obtidas através dos dados experimentais para o material da vagina e útero.                                | 48 |
| Tabela 16 - Constantes do modelo de Ogden (N=1) obtidas através dos dados experimentais para o material dos ligamentos.                                   | 49 |
| Tabela 17 – Parâmetros do modelo constitutivo utilizado para modelação da contração muscular.   | 51 |
| Tabela 18 – Valores de deslocamento de cinco nós do colo vesical, obtidos para pressão de repouso e Valsalva.   | 53 |

Tabela 19 – Ângulo uretral obtido durante condições de repouso e Valsalva [65] para e o modelo implementado. .... 54

# Capítulo 1

## Introdução

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

A disfunção na cavidade pélvica da mulher é um termo aplicado quando se trata de algumas condições patológicas: incontinência urinária (IU), incontinência fecal (IF), prolapso genital, entre outras. Apesar da incerteza da origem do desenvolvimento destas disfunções, acredita-se que, grande parte destas, provém da danificação dos tecidos conjuntivos e músculos do pavimento pélvico. O tratamento cirúrgico adotado destas disfunções utiliza fitas biológicas ou poliméricas ou redes para reconstrução de ligamentos ou do tecido conjuntivo. Estima-se que 11 % das mulheres recorrem a uma intervenção cirúrgica para o tratamento de disfunções da cavidade pélvica, e que cerca de metade necessita de uma nova intervenção passado alguns anos [1]. No entanto, sabe-se que é mais provável recorrer a uma segunda cirurgia quando se trata do prolapso genital, uma vez que na intervenção é tecnicamente mais difícil de repor tensão correta dos tecidos (aspeto crucial para evitar outras disfunções pélvicas). O custo das intervenções, especificamente para o tratamento de incontinência urinária, ultrapassa os 10 biliões de dólares nos EUA, e para o prolapso genital ronda os 1000 milhões (custos cirúrgicos) [2]. Para além disso, dado que o pico de incidência deste tipo de disfunção se situa em mulheres com idades compreendidas entre os 45 e 69 anos, prevê-se um aumento dos custos em consequência das atuais mudanças no contexto demográfico. Por estas mesmas mudanças, é necessário priorizar a investigação neste tipo de patologia [1-3].

Atualmente decorrem estudos multidisciplinares apropriados da complexidade que envolve a saúde pública da mulher. As principais áreas de estudo englobem ciências básicas e epidemiologia da cavidade pélvica da mulher (Uroginecologia e Obstetrícia); biomecânica e

anatomia funcional das estruturas de interesse, incluindo: músculos, tendões, nervos, tecido conjuntivo, uretra, vagina e reto, recorrendo a uma abordagem experimental e de simulação computadorizada; e imagiologia médica com recurso a técnicas de processamento e análise de imagens.

A compreensão de princípios biomecânicos e anatómicos do pavimento pélvico pode melhorar bastante a prevenção das patologias enunciadas. Assim, a modelação geométrica das estruturas pélvicas permite a descrição destes órgãos em termos de comportamento biomecânico. A partir de um modelo geométrico, é possível aplicar uma importante ferramenta de análise matemática – O Método dos Elementos Finitos (MEF). Este permite dividir o modelo em pequenos elementos finitos, descritos por equações diferenciais, através de um *software* específico de MEF [4]. Esta ferramenta possibilita a simulação dos movimentos dos órgãos do pavimento pélvico e dos músculos e das respetivas deformações associadas a forças mecânicas envolvidas. Os processos anteriormente referidos contribuem para um melhor conhecimento dos mecanismos relacionados com as disfunções da cavidade pélvica da mulher, especialmente, para o estudo da incontinência urinária quando ocorre a manobra de Valsalva (fenómeno em que se exala o ar mantendo a boca e o nariz tapado) ou mesmo na situação de tosse. Para além disso, a representação geométrica dos componentes da cavidade pélvica e a sua relação espacial permite uma representação anatómica não-invasiva das disfunções caso existam e a preparação mais detalhada e controlada das cirurgias. É necessário ter em atenção os efeitos a longo prazo das intervenções e dos respetivos materiais utilizados. Os clínicos têm de decidir que tipo de técnica, material ou fita devem utilizar todos têm vantagens e riscos associados. Por isso, a análise biomecânica dos tecidos e a sua representação matemática permite prever em que medida é que o reforço de uma estrutura da cavidade pélvica pode ser prejudicial para outra também danificada [2, 4].

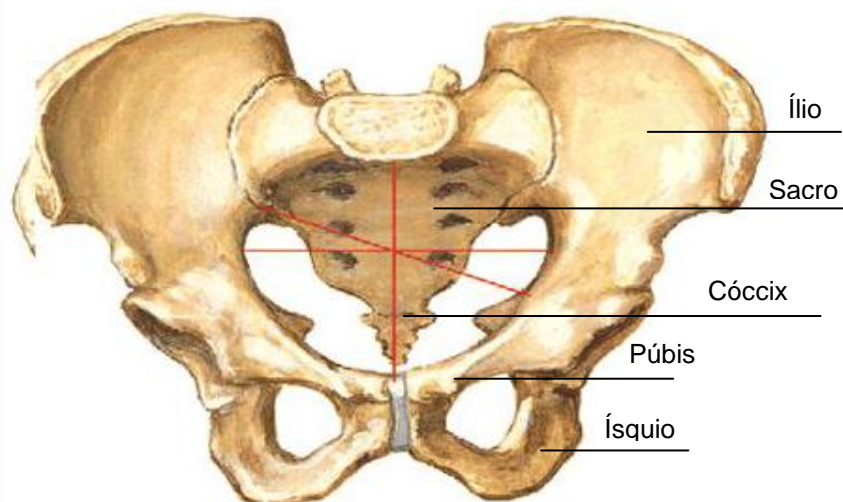
Os objetivos desta Dissertação passam por desenvolver um modelo tridimensional representativo da cavidade pélvica da mulher e, de seguida, aplicar o Método dos Elementos Finitos, recorrendo a diferentes plataformas computacionais existentes no mercado (*SolidWorks*, *FEMAP* e *ABAQUS*). Para além disso, pretende-se proceder a estudos de simulação para avaliar a dinâmica da cavidade pélvica, principalmente, das vísceras pélvicas e avaliar os esforços exercidos pelo sistema de suporte destas, na presença da manobra de Valsalva.

## Capítulo 2

# Anatomia da Pelve Feminina

A compreensão adequada das disfunções pélvicas requer o conhecimento dos processos patofisiológicos envolvidos. Para isso é importante entender a anatomia pélvica e as funções de cada estrutura presente.

A cavidade pélvica é definida por todos os ossos, órgãos, músculos e ligamentos que contribuem para a funcionalidade pélvica. O sistema esquelético tem o papel de proteção dos órgãos internos, transmissão do peso, proveniente do tronco e dos membros superiores, para os membros inferiores e de suporte para fixação de músculos do tronco e pernas [5]. A cavidade pélvica é limitada anteriormente pela púbis, lateralmente pelos ossos da bacia (ílio e ísquio) e posteriormente pelo sacro, que se articula inferiormente com o cóccix. (Figura 1). A pelve possui uma base maior e outra menor, continuação mais estreita da base maior. Na pelve maior encontram-se as vísceras abdominais e a pelve menor é fechada pelo pavimento pélvico e é o local de alojamento da bexiga, vagina e do reto.



**Figura 1** – Representação esquemática da estrutura pélvica óssea (Adaptado de [6]).

A estrutura óssea possui diferentes locais de inserção para ligamentos, músculos e fáscias. O ligamento sacroespinhoso tem uma forma triangular e estende-se desde a espinha isquiática

à borda lateral do sacro e cóccix e, anteriormente, ao ligamento sacrotuberoso. Superiormente e inferiormente situam-se, respetivamente, o forame isquiático maior e menor [5].

A organização estrutural dos órgãos internos da cavidade pélvica é providenciada pela ação simultânea da fáscia (tecido conetivo), dos ligamentos e dos músculos, sendo que a integridade destes é imprescindível para o funcionamento apropriado dos órgãos [2].

## 2.1 Órgãos da Cavidade Pélvica

### Uretra e Bexiga

A uretra é um órgão tubular que se estende desde o orifício uretral até ao hiato urinário, orifício de excreção de urina. A uretra feminina é mais curta que a masculina e segue um trajeto reto descendente para o exterior, possuindo diferentes estruturas musculares associadas. A camada interna da uretra é constituída por tecido muscular liso, e a mais externa por músculo estriado (esfíncter externo), cujas fibras se dispõem circularmente em torno da uretra. A configuração circular permite a constrição do esfíncter permitindo a continência urinária [7, 8].

A bexiga encontra-se na parte inferior abdominal, anteriormente à púbis. Pode ser dividida, anatomicamente, em três partes: a cúpula, o corpo e a base. A primeira é a parte mais superior e encontra-se revestida exteriormente pelo peritoneu; o corpo vesical, maior porção, recebe a urina proveniente dos ureteres de cada rim e a base vesical que forma uma espécie de funil, o colo vesical, que afluí para um único orifício uretral (ligação com a uretra). As paredes vesicais possuem uma camada muscular, o músculo detrusor, onde a disposição das fibras musculares permitem a capacidade de distensão de forma concêntrica (de cima para baixo). Outra estrutura muscular presente na bexiga é o trígono vesical, uma área triangular que tem como vértices os dois ureteres e o orifício uretral [7, 8].

### Vagina e Útero

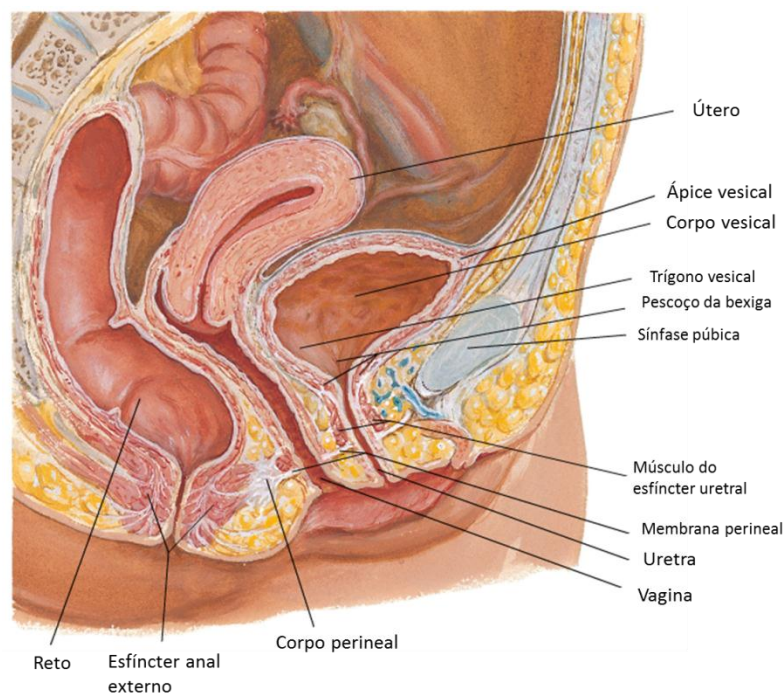
A vagina é um canal músculo-membranoso que se estende desde o colo uterino até ao orifício, onde contacta com o exterior, localizado no vestíbulo da vulva, entre os pequenos lábios. Assume uma disposição oblíqua entre o reto e a bexiga, dirigindo-se de cima para baixo e de trás para a frente. A parede anterior da vagina relaciona-se com a bexiga através do trígono vesical do qual, está separada pelo septo vesico-vaginal, e a parede posterior relaciona-se com o reto, mas separados pelo septo reto-vaginal. No interior vaginal encontra-se uma superfície irregular e uma camada mucosa com pequenas glândulas responsáveis pela libertação de secreções de lubrificação do canal. Inferiormente à camada mucosa, apresenta-se uma camada de tecido muscular com fibras musculares entrelaçadas entre si e cobertas por grande quantidade de tecido conjuntivo [9].

O útero é um órgão de constituição muscular que tem uma forma de pêra invertida e situa-se entre a bexiga e o reto. A região mais superior do útero designa-se de fundo uterino e é a

porção mais larga. Inferiormente, segue-se o corpo uterino que assume uma forma triangular, que se vai estreitando à medida que se aproxima da vagina. O útero é 85% de músculo liso e 15% de tecido conjuntivo [9].

### Reto

O reto atravessa a pélvis e desce, relacionando-se com o exterior através do ânus, e tem um diâmetro muito variável. A parte superior é a mais dilatada para armazenamento do material fecal até ao momento de excreção. Na parte mais superior, encontra-se o canal anal onde se apresentam importantes estruturas musculares que regulam a defecação: o esfíncter anal interno e externo [9].



**Figura 2** – Vista sagital dos órgãos da cavidade pélvica feminina. (Adaptado de [6]).

## 2.2 Pavimento Pélvico e Estruturas de Suporte

Atualmente define-se o pavimento pélvico como um complexo conjunto de estruturas (músculos, ligamentos e fásCIAS) que suportam tanto as vísceras pélvicas como as abdominais e que se situa no limite inferior da cavidade pélvica e no limite superior do períneo, estendendo-se desde a púbis ao cóccix.

O pavimento pélvico é atravessado por três orifícios – à frente pela uretra e vagina e ao centro pelo reto. Deste modo, a contração do complexo tem a propriedade de auxiliar a continência urinária e fecal e a função sexual. Além disso, o pavimento pélvico sustenta os órgãos pélvicos e abdominais ao empurrar os órgãos em direção contrária à própria força da

gravidade ou a uma pressão intra-abdominal que possa surgir. Assim, os órgãos internos mantêm as suas posições normais.

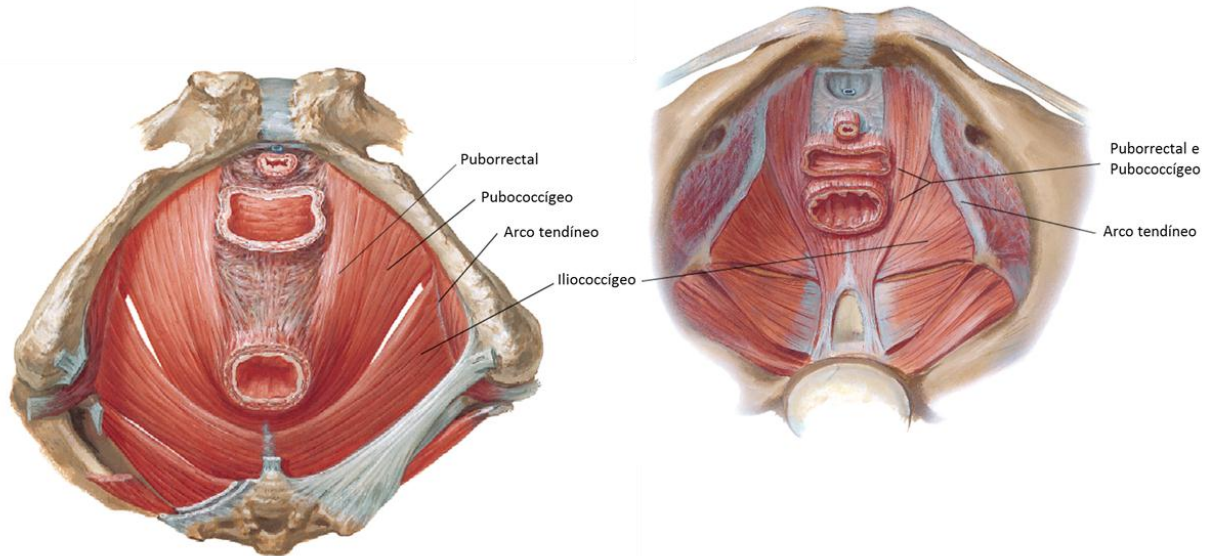
### **2.1.1. Músculos do pavimento pélvico (MPP)**

O pavimento pélvico está dividido em dois tipos de estruturas musculares: o diafragma pélvico e a membrana perineal (diafragma urogenital). O primeiro complexo representa o sistema muscular que cobre inferiormente a pélvis, estendendo-se da púbis ao cóccix e, lateralmente, entre as paredes do pavimento pélvico; a membrana perineal é a camada mais superficial e distal do pavimento pélvico e é responsável pela ação voluntária da continência.

#### **Diafragma Pélvico**

O diafragma pélvico é constituído pelo músculo estriado levantador do ânus e pelo músculo e pelas fâscias que o revestem posteriormente. O músculo levantador do ânus (LA), componente mais importante do pavimento pélvico, apresenta uma simetria bilateral e divide-se em três estruturas com diferentes locais de inserção e, por isso, diferentes funções – puborrectal, pubococcígeo e o iliococcígeo. As duas primeiras estruturas do LA têm origem na púbis e no arco tendíneo e formam uma banda em forma de U envolvendo o reto, mas com diferentes regiões de inserção: cóccix (pubococcígeo) e púbis (puborrectal). Estes dois formam um eficiente anel muscular que suporta os órgãos pélvicos em posição normal. Para além disso, promovem a resistência destes ao aumento da pressão intra-abdominal e assumem uma importante função na continência fecal e urinária. O músculo iliococcígeo é relativamente estreito e pouco desenvolvido, apresentando-se como uma “placa” horizontal que ocupa uma possível abertura entre as paredes pélvicas laterais [2, 5, 7, 8].

O músculo coccígeo situa-se no mesmo plano, mas superiormente ao levantador do ânus, surgindo da espinha isquiática e inserindo-se na extremidade inferior do sacro e na parte superior do cóccix. Este músculo intervém na flexão do cóccix, empurrando para a frente após a defecação ou o parto, e apoia o músculo levantador do ânus na sustentação das vísceras pélvicas [7].



**Figura 3** - Diafragma pélvico feminino - vista inferior (esquerda) e vista superior (direita). (Adaptado de [6])

### Membrana Perineal

A membrana perineal representa um complexo muscular inferior ao diafragma pélvico. É constituída inferiormente pela camada superficial do músculo isquiocavernoso e bulbocavernoso e, superiormente, pelo músculo transverso do períneo. A membrana funciona como ponte entre a cavidade existente entre a púbis e a corpo perineal, permitindo o preenchimento da abertura urogenital e está envolvida na sustentação da região mais distal da vagina e da uretra através da fixação destas à pelve óssea. Comporta-se como um esfíncter destas mesmas regiões, contribuindo para a continência [5, 7] (Figura 2).

### Corpo Perineal

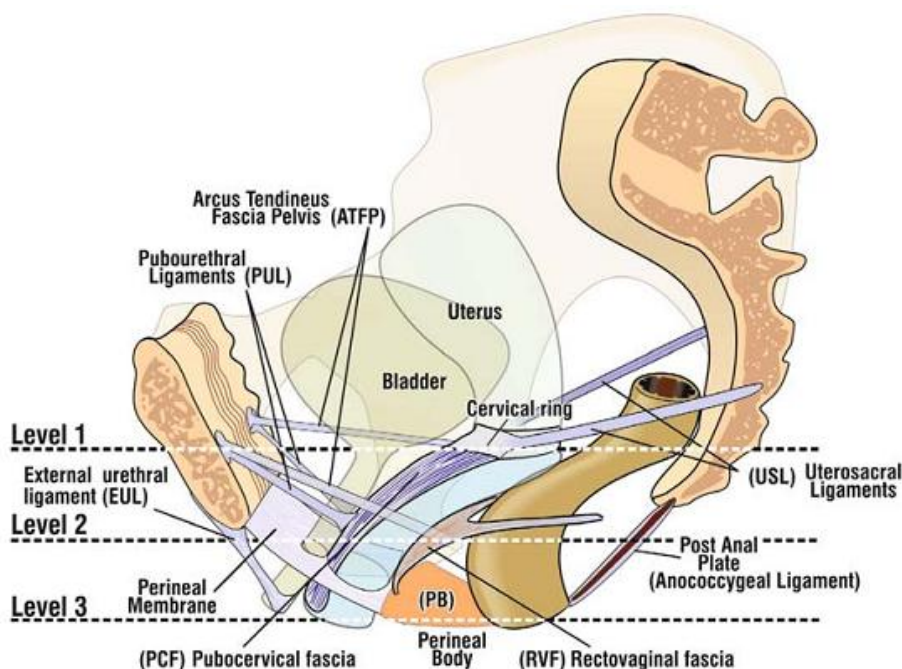
O corpo perineal inclui a pele e os tecidos que se localizam inferiormente ao esfíncter anal externo e à entrada vaginal. É suportado pelo músculo transverso do períneo e pelas regiões inferiores do bulbocavernoso. O corpo perineal é a única estrutura pélvica superficial que não se posiciona na direção sagital ou oblíqua. Sendo, por isso, capaz de suportar sobre si todas estruturas que se posicionam no plano sagital, como a vagina e o reto [9] (Figura 2).

## **2.1.2. Tecidos Conjuntivos: Fásia e Ligamentos Pélvicos**

Os tecidos conjuntivos do pavimento pélvico são responsáveis pela estabilidade do mesmo e, geralmente, são componentes fibrosos constituídos por colagénio, elastina, fibroblastos, células de músculo liso e estruturas vasculares. O papel da fásia e dos ligamentos é o fortalecimento e suporte dos órgãos. Os ligamentos servem como pontos de ligação entre os ossos e os músculos. Por sua vez, estes conferem estabilidade aos órgãos para suportarem as

constantes alterações de forças presentes. A ocorrência de fenômenos como a gravidez, o parto e o envelhecimento compromete as características funcionais dos constituintes dos tecidos conjuntivos e, por isso, o risco de desenvolvimento de disfunções pélvicas é maior [2, 8].

De acordo com [2], os tecidos conjuntivos pélvicos estão classificados em três níveis de suporte, por ordem crescente de superficialidade das estruturas (Figura 4). Os níveis representam, respetivamente, o suporte apical, medial-vaginal e distal vaginal. Apesar dos tecidos conjuntivos da cavidade pélvica serem contínuos, a divisão destes em regiões é benéfica para a correlação entre os sintomas e características fisiológicas das disfunções pélvicas. Assim, falhas no primeiro nível de suporte podem resultar num prolapso uterino, o segundo no prolapso genital anterior e o terceiro no prolapso genital posterior [10].



**Figura 4** – Representação esquemática dos níveis do tecido conetivo pélvico: vista sagital dos ligamentos e fáscias da pelve, mostrando a relação das mesmas com os órgãos e os ossos pélvicos [2].

### Fáscia Endopélvica

A fáscia endopélvica é uma camada fibromuscular expansível que envolve o diafragma e as vísceras pélvicas, possuindo uma componente visceral e outra perietal. A componente visceral encontra-se inferiormente ao peritoneu e, por fixação à bexiga, vagina, útero e ao reto, fornece suporte às vísceras pélvicas. Por outro lado, a componente perietal tem variações estruturais, em função da região pélvica, podendo apresentar porções de condensação fibrosa – ligamentos e septo – que possibilitam a fixação do pavimento pélvico e o envolvimento da vascularização sanguínea e neuronal [10, 11]. A fáscia endopélvica é formada por diferentes componentes – colagénio, elastina e músculo liso, cujas diferenças das respetivas propriedades podem explicar os fenômenos patofisiológicos das disfunções pélvicas.

O colagénio, um material inelástico, é o componente que atribui resistência à fáscia endopélvica. Estão essencialmente presentes em fibras do Tipo I e III, sendo as primeiras as mais abundantes e as segundas contribuem essencialmente para as propriedades elásticas. A elastina, tal como o nome indica, é a constituinte que mais potencia as propriedades elásticas dos tecidos conjuntivos. A deformação longitudinal da elastina pode ir até 70 % muito superior à do colagénio, apenas 4%. No entanto, o rearranjo das fibras nos tecidos não é longitudinal mas multi-direcional. Assim, quando sujeitas a cargas, a deformação das fibras de elastina e de colagénio é maior antes da rutura. As células de músculo liso participam ativamente ao manter o tónus muscular e respondem, rapidamente, a diferenças de tensões. São inervadas pelo sistema nervoso autónomo, o que faz com que tenham uma contractilidade involuntária, intervindo no suporte ao movimento das vísceras pélvicas [12].

A fáscia endopélvica é responsável pela localização anatómica das vísceras pélvicas através das condensações ligamentosas, dos septos e da definição de regiões pélvicas, por exemplo, da região vesicovaginal e retovaginal [10].

### Ligamentos Pélvicos

Os ligamentos são estruturas resultantes de condensações da fáscia endopélvica, compostos por nervos, vasos sanguíneos e músculo liso. A sua composição indica que são estruturas contrácteis e, por isso, têm um papel importante no suporte dos órgãos pélvicos. Segundo [2], existem ligamentos que se destacam (Tabela 1) porque participam ativamente no suporte visceral pélvico e que a falta de integridade destes pode induzir condições patológicas de algumas disfunções pélvicas.

**Tabela 1** – Ligamentos do pavimento pélvico envolvidos no suporte das vísceras pélvicas, agrupados segundo localização no nível de suporte [13].

| <i>Nível de suporte</i> | <i>Ligamentos</i>          | <i>Estruturas suportadas</i> |
|-------------------------|----------------------------|------------------------------|
| <b>1</b>                | Uterosacral<br>Cardinal    | Vagina e útero               |
| <b>2</b>                | Pubovesical                | Bexiga                       |
| <b>3</b>                | Pubouretral<br>Anococcígeo | Uretra<br>Anûs               |

## **2.3 Suporte dos Órgãos Pélvicos**

### Útero e Vagina

O suporte vaginal e uterino pode ser entendido por divisão em três níveis de suporte. O primeiro, mais superior, é constituído pelo paramétrio. O paramétrio participa no suporte lateral

das vísceras e, para além disso, auxilia a sustentação do útero na sua posição retrovertida [10, 11].

O segundo nível localiza-se no colo do útero e os principais intervenientes são os ligamentos cardinal e uterosacral. Os ligamentos atuam em conjunto e formam um complexo de suspensão do útero e de suporte do ápice vaginal. O complexo tem descendentes inferiores, a fáscia pubocervical e retovaginal, com pontos de ancoragem nas paredes laterais. A fáscia pubocervical responsabiliza-se pela suspensão antero-medial da vagina (fixação na fáscia pélvica do arco tendíneo) e a fáscia retovaginal participa no suporte posterior da vagina (fixação no corpo perineal) [10-12].

O terceiro nível, mais inferior, consiste no suporte lateral da vagina através da intervenção da porção medial do músculo levantador do ânus e de todo o tecido conjuntivo aficado ao mesmo [11].

### Bexiga

O suporte da bexiga é providenciado por alguns ligamentos e as respetivas ligações com as estruturas envolventes. Em particular, o ligamento pubovesical estende-se desde o músculo detrusor da bexiga até à fáscia pélvica do arco tendíneo e ao osso púbico e relaciona-se com o ligamento pubouretral, sendo o suporte do colo da bexiga feito pela interação entre o puborectal, a vagina e a uretra proximal. O suporte posteroinferior do trígono vesical é fornecido pelos ligamentos laterais da própria bexiga e por fixação ao colo uterino e parede vaginal anterior. A base da bexiga pousa sobre a fáscia pubocervical (componente da fáscia endopélvica), suspensa na fáscia do arco tendíneo [11].

### Uretra

O suporte uretral é feito pela ligação dos tecidos circundantes aos ossos pélvicos. Os tecidos conjuntivos responsáveis são os ligamentos pubouretrais, contínuos dos tecidos da membrana perineal. É um tipo de suporte mais dinâmico que estático, pois a posição anatómica da uretra é definida pela interação entre os ossos e o músculo levantador do ânus. Em situações de relaxamento, a uretra proximal situa-se superiormente aos locais de inserção dos ligamentos pubouretrais, e as restantes porções da uretra são controladas por contração do músculo levantador do ânus (relaxamento deste provoca descida uretral) [10, 11, 14].

A camada de suporte uretral tem duas componentes de fixação – fáscia e músculo. A componente fascial liga os tecidos periuretrais e a parede anterior da vagina à fáscia do arco tendíneo. A componente muscular articula as estruturas anteriormente referidas com o limite medial do levantador do ânus, permitindo que este se mantenha em repouso para que o colo vesical se mantenha em posição [10, 14].

### Reto e Ânus

O reto é um órgão rodeado de gordura e suportado por tecidos conjuntivos circundantes, nomeadamente, a fásia anorectal. Lateralmente, o suporte é feito por ligamentos laterais do reto, resultantes de condensações da fásia endopélvia. O suporte anterior é providenciado pela fásia retovaginal e o posterior pela fixação da fásia presacral ao sacro [11].

O ânus tem inúmeras estruturas que lhe estão afixadas. O suporte anterior resulta da intervenção do corpo perineal e de estruturas presentes no septo anovaginal. O suporte lateral é da responsabilidade do levantador do ânus (músculo pubovisceral) e do músculo superficial transversal do períneo. O suporte posterior é feito pela fixação do ligamento anococcígeo ao cóccix. Para além disso, a rede fibroelástica, que circunda e envolve o esfíncter anal também participa na sustentação do ânus [11].







## Capítulo 3

# Desordens do Pavimento Pélvico

A existência de uma lesão nas estruturas que constituem o pavimento pélvico, no caso de a ligação entre elas ser fraca, tem como consequência uma maior propensão da mulher para sofrer diferentes condições sintomáticas de patologias pélvicas, por exemplo, incontinência urinária e fecal, prolapso de distintos órgãos pélvicos e até disfunções sexuais.

### 3.1 Prolapso dos órgãos pélvicos

Entende-se por prolapso a descida parcial ou total dos órgãos pélvicos através da vagina ou por debaixo dela, devido à ausência ou fragilidade dos mecanismos de suporte que fixam os órgãos pélvicos à pélvis. Existem vários tipos de prolapso que podem ser especificados de acordo com a estrutura que decaí (Tabela 2) ou pelo grau de descida (Tabela 3) [11].

**Tabela 2** – Terminologia do prolapso dos órgãos pélvicos em função das estruturas anatómicas prolapsadas [15].

| Terminologia            | Descrição  |
|-------------------------|--|
| <b>Uretrocelo</b>       | Parede anterior baixa da vagina  |
| <b>Cistocelo</b>        | Bexiga pressiona o septo anterior da vagina, formando uma proeminência no interior   |
| <b>Rectocelo</b>        | Recto pressiona o septo posterior da vagina e forma uma proeminência no seu interior   |
| <b>Enterocelo</b>       | Afeta a parte superior do septo vaginal posterior, proporcionando a formação de uma hérnia constituída por uma porção de intestino |
| <b>Prolapso uterino</b> | Descida do útero   |
| <b>Prolapso rectal</b>  | Saída parcial ou total do recto pelo ânus  |

**Tabela 3** – Classificação do prolapso de acordo com o grau de descida das estruturas [15].

| <b>Grau</b>     | <b>Descrição</b>   |
|-----------------|--|
| <b>Grau I</b>   | Descida entre a sua posição anatómica normal e a altura das espinhas isquiáticas |
| <b>Grau II</b>  | Descida entre as espinhas isquiáticas e o hímen                                  |
| <b>Grau III</b> | Descida para fora do nível do hímen  |
| <b>Grau IV</b>  | Prolapso total , para fora do plano vulvar                                       |

### Características fisiopatológicas

A rutura ou disfunção do músculo levantador do ânus e dos ligamentos do tecido conjuntivo pode levar à instabilidade de suporte dos órgãos pélvicos e, por isso, a um eventual prolapso. Em condições não-patológicas, o pubococcígeo, iliococcígeo e os ligamentos pubouretrais apresentam-se contraídos, em situação de repouso, para que o hiato urogenital se mantenha fechado, proporcionando uma placa de sustentação estável das vísceras pélvicas. Uma diminuição do tónus muscular do levantador do ânus resulta na abertura do hiato urogenital e na conseqüente alteração da disposição anatómica das estruturas.

O prolapso da parede anterior da vagina está associado à desinserção da fáschia vesicovaginal do anel perivesical e à fragilidade da ancoragem lateral do arco tendíneo. Para além disso, sabe-se que, em condições de posição ortostática, uma porção da vagina está horizontalmente repousada sobre o diafragma pélvico e a restante mantém-se em posição por ação dos ligamentos cardinais e sacrouterinos. Por isso, qualquer disfunção destes ligamentos pode resultar no enterocelo. Também os ligamentos sacrouretinos, cardinais e da fáschia endopélvica, que formam o anel pericervical, são responsáveis pela fixação do septo vaginal em torno do colo uterino. A instabilidade de fixação e a fragilidade dos tecidos conjuntivos responsáveis pelo suporte da parte distal da parede vaginal, da membrana perineal e do corpo perineal podem resultar no prolapso da parede posterior da vagina (rectocelo) [16] [17].

## **3.2 Incontinência Urinária**

A incontinência urinária é uma disfunção que se manifesta por qualquer perda involuntária de urina. Existem vários tipos de incontinência urinária – incontinência urinária de esforço (IUE), incontinência urinária por urgência (IUU) e incontinência urinária mista (IUM) [15].

A IUE está associada a perdas involuntárias aquando de um aumento da pressão intra-abdominal, na execução de diversas atividades como tossir e atividades físicas, ocorrendo o aumento da pressão intra-vesical em relação à pressão uretral. A IUU define-se como a vontade forte e inadiável de urinar e, na impossibilidade do ato, pode ocorrer uma perda involuntária de urina. Está associada a causas neurológicas mas, também, a alterações de

contração do detrusor. Por último, a IUM provém da combinação dos sintomas da IUE e da IUU [2, 15].

### Características fisiopatológicas

Em condições de continência urinária, sem patologia do trato urinário, os fatores fisiológicos envolvidos englobam mecanismos de controlo central e periférico. Os mecanismos de controlo central são responsáveis pelo processamento das informações resultantes da inervação somática e autónoma do trato urinário, provenientes do córtex central, tronco e medula espinal. Por outro lado, os mecanismos de controlo periférico incluem a uretra e a bexiga, bem como todos os músculos, fáscias e ligamentos do pavimento pélvico. O termo de continência urinária resulta da integridade da inter-relação entre os dois mecanismos, sendo que as condições patológicas verificam-se quando a funcionalidade de um dos mecanismos, ou dos dois, é comprometida.

Existem várias teorias para explicação das condições fisiopatológicas da IU. Cada teoria tem os seus pontos fortes e fracos [16]:

- Alterações no eixo uretrovesical: um deslocamento da uretra e da junção uretrovesical, em função sínfise púbica, interfere na transmissão de pressão entre a bexiga e a uretra, o que faz com não haja um aumento de pressão, suficiente para o fecho do esfíncter;
- Disfunção intrínseca do esfíncter urinário: segundo esta teoria a incontinência advém da anormalidade no mecanismo esfíncteriano, caracterizada pela abertura do colo vesical ou pelo relaxe da uretra proximal durante situações de esforço;
- Teoria de Hammock: indica que a uretra é suportada por uma camada composta pela fáscia endopélvica e a parede vaginal anterior. Esta camada é fixada lateralmente pela fáscia do arco tendíneo e pelo músculo levantador do ânus. Qualquer défice nestas estruturas resulta numa transmissão inadequada de pressão ao colo vesical e à uretra proximal;
- Teoria Integral: segundo [2], a incontinência por esforço ou urgência resultam da falta de elasticidade da parte vaginal anterior, que conduz a ativação dos recetores de estiramento do colo vesical e uretra proximal. Isto leva a um reflexo de micção inapropriado resultando na superatividade do músculo detrusor e numa dissipação das pressões de fecho uretral.

## **3.3 Incontinência Fecal**

A incontinência fecal (IF) caracteriza-se pela incapacidade de controlar a libertação de gases ou fezes e é classificada de acordo com os sintomas- incontinência fecal passiva (IFP), incontinência fecal de urgência (IFU) e incontinência fecal mista (IFM).

A IFP relaciona-se com uma disfunção do esfíncter anal interno e, por outro lado, a disfunção do esfíncter anal externo que é responsável pela IFU. A IFM ocorre quando se verifica condições sintomáticas características tanto da IFP como da IFU [15].

### Características fisiopatológicas

Na Tabela 4 estão apresentadas as causas mais comuns de incontinência fecal, sendo que as mais comuns são desordens nos esfíncteres anais e neuropatias do nervo pudendo.

**Tabela 4 – Causas da continência fecal (% estimada) [11].**

***Anormalidades nos esfíncteres (80 – 90%)***

***Neuropatia (20-35%)***

***Problema congênito***

***Compliance inadequada (<5%)***

***Sensação inadequada (<5%)***

***Alteração da consistência das fezes***

***Retenção anormal das fezes***

***Condições idiopáticas***

Na maioria dos casos de IF existe uma lesão do esfíncter anal. Enquanto jovem, a mulher consegue compensar a fraqueza muscular durante muitos anos mas, mais tarde, os músculos que sustentam a vagina e ânus enfraquecem podendo levar à incontinência. O músculo puborretal é responsável por manter o ângulo entre o reto e o ânus ao permanecer parcialmente contraído. É enervado pelo nervo pudendo e é voluntariamente contraído para restringir o reto e prevenir quaisquer perdas fecais.

O reto apresenta duas características importantes na continência fecal: a *compliance* e a sensação retal. Previamente à evacuação, o reto permanece relaxado para armazenar as fezes e uma diminuta *compliance* contribui para a incontinência através da rapidez do trânsito intestinal, sem que haja tempo suficiente para evitar a defecação por contração dos músculos do pavimento pélvico. Por outro lado, uma *compliance* muito superior, diminui a percepção de preenchimento do reto, dilatando o esfíncter anal interno e, conseqüentemente, posterior liberação das fezes. A segunda característica é a habilidade de perceber a distensão retal, que é de responsabilidade nervosa [16, 18]. A lesão dos nervos, que são responsáveis pela atividade do esfíncter e pela sensibilidade retal, representa também uma causa comum, que pode suceder durante o parto, esforços frequentes, prolongados e intensos de evacuação ou por doenças do foro neurológico.

A perda de elasticidade do reto e a redução da sua capacidade condicionam a acumulação de fezes, ficando cheio mais depressa. Assim, surge uma sensação retal intensa para evacuar que pode não ser controlada [16, 18].

### 3.4 Epidemiologia

A epidemiologia das disfunções pélvicas permite estudar a incidência, prevalência de acordo com a população, espaço e tempo. Em 2004, Hunskaar *et al* [19] preocuparam-se em estudar a evolução da epidemiologia da incontinência urinária e fecal e do prolapso genital, por comparação entre estudos de diferentes autores realizados até à data:

#### Incontinência urinária (IU)

- A prevalência da IU na população geral é relativamente comum em todos os países e, na maioria dos estudos, ronda os 25% e 45%;
- Em 2000, verificou-se que a percentagem de casos aumenta até à idade dos 50 anos (30%), mantendo-se idêntica até aos 70 anos. A partir desta idade, verifica-se, outra vez, outro aumento na incidência;
- Existem certas populações, em países europeus, com maior número de casos de IU, como é o exemplo da Dinamarca (72% no ano 2000) e Reino Unido (69%, em 1999);
- Nas mulheres caucasianas a incidência é maior, comparativamente com população negra, hispânica e asiática. Em 2000, revelaram que as mulheres americanas de origem africana possuem um maior volume uretral, uma maior pressão de fecho da uretra e uma maior mobilidade vesical;
- O tipo de IU mais frequente é a incontinência urinária de esforço;
- A prevalência de IU durante a gravidez é cerca de 28%;
- A IU é mais frequente em mulheres que estão em fase pós-menopausa do que as que estão em pré-menopausa;
- Um índice de massa corporal muito elevado, superior a 40, corresponde a 4 e 2 vezes mais probabilidade de desenvolver, respetivamente, incontinência urinária de esforço e incontinência urinária de urgência.

#### Incontinência fecal (IF)

- A prevalência da IF na população adulta situa-se entre os 11-15%;
- As mulheres apresentam uma maior predisposição para desenvolverem incontinência fecal (cerca de 60% dos casos);
- Os principais fatores de riscos são a disfunção do nervo pudendo e do esfíncter anal após um grande trauma obstétrico (parto vaginal).

#### Prolapso genital (POP)

- O prolapso ocorre com maior frequência no compartimento anterior, seguido do compartimento posterior e por fim no compartimento apical;
- Existe um risco de 11,1% das mulheres necessitarem de um procedimento cirúrgico para tratamento do POP;

- A incidência é superior para as mulheres caucasianas em relação às africanas ou asiáticas;
- Existe um aumento do risco associada ao POP com o acréscimo da idade e da paridade da mulher;
- A obesidade nas mulheres pode aumentar em 1,5 vezes o risco de ocorrência de prolapso uterino;
- As mulheres que já foram submetidas a uma histerectomia têm um risco acrescido para desenvolvimento de POP. Estudos revelam que, se o procedimento for feito para tratamento de POP, a ocorrência de outro tipo de POP é cerca de 12% contra 1,8 % de uma histerectomia para tratamento de outras patologias.

### 3.5 Técnicas de Diagnóstico

A descrição das estruturas funcionais e da anatomia do pavimento pélvico permitem a gestão e escolha da técnica cirúrgica adequada, a monitorização pós-cirurgia e os efeitos do tratamento aplicado. O avanço das técnicas tem revolucionado a gestão de tratamento dos pacientes com disfunções pélvicas [11].

#### Exames físicos

A examinação clínica inicial inclui uma série de exames físicos para possível identificação de indicadores de incontinência ou prolapso. Estes exames incluem investigação neurológica e pélvica. O exame neurológico permite avaliar a função motora e sensorial, e o exame pélvico deve incluir [13]:

- Inspeção sobre atrofia dos lábios e vagina, pois pode indicar um défice de estrogénio;
- Examinação bimanual, pois é importante para se ter acesso aos locais que provocam dor;
- Procedimento do exame retal para avaliar a integridade do músculo levantador do ânus;
- Observação de perdas involuntárias de urina;
- Avaliação do tipo de prolapso genital;
- Examinação uretral por palpação da vagina anterior e uretra para investigar sobre a atrofia ou a presença de estruturas duras;

#### Testes urodinâmicos

A urodinâmica permite o estudo e definição da função vesical e uretral. Existem vários testes que podem ser realizados: urofluxometria, cistometria, estudos pressão/fluxo, eletromiografia do esfíncter uretral; vídeo-urodinâmica; testes de pressão vazamento de Valsalva e profilometria da pressão uretral. [12]

Por exemplo, para detetar a pressão de vazamento de Valsalva, o preenchimento da bexiga deve ser igual a 300mL durante o teste o paciente é imposto a realizar a manobra de Valsalva enquanto a pressão abdominal é medida por meio de um cateter retal. A pressão

determinada quando ocorre vazamento de urina é indicativa do tipo de sintoma associado à incontinência [12]:

- Se for superior a 100cmH<sub>2</sub>O, a incontinência deve-se a uma redução de suporte do colo vesical;
- Se for inferior a 60cmH<sub>2</sub>O, existe uma anormalidade do esfíncter uretral interno.

Assim, os testes urodinâmicos existentes permitem fornecer indicações sobre [12]:

- Hiperatividade do músculo detrusor e sua função durante a micção;
- Competência uretral para retenção urinária;
- Obstrução do colo vesical.

### Imagiologia

As técnicas imagiológicas são bastante recomendadas em situações mais complicadas, pois permitem uma melhor acessibilidade à anatomia e função de todas as estruturas pélvicas.

A evolução das técnicas de imagem de ressonância magnética permitiu chegar à imagiologia de ressonância magnética dinâmica. Esta possibilita a observação do movimento das estruturas do pavimento pélvico, providenciando informações essenciais que refletem patologias ao nível dos músculos e ligamentos. Normalmente o exame de diagnóstico divide-se em três fases: aperto dos músculos anais e elevação do pavimento pélvico para aceder à contração do músculo puborretal; simulação de evacuação para examinar disfunções retais e prolapso dos órgãos e execução da manobra de Vassalava para deteção de enterocelos e cistocelos [11]. Em 2002, Constantinou *et al* [20] recorreram à ressonância magnética dinâmica para investigar sobre o movimento das estruturas do pavimento pélvico em situações de esforço. Concluíram que, em resultado de uma contração voluntária, o deslocamento da bexiga, uretra e da vagina é maior nas mulheres mais novas. Em mulheres de maior idade, a falta de movimento pode resultar de uma diminuição da força muscular, de fatores neuronais ou por preenchimento de espaços com gordura.

A técnica de ultrassonografia também é utilizada para adquirir informações do pavimento pélvico. Por aplicação do transdutor sobre a sínfise púbica obtém-se uma imagem que inclui a uretra, colo vesical, vagina, colo uterino e o canal anal. Para o estudo da função retal, recorre-se à endosonografia anal que permite diagnosticar disfunções dos esfíncteres interno e externo. Este tipo de sonografia utiliza transdutores de elevada resolução e permite uma visualização de 360° dos tecidos perianais [21]. Por exemplo, em 2004, Morkved *et al* [22] investigaram, através de ultrassom perineal, sobre a funcionalidade dos músculos do pavimento pélvico em mulheres continentemente e incontinentemente, por medição da pressão de aperto vaginal e da espessura dos músculos superficiais (membrana perineal). A pressão de aperto vaginal foi superior nas mulheres saudáveis e a espessura muscular, nomeadamente, no músculo levantador do ânus, é inferior para mulheres continentemente.

A técnica de radiografia convencional não é muito utilizada uma vez que as informações que fornece são insuficientes para diferenciar os tipos de tecidos pélvicos como gordura, músculo e estruturas de suporte [23].

## 3.6 Tratamentos

### 3.6.1. Tratamentos Conservativos

Atualmente existem alguns tratamentos que não incluem nenhuma intervenção cirúrgica e que devem ser realizados, pelo menos, alguns deles, antes de se proceder a uma cirurgia [16] [18]:

- Educação dos pacientes para um melhor entendimento das patologias;
- Intervenções no estilo de vida dos pacientes;
- Dieta alimentar;
- Tratamentos farmacológicos para incontinência urinária e fecal que atuam sobre processos de controlo nervoso, na contração muscular e, no caso da incontinência fecal, na consistência das fezes;
- No caso do prolapso genital, recorrem-se a pessários, que são dispositivos que se colocam na vagina para restabelecer as estruturas prolapsadas para a sua posição anatómica inicial;
- Exercícios de treino dos músculos do pavimento pélvico por contração repetitiva para melhorar o tónus muscular. A contração voluntária é feita por elevação e fecho conjunto dos orifícios anal, vaginal e uretral;
- Biofeedback - consiste na utilização de uma sonda ligada a um computador que permite o controlo da atividade fisiológica dos músculos pélvicos, nomeadamente, da contração voluntária dos esfíncteres. Inclui treinos de sensibilidade, força e coordenação [17, 24].

### 3.6.2. Tratamentos Cirúrgicos

Se as medidas de ação dos tratamentos não conservativos não resolverem a disfuncionalidade, recorre-se a tratamentos cirúrgicos. A cirurgia reconstrutiva compreende diferentes técnicas que permitem resolver situações em que o tecido danificado é facilmente identificado. Estima-se que a necessidade de, durante a vida, se recorrer a uma cirurgia ginecológica seja cerca de 11%. A identificação da estrutura responsável pela disfunção não é um processo simples e em 50% dos casos é necessário recorrer a uma segunda cirurgia [1]. Existem mais de 200 tipos de diferentes procedimentos cirúrgicos para tratamentos de disfunções pélvicas. As técnicas mais invasivas envolvem maiores incisões cirúrgicas e uma maior incidência de disfunções pós-cirúrgicas (7-35%). Por exemplo, em procedimentos

cirúrgicos muito próximas da bexiga (reparação de um rectocelo) verifica-se um risco de 13% de se verificar anormalidades na retenção urinária [18]. Para evitar as complicações após intervenção cirúrgica, existem várias técnicas minimamente invasivas que são vastamente utilizadas.

### Redes

A utilização de redes é muito frequente para tratamento do prolapso genital, mas também podem ser utilizadas para prevenir a incontinência urinária. Estas redes possibilitam o suporte permanente dos tecidos pélvicos que estejam enfraquecidos. A fixação destas próteses sintéticas é feita pelo encapsulamento de colagénio em resposta a sinais imunológicos do organismo. Em próteses não-absorvíveis, os ligamentos e fâscias formadas pelo colagénio vão ser continuamente renovadas pelo sistema imunológico, o que permite que se mantenha a qualidade dos tecidos novos [25].

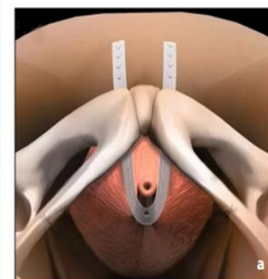
A implantação de materiais sintéticos exige um conhecimento profundo das propriedades, como a porosidade e o tamanho dos poros, para que se evite possíveis complicações. Atualmente, os materiais mais usados são de polipropileno, polietileno, poliéster e politetrafluoroetileno (PTFE). As redes de polipropileno são as mais utilizadas na correção do prolapso genital, e têm uma eficácia entre os 70%-100% [25].

### Slings

Existem procedimentos cirúrgicos que envolvem a colocação de *slings* (como fitas adesivas) em torno da uretra, que depois são fixadas à parede abdominal. Isto, permite a elevação da uretra para a sua posição anatómica normal e que se mantenha a pressão necessária para a retenção urinária. Existem *slings* de vários materiais: podem ser autólogos, de origem animal ou cadavérica e sintéticos. As complicações mais frequentes associadas a este tipo de intervenção são infeções urinárias e desordens intestinais. A Figura 5 representa alguns tipos de materiais utilizados e a respetiva eficácia [26].

| Type of sling       | Author, year (ref.)  | Sling material       | n    | Mean follow-up, months (range) | % success |
|---------------------|----------------------|----------------------|------|--------------------------------|-----------|
| <b>Autologous</b>   | Mason, 1996 (95)     | Rectus               | 63   | 12 (3–27)                      | 94        |
|                     | Zaragoza, 1996 (23)  | Rectus               | 60   | 25 (11–34)                     | 100       |
|                     | Barbalias, 1997 (96) | Rectus               | 32   | 32 (30–38)                     | 66        |
|                     | Hassouna, 1999 (98)  | Rectus               | 82   | 41 (6–96)                      | 89        |
|                     | Kreder, 1996 (24)    | Rectus/FL            | 27   | 22 (9–32)                      | 96        |
|                     | Haab, 1997 (81)      | Rectus/FL            | 37   | 48 (24–60)                     | 73        |
|                     | Wright, 1998 (99)    | Rectus/FL            | 33   | 16 (15–28)                     | 94        |
|                     | Richter, 2001 (100)  | Rectus/FL            | 57   | 42 (0.5–134)                   | 84        |
|                     | Govier, 1997 (101)   | FL                   | 30   | 14 (3–33)                      | 70        |
|                     | <b>Synthetic</b>     | Barbalias, 1997 (97) | PTFE | 24                             | 30        |
| Staskin, 1997 (102) |                      | PTFE                 | 122  | 24                             | 88        |
| Yamada, 2001 (103)  |                      | PTFE                 | 72   | 67 (50–75)                     | 78        |
| Morgan, 1985 (104)  |                      | Marlex               | 208  | >60                            | 77        |
| Rezapor, 2001 (40)  |                      | TVT                  | 49   | 48                             | 86        |
| <b>Allograft</b>    | Wright, 1998 (99)    | Cad FL               | 59   | 10                             | 98        |
|                     | Ruiz, 2000 (105)     | Cad FL               | 105  | 18                             | 93        |

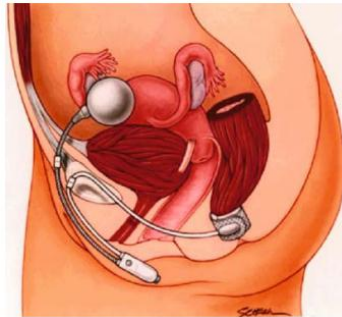
FL, Fâscia lata; PTFE, polytetrafluoroethylene; TVT, transvaginal tape.



**Figura 5** – Resultados obtidos na utilização de slings no tratamento de incontinência urinária.[26] a) representa como é colocada a *sling* [12].

### Esfíncteres artificiais

Se a causa de incontinência urinária ou fecal for resultado da disfuncionalidade dos esfíncteres pode-se recorrer à utilização de esfíncteres artificiais. Este tipo de dispositivo fornece uma pressão pré-determinada que mantém os esfíncteres fechados [18]. Em 2011, Vayleux *et al* [27] estudaram a eficácia e os fatores de riscos de falha e complicações associados à utilização de um esfíncter urinário artificial, verificando que 74% das mulheres apresentavam condições de continência, e que a percentagem de insucesso da técnica foi de 24%, essencialmente para mulheres com idade superior a 70 anos ou que já tinha, recorrido a uma intervenção de reparação cirúrgica. Noutro estudo de 2010, que decorreu numa instituição sobre a implantação de esfíncteres anais artificiais (Figura 6), Michot *et al* [28] obtiveram 72% de sucesso de implantação e a principal causa de falha de dispositivo foi a ocorrência de eventos infeção.



**Figura 6** – Representação esquemática de implantação de um esfíncter anal artificial [26].

## Capítulo 4

# Biomecânica da cavidade pélvica

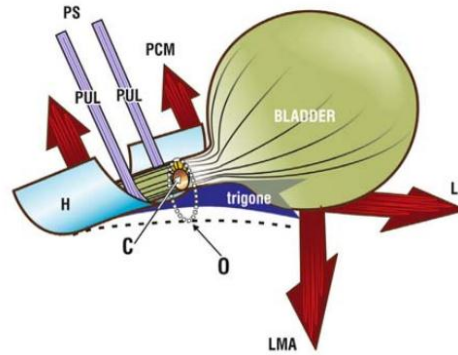
A biomecânica é a área de estudo que se preocupa em explicar a estrutura e função dos sistemas biológicos, por exemplo, de estruturas anatômicas, quando estão sujeitos a um conjunto de forças internas e externas. A evolução na área da biomecânica da cavidade pélvica da mulher tem permitido: uma melhor compreensão das funções dos tecidos, das condições patológicas e uma melhoria dos tratamentos terapêuticos atualmente usados.

### 4.1 Dinâmica do Pavimento Pélvico

Tal como já foi referido, os músculos do pavimento pélvico são formados por fibras que desempenham um papel essencial no suporte das estruturas intra-abdominais e na manutenção da forma dos órgãos pélvicos e da função dos orifícios. A ação coordenada dos músculos permite a adaptação dos órgãos, por movimentos posteriores e anteriores, a um aumento da pressão intra-abdominal. Para além disso, possibilita o controlo da abertura e fecho da uretra e ânus [2].

#### Abertura e fecho da Uretra

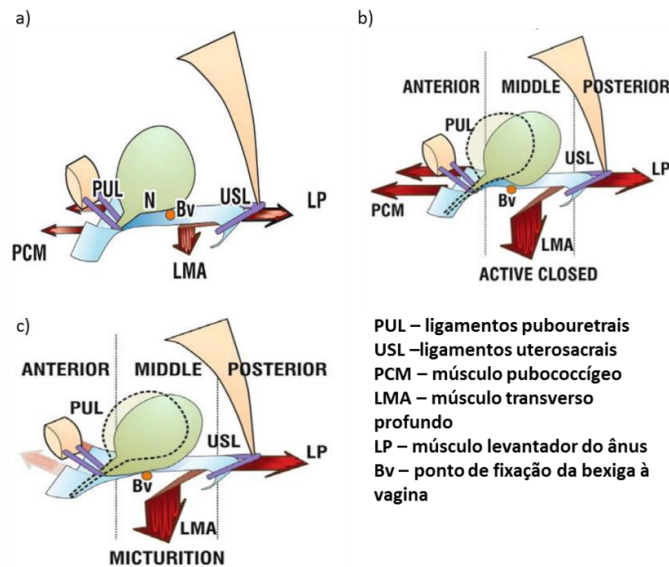
A abertura e fecho da uretra é determinada pela contração e relaxamento do músculo pubococcígeo. A sua contração e dos ligamentos pubouretrais possibilita a sustentação da uretra e permite que o músculo levantador do ânus e o músculo transverso profundo exerçam uma força extensiva que mantém a uretra proximal fechada. Durante o relaxamento, o músculo levantador e o proximal transverso mantêm, durante o esforço, a força de atuação, permitindo o a abertura do orifício [2] (Figura 7).



**Figura 7** – Representação esquemática da abertura e fecho uretral. (Legenda: PCM – músculo pubococcígeo; LP – músculo levantador do ânus; LMA – músculo transverso profundo; PUL – ligamentos pubouretrais; H- posição “Hammock”; C- cavidade uretral; O- abertura) [2].

A uretra possui três estados de configuração [2]:

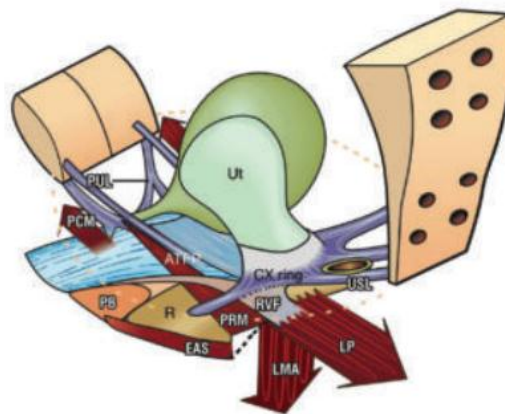
- Fechada durante relaxamento: a contração muscular e a elasticidade vaginal permitem manter a uretra fechada. A vagina distal é sujeita a tensões provenientes da parte anterior do músculo pubococcígeo, proximal do músculo levantador do ânus e longitudinal do músculo transverso profundo (esquema A, Figura 8).
- Fechada durante esforço: a parte distal da vaginal e uretra movimentam-se posteriormente por ação do músculo pubococcígeo. A força do músculo transverso profundo atua diretamente contra os ligamentos uterosacrais e a força do pubococcígeo e do levantador do ânus atuam contra os ligamentos pubouretrais. Em resultado, a vagina transmite forças musculares suficientes para fechar a uretra proximal e o colo vesical (esquema B, Figura 8).
- Aberta durante a micção: os recetores do reflexo de micção determinam a inexistência da força exercida pelo pubococcígeo, permitindo que a força do levantador do ânus e do transverso profundo abram o trato urinário.



**Figura 8** – Representação esquemática das situações dos três estados de configuração uretral: fechada durante relaxamento (a); fechada durante esforço (b) e aberta durante micção (c). As linhas a tracejado representam a posição final da bexiga em cada uma das situações e as estruturas amareladas representam estruturas ósseas (sínfise púbica e sacro) [2].

### Abertura e fecho Anorretal

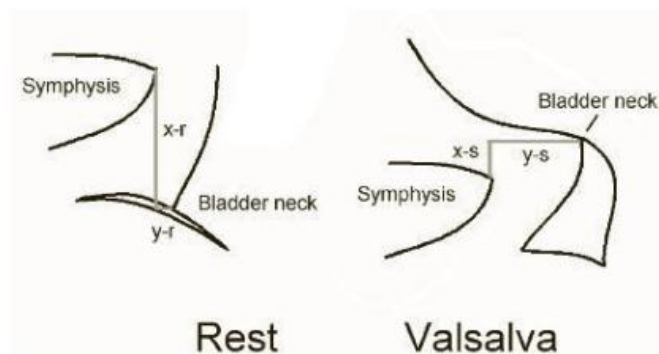
Em 2008, Petros *et al* [29] concluíram que, nas mulheres a existência de forças direcionais são responsáveis pela evacuação e continência fecal. No processo de abertura e fecho retal estão envolvidas quatro forças direcionais resultantes da ação do músculo puborretal, dos ligamentos pubouretrais, dos ligamentos uterosacrais e do músculo levantador do ânus. No processo de defecação apenas três forças estão envolvidas: levantador do ânus, músculo transverso profundo e pubococcígeo. Durante o fecho, o levantador do ânus empurra anteriormente o reto na direção do ânus. Depois de estendido, o músculo transverso exerce uma força na direção inferior, originando um ângulo ano-rectal que define o fecho anal. Durante a evacuação, o músculo puborretal mantém-se relaxado e as três forças existentes definem a abertura do ângulo anorretal, permitindo a contração do reto para evacuação [29] (Figura 9).



**Figura 9** - Representação esquemática do processo de abertura e fecho do ânus. (Legenda: PCM – músculo pubococcígeo; LP – músculo levantador do ânus; LMA – músculo transverso profundo; PUL – ligamentos pubouretrais; RVE – fáscia retovaginal; EAS – esfíncter anal externo; PRM – músculo puborretal) [29].

### Comportamento do Pavimento Pélvico durante a manobra de Valsalva

A manobra de Valsalva consiste num aumento da pressão intra-abdominal enquanto os músculos do pavimento pélvico permanecem relaxados. O aumento conduz a uma descida do pavimento pélvico, ao alargamento do hiato anogenital, à distensão do ligamento anococcígeo e ao movimento posterior dos órgãos pélvicos. Na porção anterior há uma rotação da uretra e bexiga em relação à sínfise púbica (Figura 10) e, na porção intermédia, a vagina e o útero movem-se posteriormente. Durante a descida genital, a vagina ocupa uma posição superior e o útero posiciona-se verticalmente ao longo do eixo longitudinal da vagina, podendo descer com a vagina ou para o exterior do pavimento pélvico (prolapso). Posteriormente pode surgir uma proeminência na parede vaginal resultante do movimento da parede anterior retal. Durante a evacuação, se o músculo puborretal não permanecer relaxado durante a manobra, o reto pode ser comprimido, entre o ligamento anococcígeo e o útero ou o peritoneu, levando à obstrução da saída das fezes [10, 21].



**Figura 10** – Representação esquemática para ilustração da rotação da uretra e bexiga em relação à sínfise púbica [21].

## **4.2 Propriedades Morfológicas e mecânicas dos tecidos pélvicos**

Atualmente, o estudo de condições fisiopatológicas das disfunções pélvicas importa-se com as características morfológicas e mecânicas dos tecidos responsáveis pelo suporte pélvico e dos respetivos constituintes (colagénio e elastina, por exemplo) [12].

Ulmsten *et al* [30], em 1987, investigaram sobre alterações bioquímicas dos tecidos conjuntivos entre mulheres continentais e mulheres que sofriam de IUE. Como resultado, verificou-se que as mulheres que sofriam de disfunção por IUE tinham menos 40% de colagénio nos tecidos.

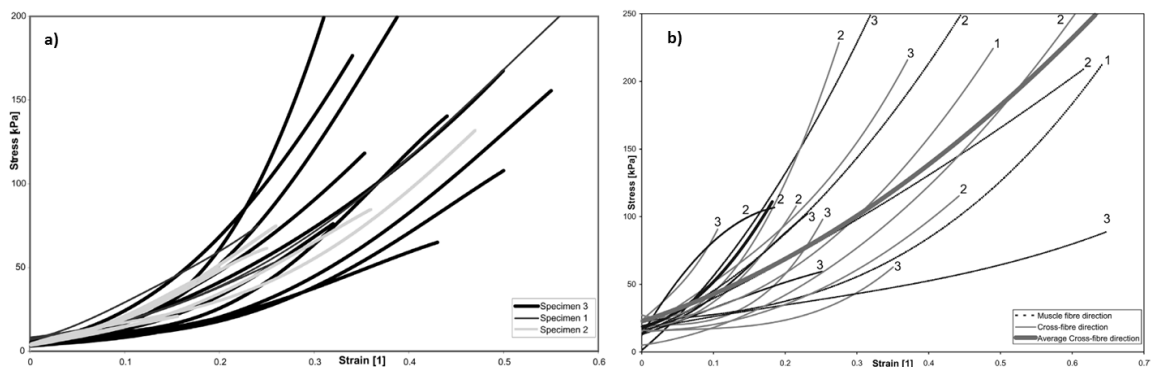
Em 1990, Sayer *et al* [31] examinaram mulheres duas condições patológicas - prolapso do colo vesical e IUE – e mostraram que estas apresentavam uma alteração nas ligações entre as cadeias de colagénio na fásia pubocervical quando comparadas com mulheres que apresentam apenas IUE.

Em 1994, Falconer *et al* [32] realizaram biópsias a amostras da pele de mulheres em pós-menopausa e verificaram que os fibroblastos em mulheres com incontinência urinária produziam menos 30% de colagénio, suportando a hipótese de que a IUE deve-se à alteração do metabolismo dos tecidos conjuntivos.

FitzGerald *et al* [33], 2000, verificaram que entre mulheres continentas e incontinentes não existem alterações no diâmetro das fibras de colagénio, apesar de se encontrar diferenças morfológicas nas fibras entre duas situações.

Em 2003, Janda *et al* [34] procederam à identificação de parâmetros morfológicos das estruturas do pavimento pélvico num cadáver referente a uma mulher de 72 anos. Recorreram-se a marcos de referência numa análise na própria amostra e a imagem de ressonância magnética nuclear, para se determinar informações sobre o tamanho e orientação das fibras musculares de 22 estruturas do diafragma pélvico. Cosson *et al* [35] estudaram a força dos ligamentos pélvicos em amostras de cadáveres com diferentes condições de armazenamento. Dos ligamentos extraídos obtiveram-se valores de força entre 20N e 200N, sendo que o mais forte foi o ligamento prevertebral (180-200N). O ligamento sacroespínho e o arco tendíneo da fáscia pélvica apresentaram os menores valores de força entre os 20-30N.

Janda [36] realizou a sua dissertação no âmbito da biomecânica da musculatura do pavimento pélvico. O objetivo do trabalho consistiu em obter um conjunto de dados necessários para o estudo do comportamento mecânico dos músculos através do método dos elementos finitos. Para obtenção dos parâmetros morfológicos dos músculos, foram realizados testes experimentais (uni e biaxiais). A Figura 11 representa os valores experimentais obtidos.



**Figura 11** – Resultados experimentais das curvas de tensão-deformação obtidos no teste uniaxial (a) e biaxial (b) [36].

Em 2010, Martins *et al* [37] realizaram testes uniaxiais em diferentes amostras de tecido vaginal, proveniente de mulheres que se submeteram a uma intervenção cirúrgica para tratamento do prolapso, e os resultados revelaram um comportamento não-linear do tecido. Para além disso, formularam um modelo obtendo os parâmetros com o algoritmo de otimização de Levenberg-Marquardt. O modelo e os parâmetros obtidos resultaram em curvas que se ajustaram aos dados experimentais.

Em 2011, Martins *et al* [38] investigaram sobre o comportamento mecânico uniaxial da bexiga feminina. Nos testes realizados, o tecido da bexiga apresentou um módulo de

elasticidade médio de 1,9 MPa e uma tensão máxima média de 0,9 MPa. Uma análise univariada permitiu inferir que o módulo de elasticidade é superior para mulheres com idade inferior a 50 anos, no entanto não se verificou nenhuma alteração da tensão máxima com a idade. Para além disso, não se encontraram nenhuma alteração nos parâmetros em análise segundo o índice de massa corporal ou para condições pré e pós-menopausa.

No início de 2012, Rubod *et al* [39] explicaram características biomecânicas da vagina, bexiga e reto a partir de amostras de cadáveres sem historial clínico de prolapso genital. Quando sujeitos a elevados estados de deformação, a vagina apresentou uma maior rigidez e menor extensibilidade do que o reto, que por sua vez, apresentou maior rigidez que a bexiga, que apresenta um comportamento mecânico anisotrópico. A deformação máxima atingida antes da rutura dos tecidos da vagina, reto e bexiga foram, respetivamente, 20%, 30% e 80%.

Rivaux *et al* [40] avaliaram as propriedades biomecânicas dos ligamentos pélvicos através de testes uniaxiais. As curvas de tensão-deformação obtidas permitiram concluir que estes tecidos têm um comportamento hiperelástico e que as propriedades variam entre os ligamentos.

### 4.3 Modelação da cavidade pélvica

A utilização de modelos numéricos precisos da cavidade pélvica da mulher vão, futuramente, permitir a planificação cirúrgica reconstrutiva pélvica por simulação das estruturas pélvicas e das respetivas funções. Isto permite o acesso ao tratamento mais controlado e robusto, diminuindo a necessidade de se recorrer, mais tarde, a novas cirurgias. Para a obtenção de modelos numéricos precisos e fiáveis é necessário que se obtenha uma descrição geométrica da anatomia da cavidade pélvica, assim como do comportamento dinâmico e mecânico das estruturas [4]

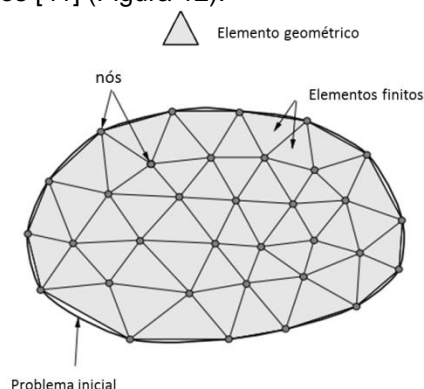
A construção de modelos de elementos finitos para estudo da cavidade pélvica possibilita um aumento a qualidade dos modelos geométricos atualmente obtidos por ressonância magnética bidimensional e tridimensional [4]. Atualmente, existem diversas plataformas computacionais de simulação de modelos geométricos, sendo que o *ABAQUS* é uma das mais usadas.

A modelação geométrica, com base no método dos elementos finitos, e a simulação, no *ABAQUS*, possibilitam a obtenção de estados de deformação e tensão resultantes de forças envolvidas no suporte pélvico quando há movimento das estruturas pelo aumento da pressão intra-abdominal, por exemplo.

### 4.3.1 Método dos Elementos Finitos

O modelo numérico de um complexo estrutural como a cavidade pélvica deve conter toda a informação necessária para a descrição das características relevantes desse elemento. O mais apropriado para a resolução de problemas de otimização é a decomposição do complexo em vários sub-problemas.

O método dos elementos finitos (MEF) permite a resolução de problemas de engenharia, como é o caso da análise de tensões, através da simulação num computador. No MEF, um sistema é dividido em áreas planas, de geometria simples (triangular, tetraédrica, cúbica, etc), em função do tipo e dimensão do problema (uni, bi ou tri-dimensional). Os elementos estão ligados entre si por pontos designados por nós. O conjunto dos nós com os elementos forma uma malha de elementos finitos [41] (Figura 12).



**Figura 12** – Malha de elementos finitos para um problema bidimensional.

A formulação de MEF pode-se basear em diferentes métodos – método de deslocamentos, equilíbrio ou mistos. O método dos deslocamentos apresenta uma maior simplicidade e associa-se a alguns conceitos - graus de liberdade, força, matriz de rigidez, condições fronteira [42].

O ponto forte da modelação de elementos finitos é a versatilidade. Pode ser aplicado em vários tipos de problemas (mecânicos, térmicos, elétricos, químicos, etc), uma vez que o sistema pode ter forma, forças e condições fronteira arbitrárias e o modelo pode misturar elementos de diferentes materiais, formas e propriedades. Para a obtenção de um resultado razoável, após a análise, é necessário um elevado conjunto de nós e, por isso, a utilização de ferramentas computacionais é essencial. Geralmente, a precisão da solução melhora com o aumento do número de elementos em que o sistema é dividido, no entanto o tempo da resolução computacional aumenta [42].

A análise de MEF, nomeadamente uma análise de estados de deformação e tensão, envolve diferentes fases:

- Divisão da estrutura em elementos finitos por geração da malha;
- Formulação das propriedades dos elementos – na análise de estados de tensão, inclui a determinação das forças nodais associadas com a deformação dos elementos;
- Assemblagem dos elementos para obtenção do modelo de elementos finitos da estrutura;

- Aplicação das forças determinadas aos respetivos nós;
- Especificação das condições de suporte da estrutura – envolve a definição das condições fronteira por indicação dos graus de liberdade nodais;
- Resolução de equações lineares algébricas para determinação dos deslocamentos nodais;
- Cálculo das deformações nodais e os deslocamentos dos elementos por interpolação. A partir da deformação, determinação das tensões envolvidas.

### 4.3.2 Simulação – Abaqus

O *ABAQUS* é um *software* de análise de modelos de elementos finitos. Fornece ferramentas de pré-processamento e pós-processamento para a análise de modelos. Possui um vasto conjunto de produtos - *ABAQUS/CAE*, *ABAQUS/STANDARD*, *ABAQUS/EXPLICIT* e *ABAQUS/CFD*.

O *ABAQUS/CAE* é um produto com um conjunto de ferramenta que fornece um número completo de opções de visualização que permite ao utilizador interpretar e compreender muito melhor os resultados de análises feitas. Para além disso, permite a importação de modelos em formato CAD e a respetiva análise e simulação numa interface gráfica com elevado grau de usabilidade [43].

### 4.3.3 Modelos implementados e Simulações realizadas no estudo da Cavidade Pélvica da Mulher

O modelo de Hill [44] reconheceu que a elasticidade dos tendões afeta a força gerada pelos músculos. Segundo Hill, o músculo-esquelético é constituído por três elementos – dois elementos elásticos (tendões e tecidos conetivos) e um contráctil (complexo actina-miosina). O elemento contráctil assume um comportamento ativo em série com um elemento elástico, e ambos estão em paralelo com o outro elemento elástico. O elemento contráctil, quando está ativo, é responsável pela geração da força muscular.

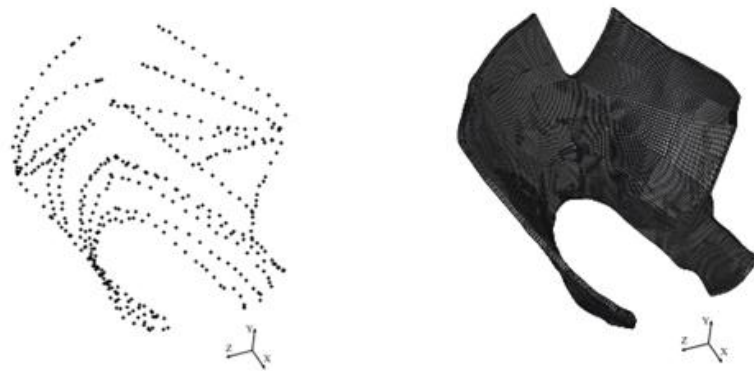
Em 1998, Martins *et al* [45] desenvolveram um modelo numérico do comportamento ativo e passivo do músculo-esquelético para simulações de deformações, no espaço tridimensional. O modelo apresentado é uma generalização do modelo desenvolvido para o tecido cardíaco de Humphrey *et al* [46], mas compatível com um modelo unidimensional da atividade do músculo-esquelética.

Em 2005, d’Aulignac *et al* [47] procederam à simulação do músculo levantador do ânus com base no método dos elementos finitos. Para isso, utilizaram os pontos geométricos obtidos em [34] para modelação do músculo levantador do ânus. A partir do conjunto de pontos, os contornos do músculo foram definidos por interpolação de *spline*. Posteriormente, as curvas de contorno foram projetadas numa superfície NURBS (*Non-uniform rational B-spline*) através do *software Rhino*, obtendo-se o modelo geométrico do músculo levantador do ânus. As características relevantes do modelo são a incompressibilidade dos tecidos e a direção das

fibras musculares. Manteve-se o modelo de Humphrey *et al* [46], e foi introduzido o comportamento ativo do músculo-esquelético. Em *ABAQUS*, aplicaram-se forças e a contração muscular para a simulação do músculo levantador do ânus, onde se assumiu que os nós ligados aos ossos, ligamentos e ao cóccix estavam restritos em translação mas livres na rotação.

Em 2006, Martins *et al* [48] descreveram um modelo de elementos finitos para os músculos esqueléticos que incorpora todas as características dos três elementos típicos descritos no modelo de Hill. O modelo apresentado baseia-se nos estudos já descritos anteriormente, e teve como o objetivo a adaptação bi e tri-dimensional da análise unidimensional de deformação do modelo de Hill. Foram realizadas simulações com este modelo para o músculo levantador do ânus, tal como d'Aulignac *et al* [47] realizaram, mas este foi sujeito a uma pressão interna e estimulação neurológica. Em 2009 [49], o mesmo modelo foi simulado para avaliar a influência das propriedades mecânicas do material no comportamento biomecânico do pavimento pélvico durante o parto.

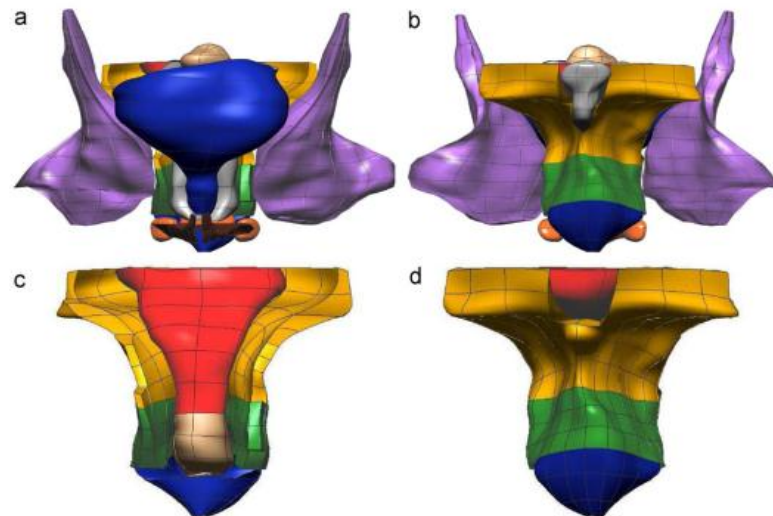
Parente *et al* [4] estudaram a deformação do pavimento pélvico da mulher. Obtiveram-se as superfícies NURBS, tal como fizeram d'Aulignac *et al* [47]. O modelo obtido inclui elementos do tipo casca e uma malha tri-dimensional com elementos hexaedros de 8 nós. Procederam à simulação da passagem do feto pela vagina, e para isso, além das malhas do feto e das estruturas esqueléticas, adicionaram novas malhas: uma que representa a ligações entre os músculos do pavimento pélvico e o cóccix, e outra que representa estruturas do tecido conjuntivo. Através do modelo, conclui-se que é perceptível que as ocorrências obstétricas podem influenciar a disfunção no músculo levantador do ânus (Figura 13).



**Figura 13** - Conjunto de pontos obtidos em Janda *et al* [34] (direita); Malha de elementos finitos obtido em Parente *et al* (esquerda).

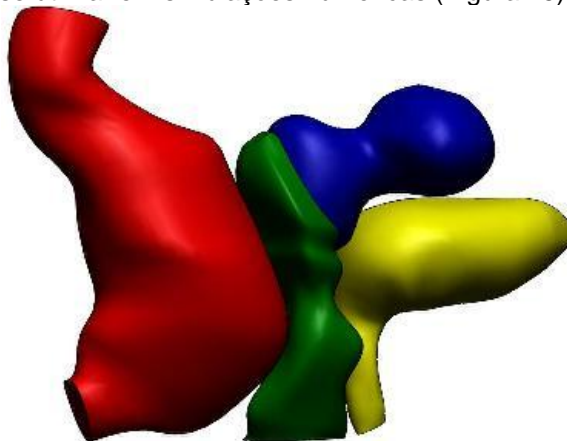
Noakes *et al* [50], 2008, utilizaram um modelo anatomicamente realístico do pavimento pélvico e das estruturas relacionadas com o canal anal para avaliar a mecânica da continência fecal. Os dados para construção do modelo geométrico foram obtidos através de imagens de ressonância magnética de uma mulher de 32 anos, saudável e nulípara. O modelo final apresentava as estruturas na Figura 14. As simulações realizadas foram feitas aplicando uma deformação associada à manobra de Valsalva, e os deslocamentos obtidos para o músculo

levantador do ânus foram comparados com os obtidos através de ressonância magnética dinâmica.



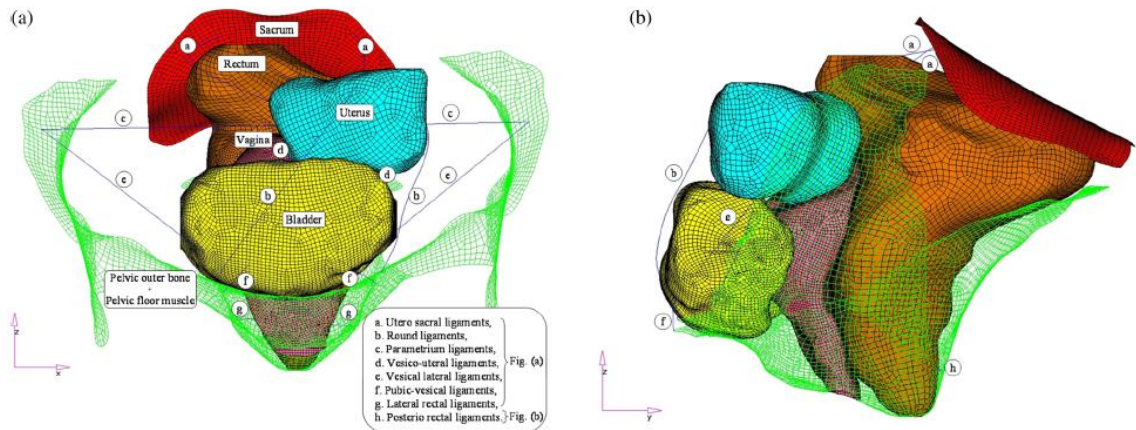
**Figura 14** – Modelo obtido segundo Noakes *et al* [50].

Em 2009, Arteiro *et al* [51] obteve um modelo 3D dos diferentes órgãos da cavidade abdominal feminina para se utilizar em simulações numéricas (Figura 15).



**Figura 15** – Modelo 3D dos órgãos da cavidade pélvica feminina construídos em [51].

No início de 2010, Venugopala Rao *et al* [52] procederam à elaboração de um modelo tridimensional da cavidade pélvica feminina, composto pelas vísceras pélvicas e por alguns ligamentos. O modelo tridimensional foi utilizado para a construção das malhas de simulação (Figura 16). A simulação correu de acordo com as condições fronteiras e contactos definidos no trabalho e por aplicou-se uma pressão uniforme pela superfície superior dos órgãos pélvicos. Os resultados, para uma pressão de 2,5MPa, incluíram um valor máximo de deformação para os ligamentos entre os 0,2 e os 0,5MPa.



**Figura 16** – Modelo de elementos finitos da cavidade pélvica feminina ( a – vista anterior; b- vista laterar) [52].

Em 2011, Roza *et al* [53] procederam à análise da contração do músculo puborrectal e pubococcígeo com base num modelo de elementos finitos obtido através de imagens de ressonância magnética. As condições de simulação incluíam uma pressão abdominal e restrições de movimentos nas regiões de articulação com o cóccix, arco tendíneo e fásia do obturador.



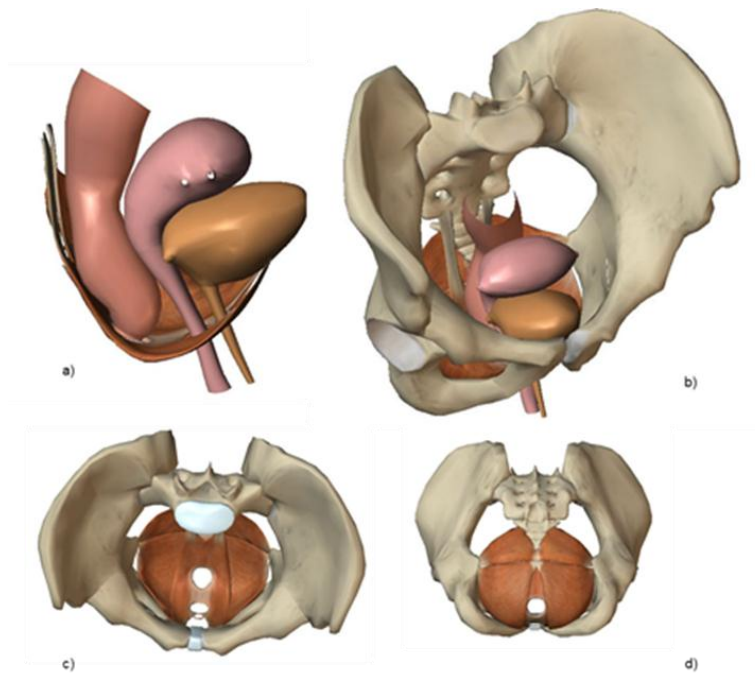
## Capítulo 5

# Simulação da Biomecânica da Cavidade Pélvica

### 5.1 Construção do modelo tridimensional da cavidade pélvica da mulher

O modelo tridimensional desenvolvido resultou da modificação do modelo tridimensional realizado por Arteiro *et al* [51]. A estrutura óssea fornecida foi redimensionada para que tivesse o tamanho adequado da pélvis feminina, mantendo-se a mesma geometria da bexiga. As restantes alterações permitiram obter um modelo que se ajustasse, o mais possível, às dimensões e relações anatómicas entre as estruturas da cavidade pélvica, já definidas na bibliografia. Para além disso, para um estudo mais detalhado, o pavimento pélvico foi substituído pelas principais estruturas de suporte que lhe são constituintes – músculos, fáscia e ligamentos.

O desenho geométrico da vagina, útero, reto e do músculo levantador do ânus baseou-se no VisibleBody 3D Human Anatomy. Esta ferramenta contém modelos 3D altamente precisos e sofisticados dos sistemas anatómicos, incluindo o sistema reprodutivo (Figura 17).



**Figura 17** – Representações esquemáticas presentes no *VisibleBody*. a) Vista lateral das vísceras pélvicas e músculo levantador do ânus; b) Estrutura óssea, muscular e vísceras pélvicas; c) e d) vista superior e posterioinferior do músculo levantador do ânus.

### 5.1.1 Vísceras Pélvicas

A geometria da vagina, útero e reto foi refeita através da utilização de um *software* de CAD, *SolidWorks*. Na Tabela 5, estão apresentadas as que são definidas na bibliografia.

**Tabela 5** – Valores de comprimentos, largura e espessura das vísceras pélvicas presentes em [54, 55] e no modelo tridimensional construído.

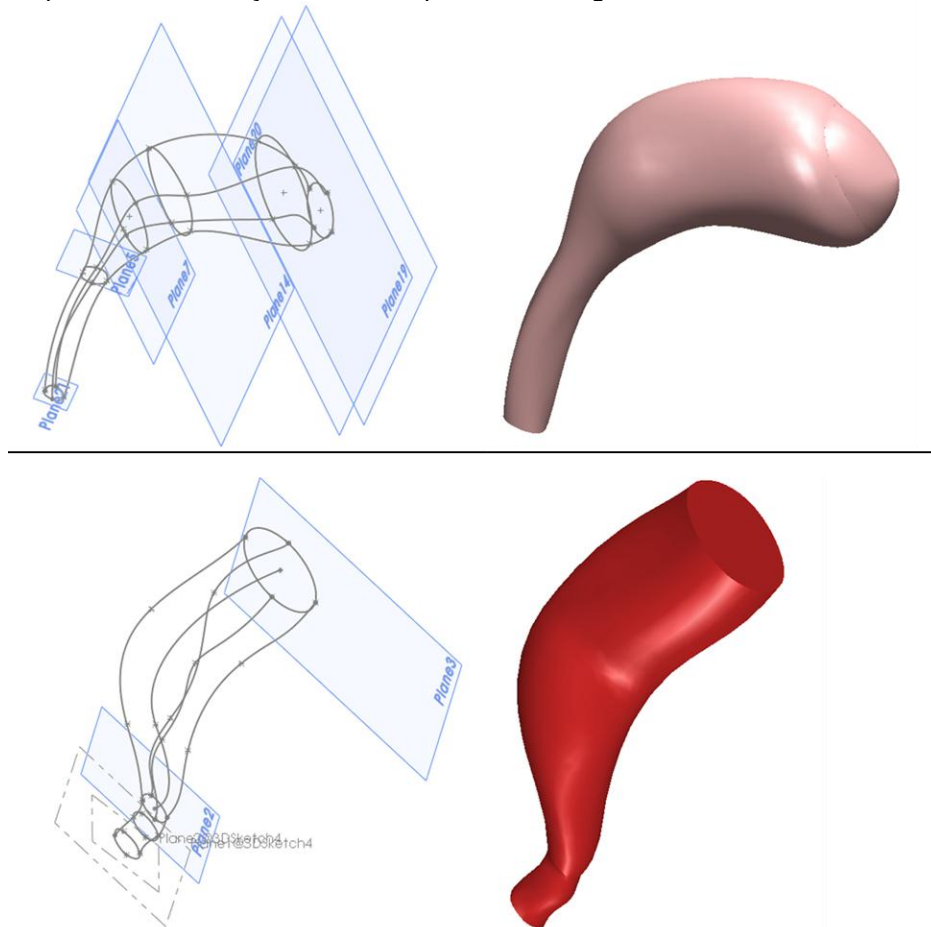
| <b>Dimensões (mm)</b> | <b>Comprimento</b> | <b>Largura</b> | <b>Espessura</b> |
|-----------------------|--------------------|----------------|------------------|
| <b>Uretra</b>         | 30 a 40            |                |                  |
| <b>Bexiga</b>         |                    | 25 a 50        | 3 a 5            |
| <b>Vagina</b>         | 101                | ~20            |                  |
| <b>Útero (colo)</b>   | ~30                | ~25            | 2 a 3            |
| <b>Útero (corpo)</b>  | ~70 a 80-          | ~40            |                  |
| <b>Ânus</b>           | -                  | 12 a 35        |                  |
| <b>Reto</b>           | 100 a 150          | 150 a 350      | -                |

O *SolidWorks* dispõe de diferentes ferramentas para a construção de superfícies. A definição destas baseou-se sempre na mesma metodologia:

- Criação de um conjunto de planos de trabalho;

- Desenho de *splines*, nos ou entre planos. As *splines* são curvas com pontos de controlo para definição da curvatura e, permitem, a criação de secções das estruturas de acordo com as dimensões tabeladas e as imagens presentes no *VisibleBody*;
- Construção das superfícies, com as entidades desenhadas, através da ferramenta *Loft*: cria superfícies entre as múltiplas secções existentes, com a curvatura dada pelas *splines* desenhadas entre os planos.

A Figura 18 representa o processo desenvolvido tanto para a vagina/útero como para o reto. No entanto, para obtenção da estrutura retal também se utilizou a ferramenta *Sweep*, que cria uma superfície de revolução entre dois planos, ao longo de uma curva central.



**Figura 18** – Construção dos modelos tridimensionais da vagina/útero (cima) e do reto (baixo). As imagens da esquerda representam as diferentes secções desenhadas, com as *splines* e a definição dos planos.

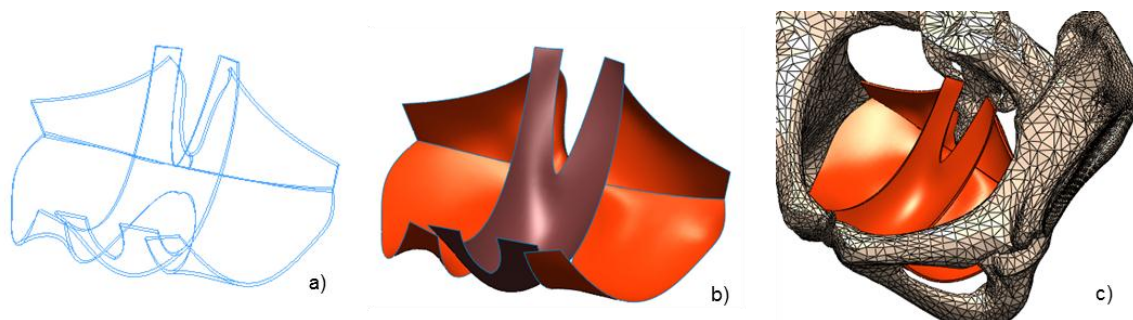
### 5.1.2 Músculo levantador do ânus

No modelo tridimensional incluiu-se a principal estrutura muscular existente no pavimento pélvico, o músculo levantador do ânus. Procedeu-se ao desenho dos três constituintes musculares com a preocupação de ajuste correto à estrutura óssea através dos locais de fixação (Tabela 6).

**Tabela 6** – Estruturas musculares e os respetivos locais de fixação [2].

| <b>Músculo</b>      | <b>Locais de fixação</b>             |
|---------------------|--------------------------------------|
| <b>Puboretal</b>    | Símfise Púbica                       |
|                     | Cóccix                               |
| <b>Pubococcígeo</b> | Símfise Púbica                       |
|                     | Cóccix                               |
| <b>Iliococcígeo</b> | Arco Tendíneo                        |
|                     | Espinhas isquiáticas e arco tendíneo |
|                     | Cóccix e Sacro                       |

As superfícies musculares obtiveram-se através do desenho de um conjunto de *splines* para formar uma secção fechada. A superfície forma-se pelo preenchimento da secção fechada (Figura 19).

**Figura 19** – Representação das secções (a) definidas para a construção das superfícies musculares (b), e o respetivo ajuste à estrutura óssea (c).

### 5.1.3 Ligamentos e arco tendíneo

Os ligamentos pélvicos são componentes que, também, suportam os órgãos pélvicos. Para além disso, outra estrutura ligamentosa é o arco tendíneo, que atua como uma superfície de fixação, sustentando os músculos e fáscia endopélvica.

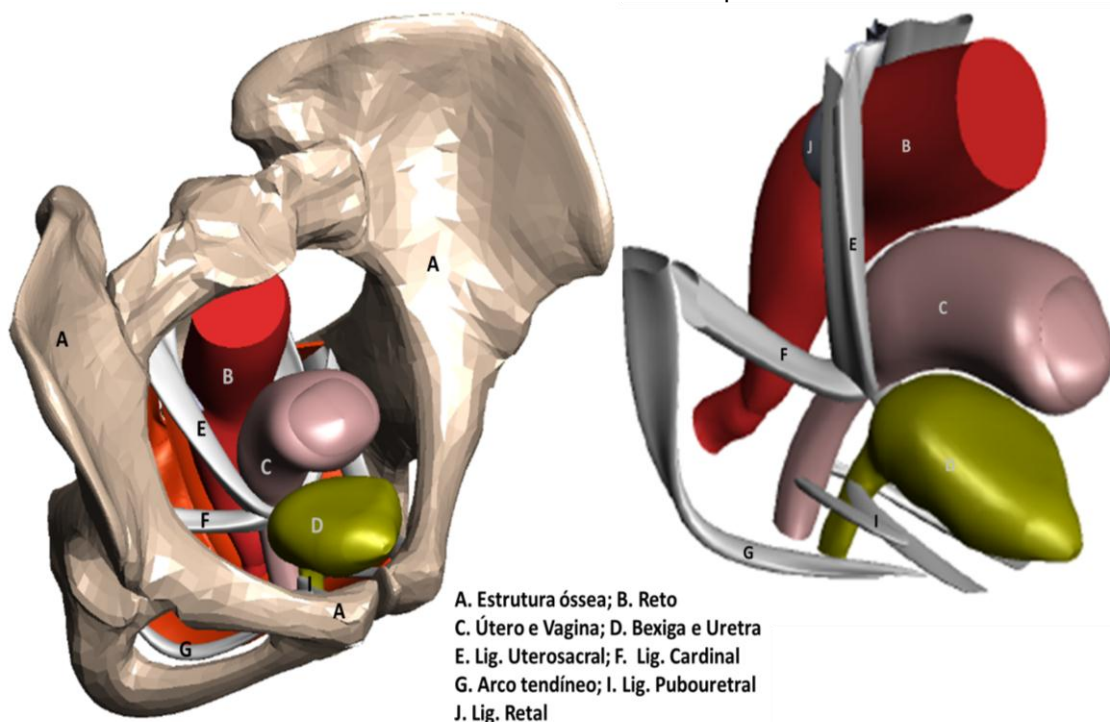
Com base na informação indicada no ponto 2.3, os ligamentos escolhidos para o modelo estão apresentados na Tabela 7.

**Tabela 7** – Os ligamentos utilizados no modelo da cavidade pélvica, com as respetivas relações anatómicas e características dimensionais [11, 17, 56, 57].

| <b>Ligamentos</b>  | <b>Locais de inserção</b>       | <b>Estruturas suportadas</b> | <b>Dimensões</b>  |
|--------------------|---------------------------------|------------------------------|---|
| <b>Uterosacral</b> | Do colo uterino até ao sacro    | Útero e vagina               | ~ 2-3 cm de largura; ~ 5,5 cm de comprimento; ~ 0,5-2 cm de espessura |
| <b>Cardinal</b>    | Do colo uterino até às espinhas |                              | Forma um complexo com o ligamento uterosacral, por isso,              |

|   |  |  |   |
|---|--|--|---|
|   | isquiáticas  |  | as dimensões são semelhantes.   |
| <b>Pubouretral<br/>(Ligamento com<br/>duas<br/>ramificações,<br/>uretral e<br/>vaginal)</b> | Uretral – Da púbis e<br>localizada na uretra<br>médica (um pouco<br>inferior ao colo<br>vesical) | Uretra   | ~ 0,5-0,7 cm de largura; ~ 0,3-<br>0,4 cm de espessura; ~ 2 cm<br>(ramificação uretral) e 3-4 cm<br>(ramificação vaginal) de<br>comprimento |
|   | Vaginal – Da púbis<br>até à vagina<br>posteriolateral  | Vagina   |   |
| <b>Retal<br/>posteriolateral</b>  | Da parede<br>posteriolateral até ao<br>sacro   | Reto   |   |
| <b>Arco tendíneo</b>  | Da púbis até às<br>espinhas isquiáticas,<br>fazendo um arco em<br>torno do ílio                  | Músculo<br>Iliococígeo e<br>fáscia endopélvica | ~ 7,5 a 9,5 cm de comprimento   |

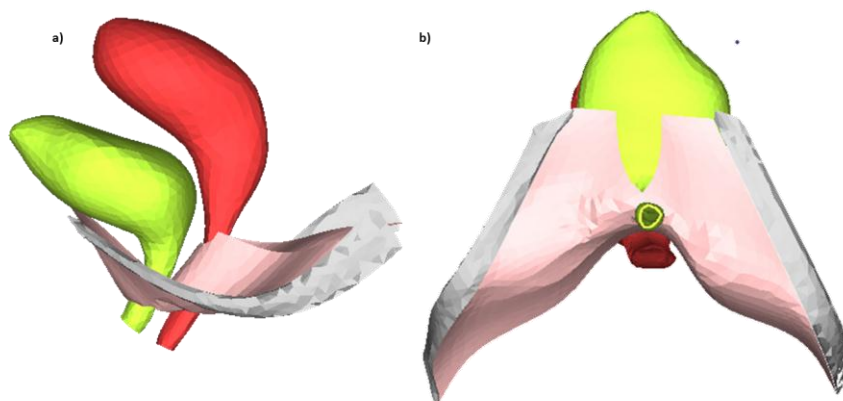
A metodologia de criação das superfícies é igual à executada no ponto 6.1.1. Na Figura 20 observa-se o modelo com as estruturas construídas até este ponto.



**Figura 20** – Representação do modelo tridimensional construído em *SolidWorks*, com o arco tendíneo, ligamentos e órgãos pélvicos.

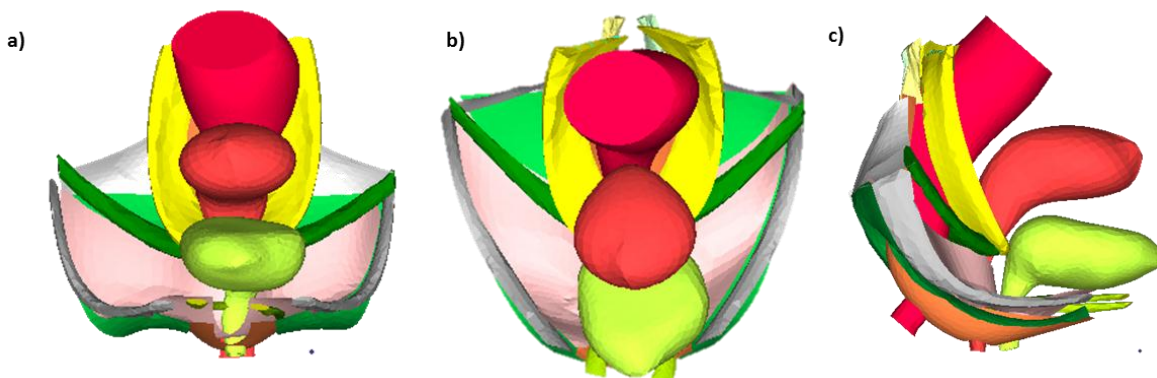
### 5.1.4 Fásia endopélvica – Porção pubocervical

A fásia endopélvica está presente em quase todo o pavimento pélvico proporcionando sustentação às estruturas. Para obtenção desta superfície utilizou-se as ferramentas de CAD disponibilizadas pelo software *FEMAP* (Figura 21). A fásia pubocervical sustenta e envolve a uretra, fixando-se, lateralmente, ao arco tendíneo e, posteriormente, ao anel cervical ao nível das espinhas isquiáticas.



**Figura 21** – Representação tridimensional da fásia pubocervical. ( a- vista lateral ; b – vista inferior).

Por último, na Figura 22 está presente o modelo final da cavidade pélvica feminina.



**Figura 22** - Representação tridimensional da cavidade pélvica feminina. ( a- vista anterior ; b – vista superior; c- vista lateral).

## 5.2 Construção da malha de elementos finitos do modelo tridimensional

A aplicação do método dos elementos finitos em simulações mecânicas, exige que o modelo tridimensional desenvolvido seja convertido para uma malha, com elementos e nós. As malhas foram obtidas no *FEMAP*, que disponibiliza diversas ferramentas de geração automática de malhas e, caso necessário, de refinamento. Para além disso, visto que o modelo anterior é apenas constituído por superfícies, a construção das malhas possibilita a obtenção de estruturas sólidas ou a atribuição de espessura.

### 5.2.1 Ligamentos pélvicos e arco tendíneo

O *FEMAP* permite a obtenção automática de malhas a partir das superfícies por ajuste a uma distância e ângulo definidos pelo utilizador. O grau de refinamento das malhas foi definido de forma a que as estruturas que têm uma maior interação com os órgãos, para sustentação ou suporte, tivessem uma malha mais aperfeiçoada, ou seja, com uma menor distância entre nós e um maior número de elementos.

Os ligamentos pélvicos e o arco tendíneo foram as superfícies convertidas para sólidos. Para isso, as malhas das superfícies foram geradas automaticamente e as extremidades foram fechadas por criação de nós e elementos, manualmente. Depois, a partir de uma opção designada por *Solid from Elements*, obtém-se estruturas sólidas constituídas por elementos não planares. Na Tabela 8 estão presentes as características das malhas obtidas para os sólidos.

**Tabela 8** - Características das malhas geradas através da ferramenta *Solid from Elements*.

| <i>Malha</i>                    | <i>Nº de nós</i> | <i>Nº de elementos</i> | <i>Distância média entre nós</i> | <i>Tipo de elementos</i> |
|---------------------------------|------------------|------------------------|----------------------------------|--------------------------|
| <b>Ligamentos pélvicos</b>      |                  |                        |                                  |                          |
| R/L Pubouretral                 | 492/503          | 1369/1385              |                                  |                          |
| Complexo uterosacral e cardinal | 2176/2238        | 8167/8555              | 1,00 ~ 2,00 mm                   | C3D4                     |
| Retal posterior/anterior        | 250/248          | 749/743                |                                  |                          |
| <b>Arco tendíneo</b>            | 1023/1029        | 3441/3448              | 1,00 ~ 2,00 mm                   | C3D4                     |

### 5.2.2 Vísceras Pélvicas, músculo levantador do ânus e fáscia pubocervical

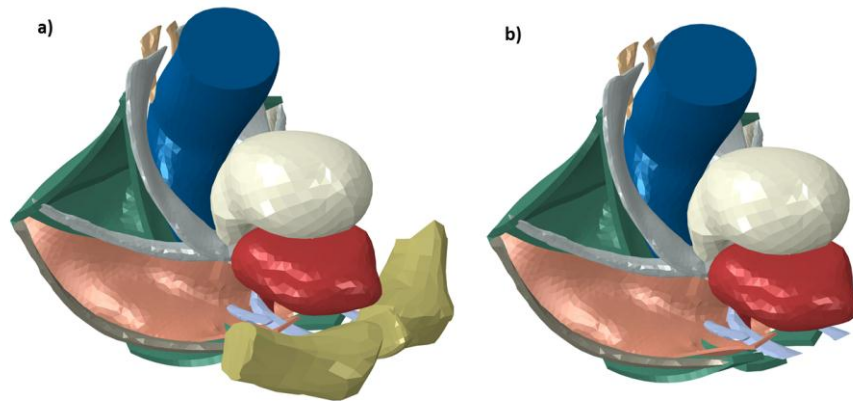
A uretra/bexiga, vagina/útero, reto, músculo levantador do ânus e fáscia pubocervical são estruturas caracterizadas pela sua espessura. Para isso, obteve-se as malhas nas superfícies através do *FEMAP* e procedeu-se à extrusão das mesmas segundo uma direção normal à superfície, para atribuir a espessura. A Tabela 9 apresenta as características das malhas obtidas.

**Tabela 9** - Características das malhas geradas, através de extrusão.

| <i>Malha</i>             | <i>Nº de nós</i> | <i>Nº de elementos</i> | <i>Distância média entre nós</i> | <i>Espessura</i> | <i>Tipo de elementos</i> |
|--------------------------|------------------|------------------------|----------------------------------|------------------|--------------------------|
| <b>Vísceras Pélvicas</b> |                  |                        |                                  |                  |                          |
| Bexiga                   | 1941             | 5796                   | 3,00 ~ 4,00 mm                   | 0,96 mm          | C3D4                     |
| Vagina e                 | 1426             | 1411                   |                                  | 2,10 mm          |                          |

|                                   |      |      |                |           |      |
|-----------------------------------|------|------|----------------|-----------|------|
| Útero                             |      |      |                |           |      |
| Reto                              | 2780 | 2739 |                | 1,68 mm   |      |
| <b>Músculo Levantador do ânus</b> |      |      |                |           |      |
| Puborectal                        | 3012 | 2760 |                |           |      |
| Pubococcígeo                      | 1282 | 1136 | 3,00 ~ 4,00 mm | 3,00 mm   | C3D6 |
| Iliococcígeo                      | 2982 | 2737 |                |           |      |
| <b>Fáscia endopélvica</b>         |      |      |                |           |      |
| Fáscia pubocervical               | 2372 | 2142 | 1,00 ~ 2,00 mm | < 1,00 mm | C3D6 |

Finalmente ajustaram-se, especialmente, os nós e elementos para tornar o modelo o mais preciso possível e parte do osso púbico foi adicionado para poder ser incluído nas simulações (Figura 23).



**Figura 23** – Modelo tridimensional final da cavidade pélvica feminina (com (a) e sem (b) o osso púbico).

## 5.3 Simulação do modelo tridimensional

Os processos de modelação matemática para a simulação do comportamento das estruturas pélvicas têm sido alvo de uma diversidade de estudos (Capítulo 5), com diversos casos possíveis para as condições de simulação. As simulações foram geradas através do *ABAQUS*.

### 5.3.1 Condições Fronteira

A correta implementação das condições fronteira numa simulação é um passo importante para a resolução de métodos numéricos em problemas que envolvem grandes esforços de materiais com um comportamento não linear.

As condições fronteira impostas ao modelo da cavidade pélvica foram definidas para os nós correspondentes aos locais de inserção na estrutura óssea, ou seja, no músculo levantador do ânus e nos ligamentos pélvicos. Para além disso, a parte do osso púbico presente no modelo

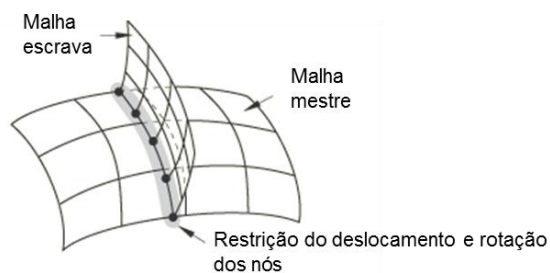
também foi condicionada. As condições fronteira nestes nós foram igualmente definidas:  $U_x=U_y=U_z=0$  e  $R_x=R_y=R_z=0$ , em que  $U_i$  representa o deslocamento do nó segundo a direção  $i$  e  $R_j$  representação a rotação do nó segundo  $j$ . Estas condições determinam a restrição dos nós tanto na translação como na rotação.

### 5.3.2 Contactos e Restrições (*ties*)

As estruturas presentes na cavidade pélvica interagem entre si para sustentação e suporte. No modelo, estas interações foram definidas por modelação de contactos ou restrições (designadas por *ties* em ambiente *ABAQUS*).

#### Restrições

As restrições, ou *ties*, são definidas de modo a garantir que se forme um contacto permanente, durante a análise, entre um par de superfícies. Consiste na procura para cada nó de uma superfície “escrava” (*slave*) do nó mais próximo de uma superfície “mestre” (*master*), restringindo os graus de liberdade de translação e/ou rotação. É necessário escolher qual a superfície “escrava” e a “mestre” e, geralmente, a superfície “escrava” deve ser aquela que possui menor rigidez ou uma malha mais refinada [58]. O esquema representado na Figura 24 apresenta o que a função \*TIE, no *ABAQUS*, executa com as malhas.



**Figura 24** – Representação esquemática da restrição de nós entre duas superfícies (Adaptado de [58]).

Na Tabela 10 estão indicadas todos os *ties* definidos no modelo.

**Tabela 10** – Superfícies “escrava” e “mestre” envolvidas nas condições de restrição da simulação.

| Superfície “escrava”                         | Superfície “mestre”   | Tipo de restrição           |
|--|-----------------------|-----------------------------|
| M. Iliococígeo<br>Fáscia pubocervical        | <b>Arco Tendíneo</b>  | <b>Translação e Rotação</b> |
| M. Puborretal                                | <b>M. Iliococígeo</b> | <b>Translação e Rotação</b> |
| M. Puborretal<br>M. Iliococígeo              | <b>M. Pubococígeo</b> | <b>Translação e Rotação</b> |
| Canal vaginal<br>Canal Anal<br>Canal uretral | <b>M. Puborretal</b>  | <b>Translação e Rotação</b> |

|                                 |        |                      |
|---------------------------------|--------|----------------------|
| Porção posterior do reto        |        |                      |
| Complexo uterosacral e cardinal | Útero  | Translação           |
| Lig. pubouretral                |        |                      |
| Fáscia pubocervical             |        | Translação e Rotação |
| Lig. pubouretral                | Bexiga | Translação           |
| Fáscia pubocervical             |        |                      |
| Lig. Retal lateroposterior      | Reto   | Translação           |
| M. Puborretal                   |        |                      |
|                                 |        | Translação e Rotação |

### Contactos

A existência de uma pressão pode fazer com que estruturas que, inicialmente estão desconectadas, entrem em contacto durante a simulação e, por isso, é necessário modelar possíveis contactos para evitar a penetração inadequada entre as superfícies. Tal como foi feito para as restrições, a definição de este tipo de interação exige que se forneça informação sobre a relação entre as superfícies, indicando a superfície “mestre” e a superfície “escrava”, seguindo os mesmos critérios (Tabela 11). Por último, o contacto entre superfícies exige a definição da tipologia.

O ABAQUS possui diferentes tipos de interação, mas tendo em conta as forças envolvidas escolheu-se um tipo de interação sem atrito (coeficiente de atrito é nulo), para permitir que as superfícies deslizassem entre elas. O deslize das superfícies pode ser definido em *finite sliding* ou *small sliding*. O primeiro permite uma amplitude de deslize e rotação dos nós envolvidos que pode aumentar e crescer durante o processo de interação e, por isso, tem um maior custo computacional. No *small sliding*, os nós de contacto deslizam num espaço mais pequeno e fixo, mas a rotação arbitrária é permitida [58]. Dado o custo computacional e a complexidade de convergência do *finite sliding*, o *small sliding* é o parâmetro mais adequado para a simulação.

**Tabela 11** - Superfícies “escrava” e “mestre” escolhidas para definição de contacto.

| Superfície “escrava”               | Superfície “mestre”              |
|------------------------------------|----------------------------------|
| Osso púbico<br>Fáscia pubocervical | Porção anterior da<br>bexiga     |
| Porção posterior da bexiga         | Porção anterior do<br>útero      |
| Porção anterior do reto            | Porção posterior do<br>útero     |
| Fáscia pubocervical                | M. Iliococcígeo<br>M. Puborretal |

### 5.3.3 A pressão intra-abdominal

As variações bruscas da pressão intra-abdominal que possam ocorrer em situações do dia-a-dia podem estar relacionadas com a danificação das estruturas de suporte da cavidade pélvica.

A pressão foi aplicada uniformemente por todas as estruturas que tinham uma superfície superiormente exposta. Assim, a pressão foi aplicada nas porções superiores do músculo iliococígeo e puborretal, fáscia pubocervical e bexiga, útero e reto.

A cada manobra do dia-a-dia está associada uma determinada pressão intra-abdominal e, atualmente, pouco se sabe da dinâmica das estruturas nas diferentes condições (Tabela 12).

**Tabela 12** – Pressão intra-abdominal associada a uma dada manobra [59].

| <b>Manobra</b>    | <b>Pressão</b> |            |
|-------------------|----------------|------------|
|                   | <b>mm Hg</b>   | <b>MPa</b> |
| Deitado (repouso) | 1,8            | 0,00024    |
| Sentado           | 16,7           | 0,00223    |
| De pé             | 20,0           | 0,00267    |
| Valsalva          | 39,7           | 0,00529    |
| Valsalva (de pé)  | 64,9           | 0,00865    |
| Tosse             | 81,4           | 0,01085    |
| Tosse (de pé)     | 107,6          | 0,01435    |
| Salto             | 171,0          | 0,02280    |

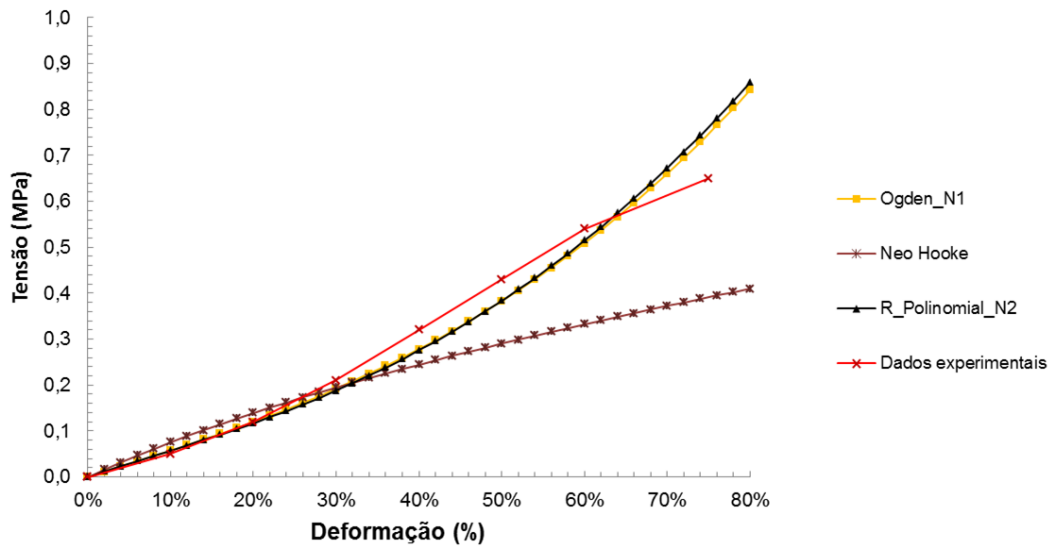
## 5.4 Modelação das propriedades mecânicas dos materiais

Antes de qualquer simulação numérica do modelo da cavidade pélvica é necessário que o comportamento dos materiais envolvidos seja modelado da forma mais adequada. No ponto 4.2, estão presentes diferentes trabalhos que identificam que grande parte dos tecidos vivos assume um comportamento hiperelástico, apresentando alguns dados experimentais que, permitem a determinação de parâmetros dos modelos constitutivos. Neste capítulo, descrevem-se os modelos constitutivos hiperelásticos utilizados na modelação de cada material. Estes modelos são descritos através de uma função de potencial de energia ( $W$ ), que define a energia elástica armazenada no material que provém do trabalho necessário para deforma-lo, ou seja, é uma função de energia de deformação.

Para uma correta modelação de material, recorreu-se a uma ferramenta de avaliação do comportamento dos materiais, presente no *ABAQUS*, onde se analisa a estabilidade do material, quando submetido a testes uniaxiais, para os diferentes modelos constitutivos.

### Bexiga e uretra

A Figura 25 representa a curva de tensão/deformação obtida através dos dados experimentais apresentados em [38], para diferentes modelos constitutivos. Os modelos apresentados foram os únicos em que se conseguiu a estabilidade do material durante o teste uniaxial.



**Figura 25** - Representação gráfica das curvas de tensão-deformação de um teste uniaxial, para diferentes situações de modelação do material correspondente à bexiga.

Assim, o modelo aplicado foi a função de energia de deformação proposta por Ogden [60] para materiais isotrópicos. A função de energia de deformação proposta pode ser descrita como:

$$W = \sum_{k=1}^N \frac{\mu_k}{\alpha_k} (\lambda_1^{\alpha_k} + \lambda_2^{\alpha_k} + \lambda_3^{\alpha_k} - 3) \quad (5.1)$$

Posteriormente, ajustada, com uma função de penalização [58],

$$W = \sum_{k=1}^N \frac{\mu_k}{\alpha_k} (\lambda_1^{\alpha_k} + \lambda_2^{\alpha_k} + \lambda_3^{\alpha_k} - 3) + \sum_{k=1}^N \frac{1}{D_k} (J_{el} - 1)^{2k} \quad (5.2)$$

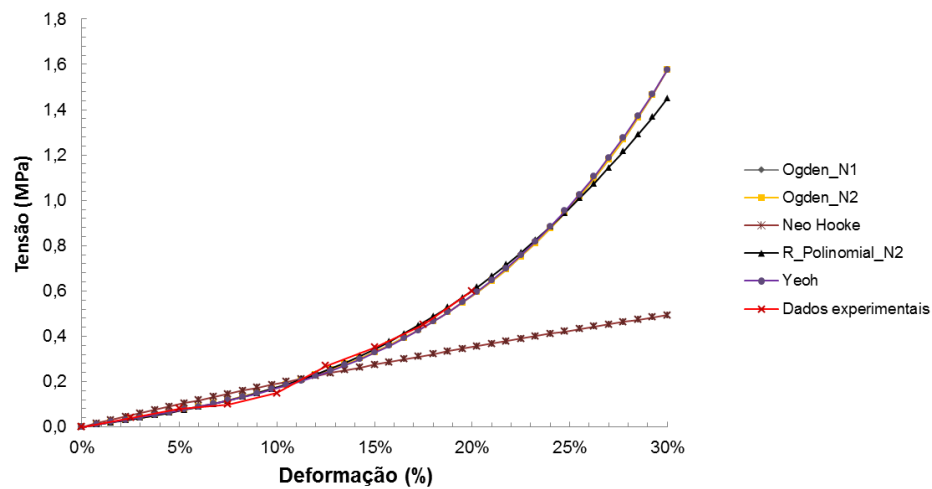
Onde  $\lambda_k$  são as tensões principais e  $\mu_k$  e  $\alpha_k$  são constantes do material e  $N$  é o número de termos da função. A segunda equação contém a função de penalização, em que  $J_{el}$  representa a razão entre volume deformado e não deformado e  $D_k$  é uma medida de compressibilidade do material, em que a nulidade representa incompressibilidade. Na maioria dos tecidos vivos, a deformação não é acompanhada de apreciáveis alterações de volume, e por isso, considera-se que estes são incompressíveis. Na Tabela 13, apresentam-se as constantes obtidas para o modelo de Ogden. No modelo 3D implementado, a uretra e a bexiga formam uma só estrutura e por isso as propriedades foram igualmente definidas.

**Tabela 13** - Constantes do modelo de Ogden (N=1) obtidas através dos dados experimentais para o material da bexiga e uretra.

| K | $\alpha_k$ | $\mu_k$ | $D_k$ |
|---|------------|---------|-------|
| 1 | 0,19       | 5,14    | 0,00  |

### Reto

A partir dos dados gráficos presentes no trabalho desenvolvido por [39], foi possível obter o comportamento do material do reto para os diferentes modelos. Na Figura 26 apresentam-se as curvas dos modelos em que se conseguiu atingir estabilidade.



**Figura 26** – Representação gráfica das curvas de tensão-deformação de um teste uniaxial, para diferentes situações de modelação do material retal.

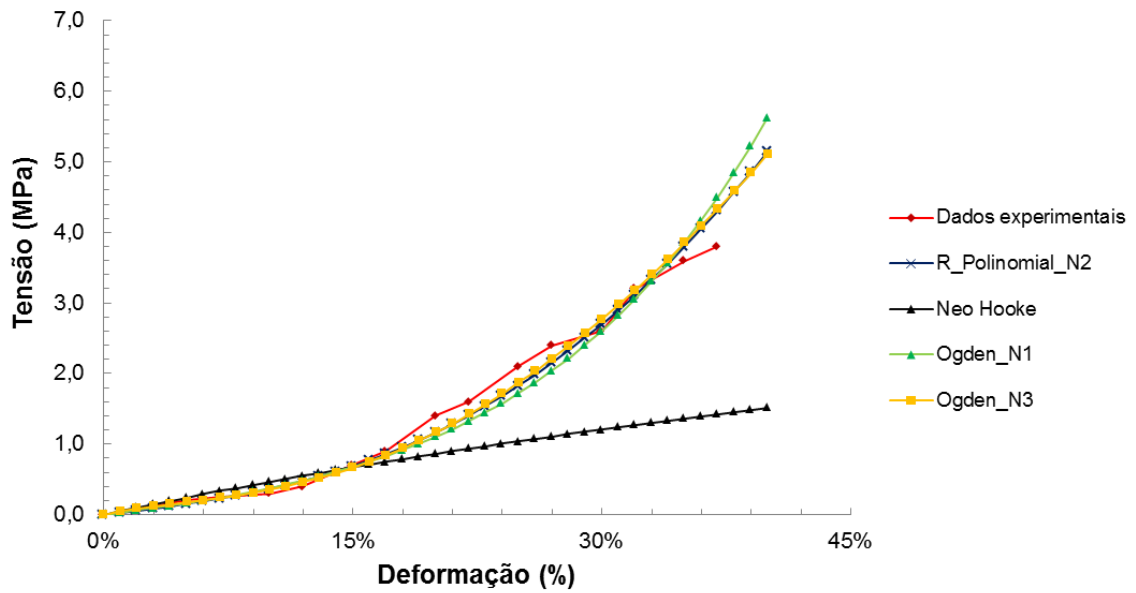
O modelo constitutivo implementado foi o de Ogden e as constantes tomam os valores inseridos na Tabela 14.

**Tabela 14** – Constantes do modelo de Ogden (N=2) obtidas através dos dados experimentais para o material do reto.

| K | $\alpha_k$ | $\mu_k$ | $D_k$ |
|---|------------|---------|-------|
| 1 | 4,25       | 13,24   | 0,00  |
| 2 | -3,83      | 13,24   | 0,00  |

### Vagina e Útero

A modelação das propriedades mecânicas da vagina e útero foi feita através do modelo de Ogden (N=3), que, segundo a Figura 27, é o modelo em que os dados mais se aproximam dos obtidos experimentalmente em [39].



**Figura 27** – Representação gráfica das curvas de tensão-deformação de um teste uniaxial, para diferentes situações de modelação do material correspondente à vagina e útero.

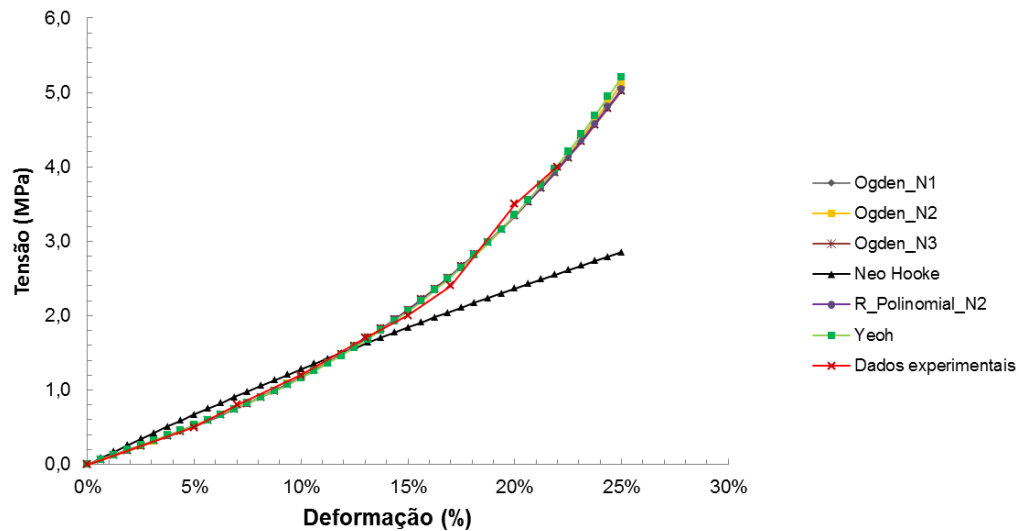
A Tabela 15 mostra os parâmetros obtidos para o tipo de modelação implementada. No modelo tridimensional construído, a vagina e o útero formam um complexo e, por isso, admitiu-se que as propriedades das estruturas eram iguais.

**Tabela 15** - Constantes do modelo de Ogden (N=3) obtidas através dos dados experimentais para o material da vagina e útero.

| $K$ | $\alpha_k$ | $\mu_k$ | $D_k$ |
|-----|------------|---------|-------|
| 1   | -3,41      | -92,24  | 0,00  |
| 2   | -0,66      | 39,29   | 0,00  |
| 3   | -6,48      | 54,68   | 0,00  |

### Ligamentos pélvicos

A modelação dos ligamentos também seguiu o modelo de Ogden, para N=1, de acordo com o comportamento apresentado na Figura 28. Os dados experimentais correspondem aqueles presentes em [40].



**Figura 28** – Representação gráfica das curvas de tensão-deformação de um teste uniaxial, para diferentes situações de modelação do material correspondente aos ligamentos pélvicos.

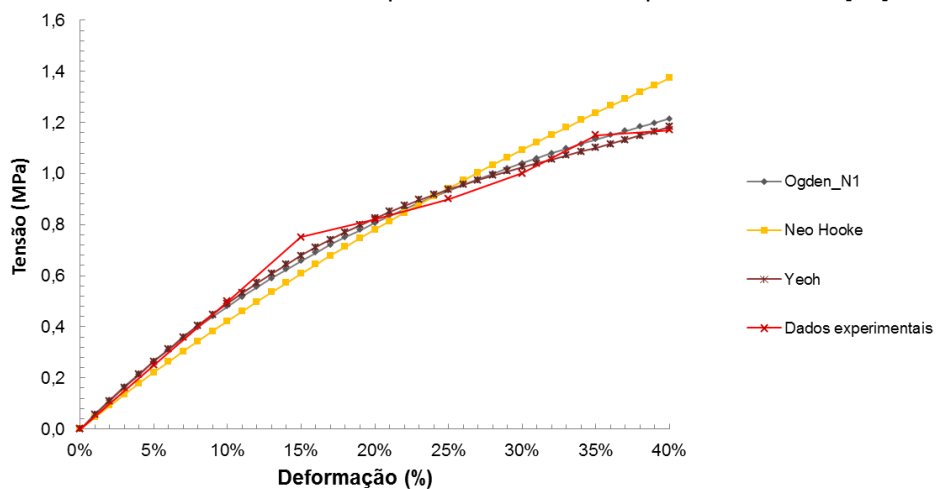
Os valores obtidos em *ABAQUS* para os parâmetros do modelo estão presentes na Tabela 16. Os parâmetros foram aplicados da mesma forma a todos os conjuntos ligamentosos presentes no modelo 3D.

**Tabela 16** - Constantes do modelo de Ogden (N=1) obtidas através dos dados experimentais para o material dos ligamentos.

| K | $\alpha_k$ | $\mu_k$ | $D_k$ |
|---|------------|---------|-------|
| 1 | 10,85      | 3,17    | 0,00  |

### Fáscia pubocervical

As propriedades da fáscia pubocervical são ainda pouco conhecidas graças à carência de estudos nesta área. No entanto, existem estudos para fáscia localizada noutras regiões anatómicas. Por isso, foi definido que a fáscia pubocervical tivesse propriedades idênticas à fáscia abdominal, obtidas num estudo experimental, em 2001, por Kirilova *et al* [61].



**Figura 29** – Representação gráfica das curvas de tensão-deformação de um teste uniaxial, para diferentes situações de modelação do material da fáscia pubocervical.

A biblioteca do *ABAQUS* possui outros modelos constitutivos para além do Ogden, como por exemplo, os designados modelos polinomiais reduzidos, ou seja, não se baseiam em todas as invariantes de deformação.

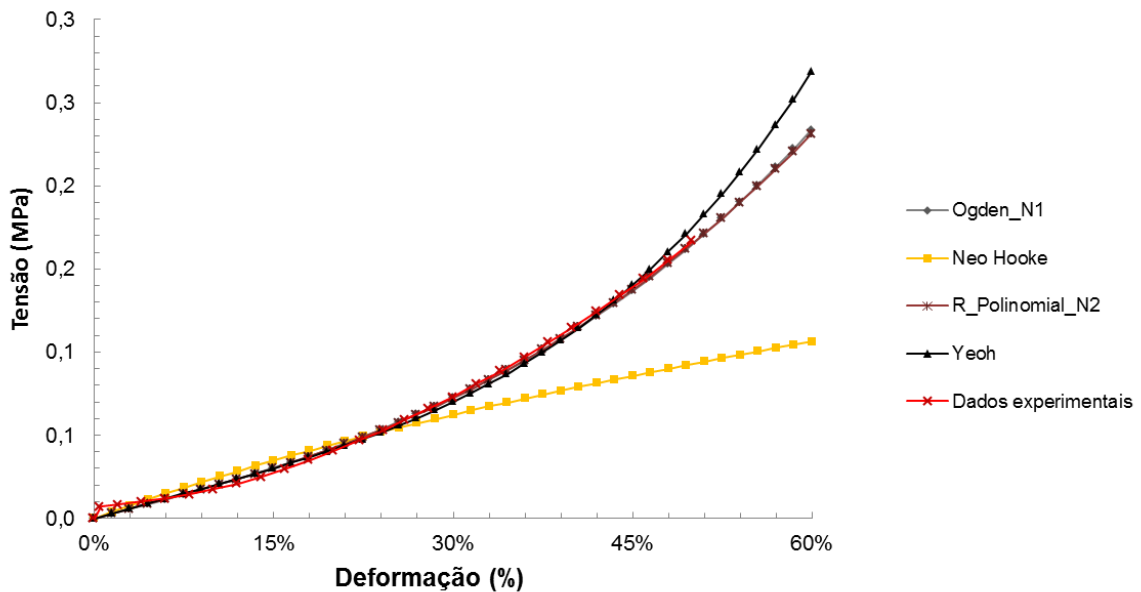
O modelo de Yeoh é um modelo polinomial reduzido que apenas se baseia na primeira invariante de deformação ( $I_1$ ), e foi o modelo que melhor se ajustou às grandes deformações. O modelo de Yeoh [58] tem uma função de deformação que pode ser descrita como (5.3):

$$W = \sum_{i=1}^3 C_{i0} (I_1 - 3)^i + \sum_{i=1}^3 \frac{1}{D_i} (J_{el} - 1)^{2i} \quad (5.3)$$

Em que  $C_{i0}$  são constantes do material e  $I_1$  é a primeira invariante de deformação. Tipicamente as constantes do material  $C_{10}$  e  $C_{30}$  são positivas enquanto  $C_{20}$  é negativa. Para a fáscia pubocervical,  $C_{10}$  tem um valor de 0,93,  $C_{20}$  de -0,62 e  $C_{30}$  de 0,47.

### Músculo levantador do ânus

Com base nos dados apresentados na Figura 11 por Janda *et al* [36] obtiveram-se as curvas de tensão/deformação para testes uniaxiais, por aplicação de diversos modelos, presentes na Figura 30.



**Figura 30** – Representação gráfica das curvas de tensão-deformação de um teste uniaxial, para diferentes situações de modelação do material do músculo levantador do ânus.

Tal como aconteceu para a fáscia pubocervical, a modelação das propriedades musculares foi feita através do modelo de Yeoh. As constantes do modelo  $C_{10}$ ,  $C_{20}$  e  $C_{30}$  foram, respetivamente, 0,003, 0,002, 0,001. É de referir que esta modelação foi apenas aplicada nas simulações em que não se considerava uma comportamento passivo dos músculos, ou seja, sem contração muscular.

A modelação da contração muscular foi conseguida através de uma subrotina de material. Esta subrotina é definida no *ABAQUS* por *\*User Material*, um ficheiro que recebe informações

para determinar, por exemplo, a tensão correspondente a uma dada deformação e, a partir daí, determinar a matriz de rigidez para esses dados, através de uma lei constitutiva definida. O modelo constitutivo adotado para representar o sistema muscular foi o presente nos estudos em [45] e [49].

Assumindo que a energia de deformação é armazenada isotropicamente no material, a função de deformação é dada por (5.4):

$$W = W_I(I_1^C) + W_{\text{fibras}}(\lambda_f, \alpha) \quad (5.4)$$

Em que  $\lambda_f$  é o alongamento na direção das fibras e  $I_1$  é o primeiro invariante do tensor de *Cauchy-Green*. A energia de deformação representativa das fibras musculares pode ser dividida em duas partes: uma que se refere ao comportamento passivo das fibras e outra que representa o comportamento ativo (5.5).

$$W_{\text{fibras}}(\lambda_f, \alpha) = W_{\text{pass}}(\lambda_f) + W_{\text{act}}(\lambda_f, \alpha) \quad (5.5)$$

Onde  $\alpha$  é o parâmetro de ativação das fibras musculares que varia entre 0 e 1.

A passividade dos músculos é descrita por uma equação constitutiva que representa a energia de deformação passiva armazenada (5.6).

$$W_{\text{passivo}} = A \left\{ \exp \left[ a(\lambda_f - 1)^2 \right] - 1 \right\} \quad (5.6)$$

Por outro lado, a função de deformação, que representa o comportamento ativo e contráctil dos músculos, é descrita por (5.7):

$$W_{\text{activo}} = \alpha \cdot T_0^M \int_1^{\lambda_f} -4(\lambda_f - 1)^2 + 1 \quad (5.7)$$

Em que  $T_0^M$  está relacionado com o pico de tensão muscular e pode variar entre 0,16MPa e 1 MPa, dependendo do tipo de estrutura muscular.

Por último, na Tabela 17 estão presentes os parâmetros das equações constitutivas descritas anteriormente.

**Tabela 17** – Parâmetros do modelo constitutivo utilizado para modelação da contração muscular.

| Parâmetro | Valor                      |
|-----------|----------------------------|
| $T_0^M$   | 0,682 MPa                  |
| c         | 0,0185 N / mm <sup>2</sup> |
| b         | 1,173                      |
| A         | 0,028 N / mm <sup>2</sup>  |
| a         | 0,0625                     |
| D         | 0,0001 mm <sup>2</sup> / N |

Este modelo exige uma prévia determinação da direção das fibras. Isto pode-se obter por aplicação de uma pressão suficiente para originar uma deformação no sistema muscular e averiguação do valor e direção das tensões principais máximas. Verificou-se que as fibras do

músculo iliococcígeo e puborretal apresentam uma orientação posteroanterior e o músculo pubococcígeo possui fibras com orientação superiorinferior.

A obtenção da orientação das fibras e dos parâmetros do modelo constitutivo permitiram a modelação da contração muscular, que se define por uma percentagem de ativação das fibras musculares.

### Osso púbico

Tal como foi referido anteriormente, uma das condições fronteira da modelação aplica-se ao osso púbico. Apesar de estar fixo, há necessidade de lhe atribuir um comportamento mecânico. De acordo com Daltra *et al* [62], a púbis, como um osso pélvico trabecular, assume um comportamento linear, com um valor de módulo de Young de 100 MPa e um coeficiente de Poisson de 0,2.

## **5.5 Resultados e Discussão**

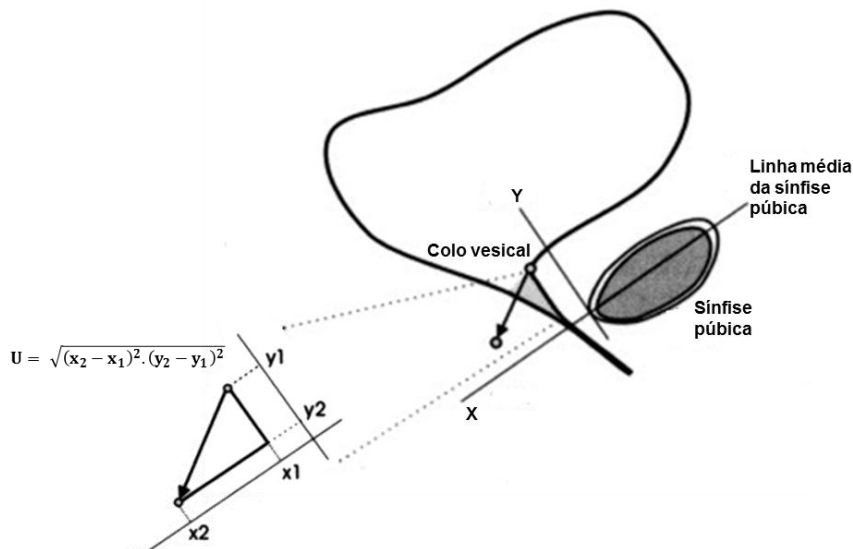
### **5.5.1 Validação do modelo**

Antes de se proceder a diferentes simulações, a modelação implementada deve passar por um processo de validação para se verificar que as restrições, os contactos, as condições fronteiras e as propriedades dos materiais estão adequadamente definidas.

No modelo da cavidade pélvica feminina, a validação foi conseguida por determinação computacional de dois parâmetros: o deslocamento entre a região correspondente ao colo vesical e a sínfise púbica e o ângulo uretral. Na secção 3.5, referem-se algumas técnicas de diagnóstico de disfunções pélvicas, entre elas, técnicas ultrassonográficas, que são utilizadas para observação da mobilidade do colo vesical em diferentes condições e diagnóstico de incontinência urinária. [63]

### Deslocamento do colo vesical

Em 2001, Peschers *et al* [64] avaliaram a mobilidade do colo vesical em mulheres continentas. A mobilidade vesical é definida como um vetor de deslocamento entre a posição de repouso e a posição de Valsalva. A magnitude do deslocamento ( $U$ ) é medida num eixo de coordenadas em que um eixo X atravessa a sínfise púbica e um eixo Y, perpendicular na parte mais posterior da sínfise púbica. Na Figura 31, pode-se observar um esquema do processo de medição do deslocamento do colo vesical. Perschers *et al* obtiveram um deslocamento vesical de  $8 \text{ mm} \pm 4 \text{ mm}$  durante a manobra de Valsalva.



**Figura 31** – Representação esquemática da medição da mobilidade do colo vesical, dada por um vector deslocamento entre a posição de repouso e Valsalva (Adaptado de [63]).

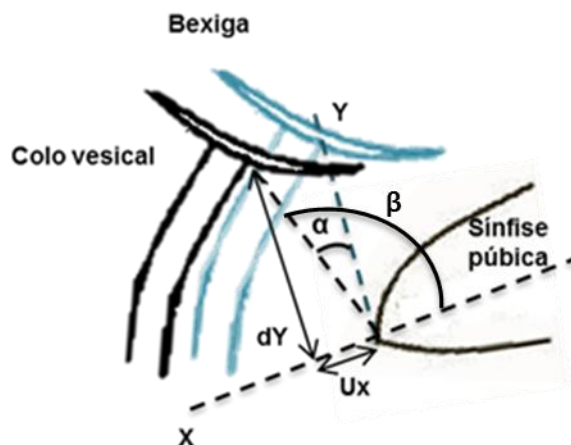
No modelo implementado, determinaram-se os deslocamentos de acordo com o eixo da Figura 31, através de uma ferramenta de transformação de resultados, disponibilizada no *ABAQUS*, para um eixo de coordenadas definido pelo utilizador. Os deslocamentos foram obtidos para a pressão de repouso e Valsalva em cinco nós localizados no colo vesical (Tabela 18), sendo que o valor médio obtido foi 6,354 mm.

**Tabela 18** – Valores de deslocamento de cinco nós do colo vesical, obtidos para pressão de repouso e Valsalva.

| (mm)         | Repouso |       |        | Valsalva |       |        | Valores ajustados entre repouso e Valsalva |       |        |              |
|--------------|---------|-------|--------|----------|-------|--------|--|-------|--------|--------------|
|              | nós     | $U_x$ | $U_y$  | $U$      | $U_x$ | $U_y$  | $U$  | $U_x$ | $U_y$  | $U$          |
| 480          |         | 0,368 | -0,066 | 0,374    | 4,990 | -5,272 | 7,259                                      | 4,622 | -5,206 | 6,962        |
| 954          |         | 0,293 | -0,063 | 0,300    | 3,644 | -5,375 | 6,493                                      | 3,351 | -5,311 | 6,280        |
| 1127         |         | 0,257 | -0,030 | 0,259    | 3,530 | -5,160 | 6,252                                      | 3,273 | -5,130 | 6,085        |
| 1331         |         | 0,264 | 0,004  | 0,264    | 3,819 | -5,278 | 6,514                                      | 3,555 | -5,281 | 6,366        |
| 1252         |         | 0,343 | -0,127 | 0,365    | 3,973 | -4,998 | 6,385                                      | 3,631 | -4,872 | 6,076        |
| <b>Média</b> |         |       |        | 0,312    |       |        | 6,581                                      |       |        | <b>6,354</b> |

### Ângulo uretral

Em 2002, Pregazzi *et al* [65] avaliaram a variação do ângulo uretral ( $\beta$ ) para mulheres com incontinência urinária de urgência, através da ultrassonografia perineal. Este ângulo define-se pelo eixo entre a sínfise púbica e o colo vesical e o eixo médio da sínfise púbica (Figura 32).



**Figura 32** – Representação esquemática da determinação do ângulo uretral ( $\beta$ ) A azul está traçado a estado inicial do modelo, e a linha preta representa a posição após aplicação de uma pressão intra-abdominal (Adaptado de [21]).

O ângulo uretral determina-se seguindo as expressões:

$$\tan \alpha = \frac{U_x}{dY} \quad (5.8)$$

Em que  $U_x$  representa o deslocamento em X do colo vesical desde a posição inicial até à final, e  $dY$  representa a distância em Y entre o nó da sínfise púbica mais posterior e o colo vesical.

Se  $U_x$  for positivo,

$$\beta = 90^\circ + \alpha \quad (5.9)$$

Se  $U_x$  for negativo,

$$\beta = 90^\circ - \alpha \quad (5.10)$$

O ângulo foi determinado para condições de repouso e Valsalva (Tabela 19), sendo que se obteve ângulos de acordo com os intervalos indicados em [65].

**Tabela 19** – Ângulo uretral obtido durante condições de repouso e Valsalva [65] para e o modelo implementado.

| $\beta(^{\circ})$ | Repouso        |        | Valsalva       |        |
|-------------------|----------------|--------|----------------|--------|
|                   | Pregazzi et al | Modelo | Pregazzi et al | Modelo |
|                   | 90,0±6,0       | 92,4   | 100,0±8,0      | 110,7  |

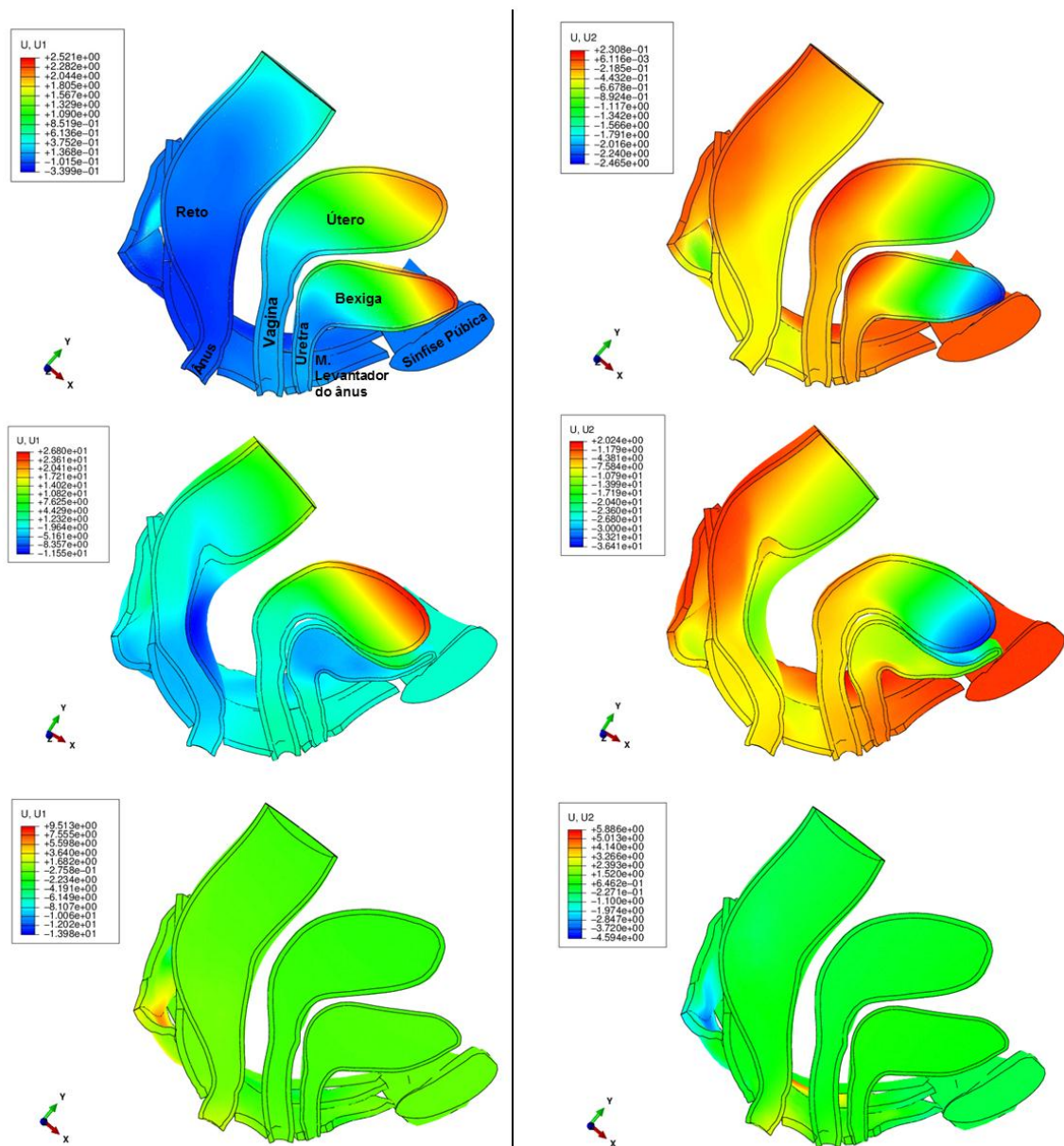
### 5.5.2 Análise de deslocamentos para condições de repouso, Valsalva e contração muscular

A dinâmica da cavidade pélvica é um sistema de difícil compreensão, principalmente quando esta sofre a ação da pressão intra-abdominal. Por isso, a análise dos deslocamentos nodais, especialmente, daqueles que estão presentes nas vísceras pélvicas, para as diferentes condições de simulação é um ponto de discussão importante. Geraram-se três modelos de

simulação, um modelo de repouso, um para a manobra de Valsalva e o terceiro representativo da contração muscular.

Os resultados foram obtidos para um corte definido, aproximadamente no eixo representativo da simetria presente nas estruturas pélvicas. Este plano de corte permitiu que se verificasse os deslocamentos num plano sagital. Este é um plano de interesse pois permite verificar se o movimento é posterior/anterior e superior/inferior.

Na Figura 33, os valores de deslocamento estão indicados segundo uma escala de cores contínua, de acordo com o eixo de coordenadas representado.



**Figura 33** – Representação esquemática dos deslocamentos nodais segundo o plano de corte (de cima para baixo: repouso, Valsalva, contração muscular a 15%; esquerda – deslocamento segundo X; direita – deslocamento segundo Y).

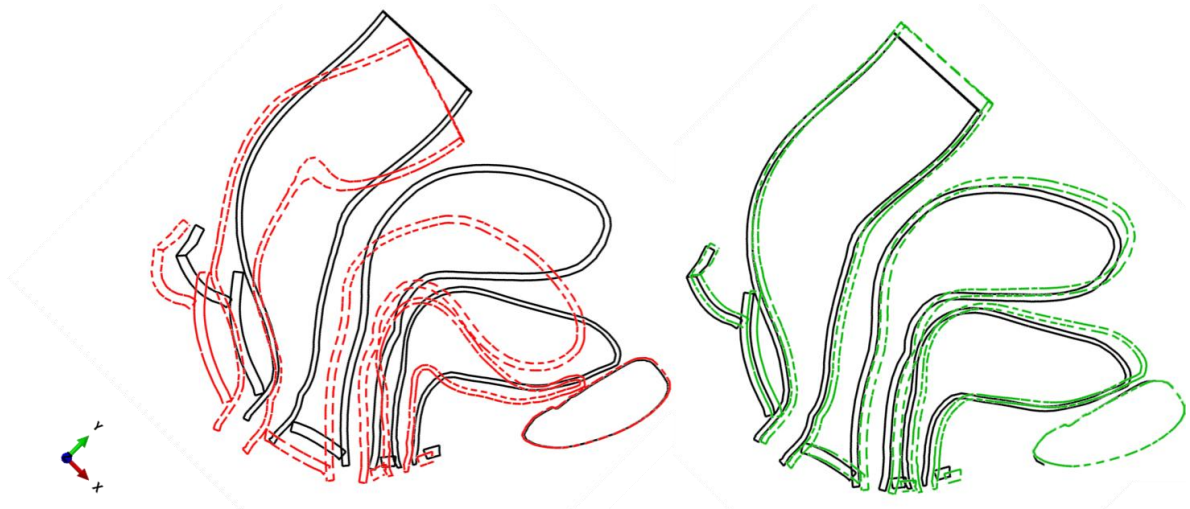
Quando a pessoa está deitada, sem fazer qualquer esforço, existe na mesma uma pressão intra-abdominal associada. Esta tem um valor mínimo (Tabela 12), mas é suficiente para

provocar um movimento nas vísceras pélvicas. Esta simulação permitiu que se tivesse um modelo de referência, em que a posição assumida pelas vísceras em repouso fosse a posição inicial das restantes simulações. O movimento visceral é predominantemente na direção inferior. O reto, vagina e uretra sofrem um deslocamento, no sentido negativo de X e Y, inferior a 1mm. No útero e na bexiga verificam-se maiores deslocamentos nodais em que o movimento é anterior (sentido positivo de X) com valores entre 1,805 mm a 2,521 mm, e inferior, com deslocamentos em Y entre os -1,566 mm e -2,465 mm.

Ao contrário do que acontece para repouso, a pressão de Valsalva já se manifesta por consideráveis deslocamentos nos órgãos. Como neste trabalho a pressão intra-abdominal é aplicada superiormente nas estruturas, verifica-se uma descida das superfícies expostas à pressão, como era esperado. A posição invertida do útero fica mais intensificada com a descida do fundo uterino de aproximadamente 30 mm, em direção ao corpo vesical, local onde contactam. Relativamente ao reto, verifica-se um estreitamento, em que a parede anterior se desloca no sentido anteroposterior. A bexiga não só é sujeita à pressão exterior mas também à pressão de contacto exercida pelo útero. A bexiga contacta e desliza sobre a sínfise púbica conduzindo ao movimento no sentido inferior e posterior do complexo uretra/bexiga. Por exemplo, para a região do colo vesical, o deslocamento em X situa-se entre os -1,194 mm e -5,161 mm e o deslocamento em Y varia entre os -4,381mm e os -7,584 mm. Para além da pressão intra-abdominal aplicada nas vísceras pélvicas, a pressão exercida na fáscia e músculos também contribui para o decaimento dos órgãos.

A contração muscular traduz-se numa elevação das vísceras pélvicas. A cor predominante remete para o valor de +1,682 mm segundo X, e de +1,520 mm segundo Y. Verifica-se que a ação dos músculos pélvicos nas vísceras é mais intensa nas regiões mais inferiores, principalmente no canal anal pela força exercida pelo puborretal. O deslocamento em X e Y é, respetivamente, +3.640 mm e +3,266 mm.

Na Figura 34 está presente uma representação esquemática onde se verifica o movimento das vísceras pélvicas na manobra de Valsalva e durante a contração muscular em relação à posição de repouso.

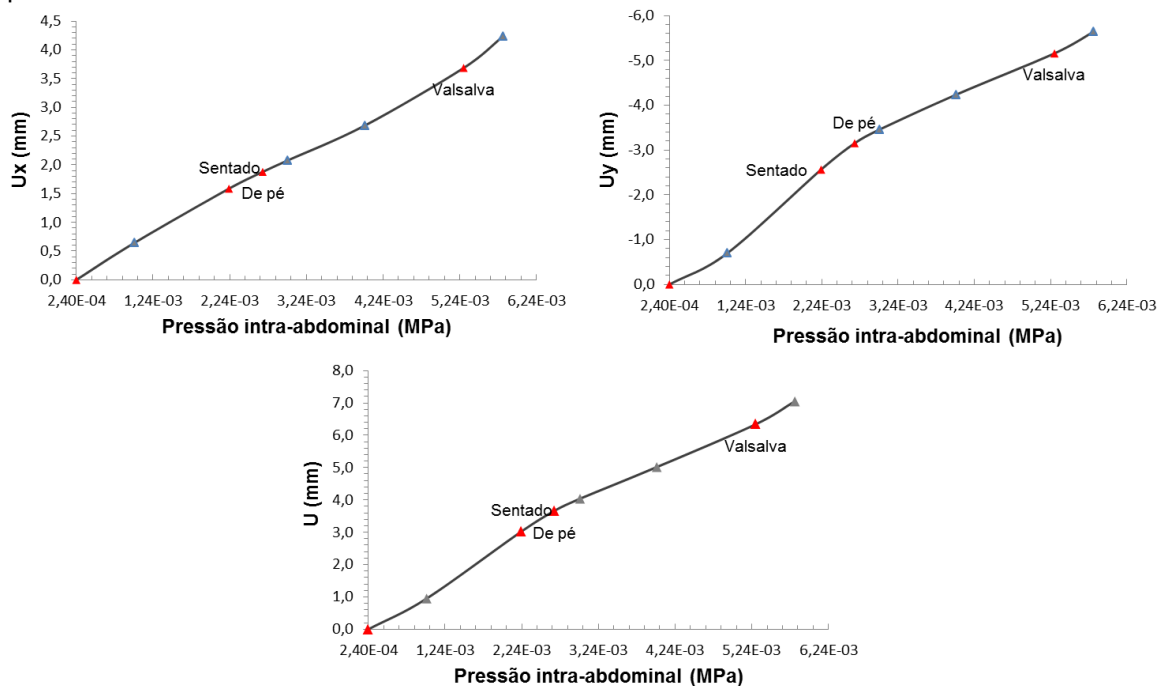


**Figura 34** – Representação esquemática do movimento das vísceras pélvicas, durante a manobra de Valsalva (traço descontinuo da esquerda) e durante a contração muscular (traço descontinuo da direita). O traço contínuo representa a posição das estruturas em repouso.

### 5.5.3 Análise da mobilidade vesical e do ângulo uretral

#### Análise do deslocamento do colo vesical

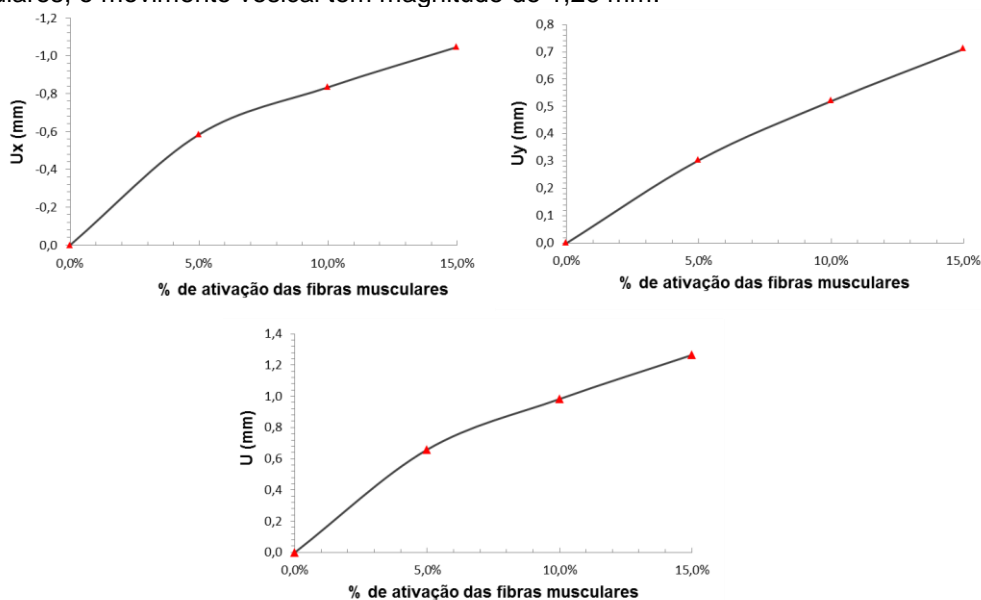
A análise dos deslocamentos nodais presentes no colo vesical baseou-se no eixo definido anteriormente no ponto 5.5. O objetivo desta análise consiste em verificar como varia o deslocamento do colo vesical com o aumento da pressão intra-abdominal e durante a contração do sistema muscular. Os deslocamentos obtidos correspondem aos nós apresentados na Tabela 18.



**Figura 35** - Representação gráfica da variação do deslocamento vesical ( $U_x$ ,  $U_y$  e  $U$ ) em função do aumento da pressão intra-abdominal.

Os valores presentes na Figura 35 foram todos obtidos tendo em conta que a posição inicial das estruturas é aquela que corresponde à pressão de repouso, 0,00024 MPa. Verifica-se que a tendência do colo vesical é deslocar-se na direção oposta da sínfise púbica e descer em relação a esta. Este deslocamento aumenta com a pressão intra-abdominal e é superior em Y, chegando a atingir o valor de -5,42 mm para uma pressão máxima aplicada de 0,0058 MPa. O deslocamento segundo a direção X é positivo e apresenta um valor máximo de 4,23 mm. Para condições de Valsalva, a magnitude do deslocamento vesical atinge os 6,35 mm.

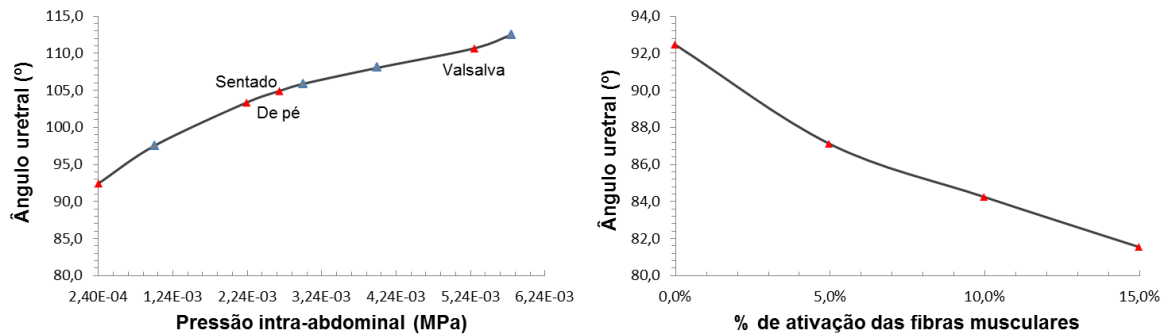
Na Figura 36 está representada a variação do deslocamento do colo vesical com a contração muscular. As representações referentes a  $U_x$  e  $U_y$  indicam que existe uma elevação do colo vesical durante a contração do músculo levantador do ânus. A ação dos músculos empurra o colo vesical em direção à sínfise púbica e, ao mesmo tempo, movimenta-o na direção superior. Os resultados obtidos permitem verificar que, para 15% de ativação das fibras musculares, o movimento vesical tem magnitude de 1,26 mm.



**Figura 36** - Representação gráfica da variação do deslocamento vesical ( $U_x$ ,  $U_y$  e  $U$ ) em função do aumento da percentagem de ativação das fibras.

### Ângulo uretral

O ângulo uretral é outro parâmetro utilizado para avaliação da mobilidade vesical. Este ângulo, de definição descrita no ponto 5.5, varia com a pressão intra-abdominal e a contração muscular. Na Figura 37 estão representadas as curvas de variação do ângulo uretral nas diferentes condições.



**Figura 37** - Representação gráfica da variação do ângulo uretral ( $^{\circ}$ ) em função do aumento da pressão intra-abdominal e da percentagem de ativação das fibras.

Observa-se que em posição de repouso, o ângulo que relaciona o colo vesical com a sínfise púbica é de  $92,4^{\circ}$ . Este ângulo tende a aumentar à medida que aumenta a pressão intra-abdominal, podendo variar até  $+20^{\circ}$  até à pressão máxima aplicada, sendo que a manobra de Valsalva induz um ângulo uretral de  $110,7^{\circ}$ .

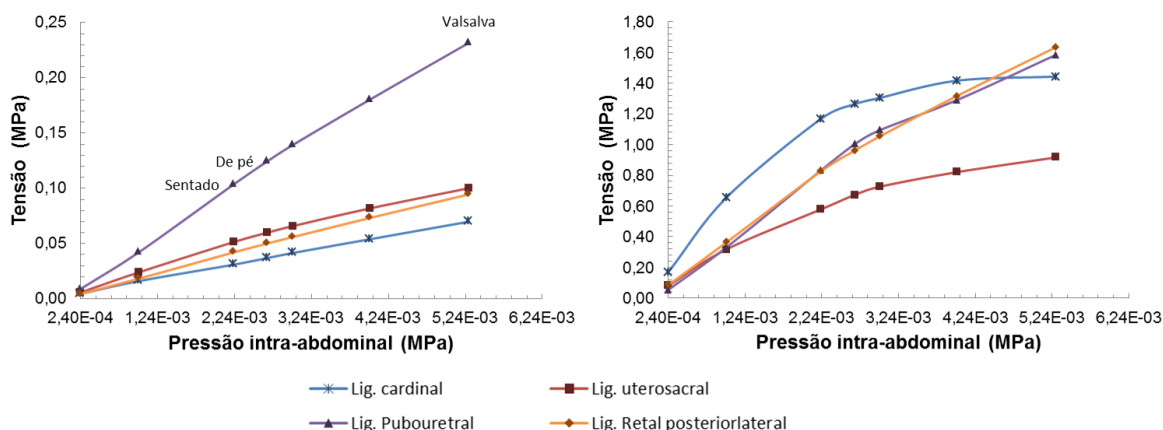
No que diz respeito à contração muscular, este ângulo tende a diminuir dado o movimento do colo vesical na direção da sínfise púbica. Apesar da ativação máxima das fibras musculares ter sido de apenas 15%, verifica-se que há uma variação de, aproximadamente,  $-10^{\circ}$ , assumindo, nestas condições de contração, um ângulo de  $81,5^{\circ}$ .

Assim, o efeito da pressão intra-abdominal e da contração muscular é contraditório, sendo que o aumento da pressão pode ser responsável pela hiper mobilidade da uretra, principalmente, quando se verifica que a variação angular pode atingir o  $+30^{\circ}$ , característica patológica da incontinência urinária [65].

#### 5.5.4 Análise de esforços das estruturas de suporte

A análise de esforços foi feita baseada no estudo das tensões normais nos ligamentos pélvicos presentes no modelo. As tensões foram identificadas para diferentes intensidades de pressão intra-abdominal.

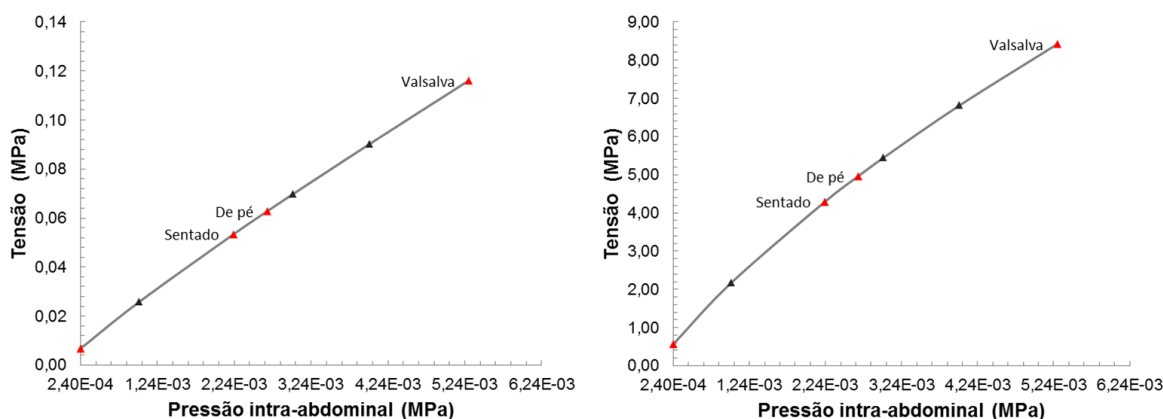
Os valores retirados para a Figura 38 representam a média e o valor máximo das tensões normais de todos os elementos de cada estrutura.



**Figura 38** – Representação gráfica das tensões presentes nos ligamentos para diferentes pressões. Na esquerda estão presentes os valores médios e na direita os valores máximos atingidos.

Verifica-se que quanto maior a pressão intra-abdominal, maiores são as tensões presentes nas estruturas de suporte. Conclui-se que o ligamento que está sujeito a um maior estado de tensão é o ligamento pubouretral, que sustenta tanto a uretra como a vagina. Esta tensão atinge um valor médio de 0,24 MPa e um pico máximo de 1,59 MPa durante a manobra de Valsalva. O valor máximo está presente no local de ligação entre o ligamento e a uretra. Na representação que indica os valores máximos atingidos nos ligamentos, observa-se que, apesar de o valor médio de tensão normal ser inferior, o máximo de tensão normal encontra-se no ligamento retal posteriorlateral, com um valor de 1,64 MPa. Este valor corresponde à vizinhança do ligamento com o reto.

O arco tendíneo é uma estrutura muito importante que dá suporte ao sistema muscular e à fáscia pubocervical e, por isso, também às vísceras pélvicas. Por ter uma grande papel de sustentação também está sujeito a elevadas tensões (Figura 39).



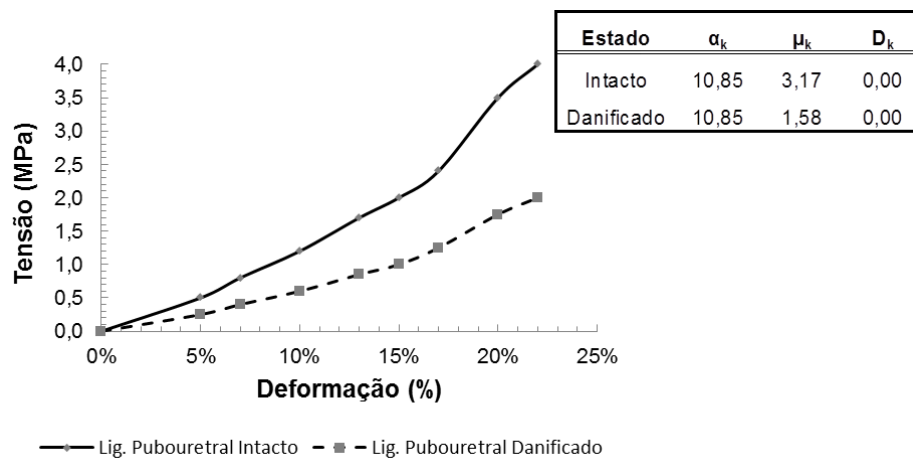
**Figura 39** - Representação gráfica das tensões presentes no arco tendíneo para diferentes pressões. Na representação da esquerda estão presentes os valores médios e na direita os valores máximos atingidos

O valor médio de tensão atinge os 0,12 MPa e encontram-se picos máximos de tensão, nas regiões de fixação à estrutura óssea, que chegam ao valor de 8,425 MPa para a pressão de Valsalva.

Com base nas figuras anteriores, confirma-se que as estruturas de suporte estão sujeitas a tensões, derivadas da existência de uma pressão intra-abdominal, para que seja possível a sustentação dos órgãos pélvicos.

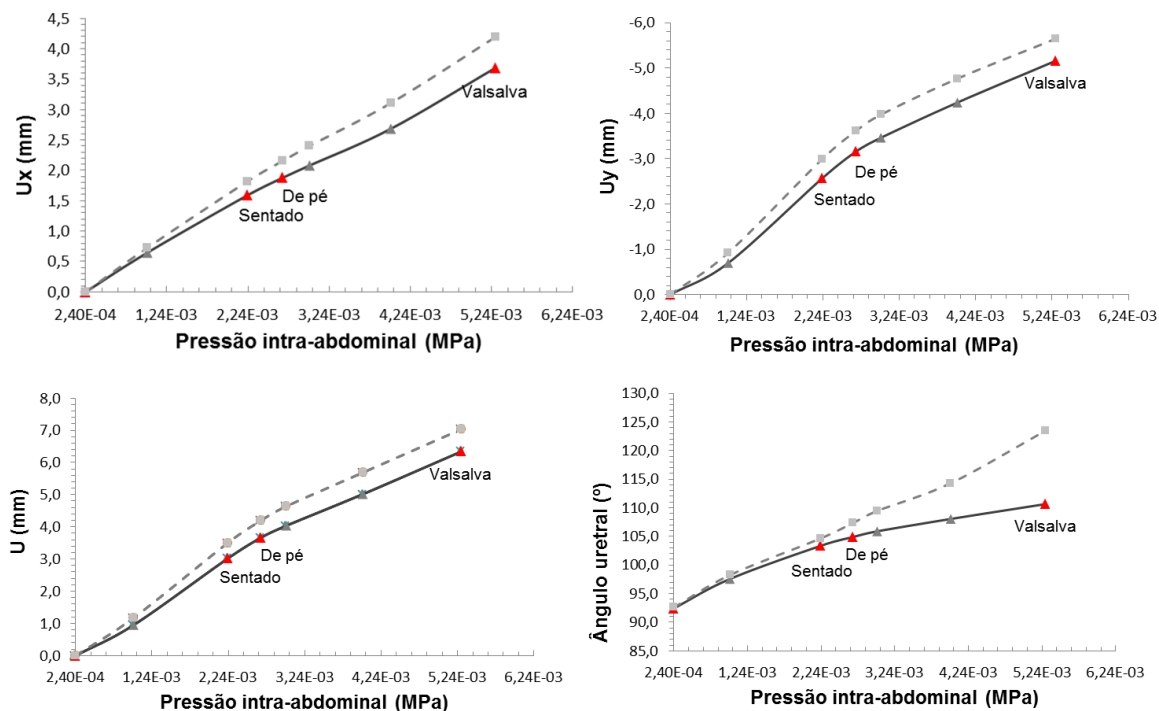
### Análise da integridade do ligamento pubouretral na mobilidade vesical

O dano nas estruturas de suporte pode ser um ponto de partida para a disfunção pélvica. O ligamento muito importante na sustentação da uretra é o pubouretral e, por isso, é importante verificar se a perda das suas propriedades iniciais podem-se relacionar com a incontinência urinária e a hiper mobilidade do colo vesical. Assim, a modelação das propriedades de um ligamento danificado foram feitas alterando, de uma forma aleatória, os valores dos dados experimentais dos ligamentos presentes no ponto 5.4 (Figura 40). O dano pode ser uma das causas da hiper mobilidade do colo vesical e, conseqüentemente, da incontinência urinária.



**Figura 40** – Representação gráfica das curvas de tensão-deformação para a modelação do ligamento pubouretral intacto e danificado e as respetivas constantes do modelo de Ogden (N=1) obtidas para modelação das propriedades de cada um.

A análise foi igualmente feita como no ponto 5.6.2, mas com a alteração das propriedades do material. Na Figura 41 estão presentes as representações gráficas que permitem verificar a alteração na mobilidade vesical com a perda das propriedades do ligamento pubouretral.



**Figura 41** - Representação gráfica da variação do deslocamento vesical ( $U_x$ ,  $U_y$  e  $U$ ) e do ângulo uretral em função do aumento da pressão intra-abdominal. O traço contínuo corresponde ao ligamento pubouretral intacto e a linha interrompida refere-se à modelação das propriedades do ligamento pubouretral danificado.

Verifica-se que há um aumento do deslocamento vesical e do ângulo uretral em relação aqueles obtidos para as propriedades iniciais. O dano imposto aos ligamentos traduz-se, para a pressão de Valsalva, num aumento dos deslocamentos em X, Y e em magnitude para, respetivamente, 4,22 mm, -5,63 mm e 7,03 mm.

Observa-se que há uma alteração do ângulo uretral resultante da alteração das propriedades do ligamento. O aumento do ângulo com o aumento da pressão intra-abdominal mantém-se e, para além disso, verifica-se um acréscimo do ângulo para a disfunção do ligamento. Este acréscimo traduz-se num aumento para um ângulo de 123,9°, que indica uma variação de 31,° em relação ao ângulo de repouso, 92,7°. Esta variação, segundo alguns autores, já pode ser indicativa da presença de um quadro de incontinência urinária.

## Capítulo 6

# Conclusões e Perspetivas Futuras

### 6.1 Conclusões gerais

A cavidade pélvica da mulher é um sistema bastante complexo, constituído por estruturas ósseas e musculares, órgãos e por tecidos conjuntivos. Para fornecer o suporte e a organização estrutural e funcional adequada, todos os componentes interagem e articulam entre si. Em certas situações, como por exemplo, fenómenos obstétricos, a estabilidade do sistema pode ser comprometida, podendo originar condições suficientes para o desenvolvimento de uma disfunção pélvica.

A simulação computacional da dinâmica da cavidade pélvica feminina exige a construção de um modelo tridimensional da cavidade pélvica feminina que revele a sua complexidade. A representação tridimensional desenvolvida permitiu que se obtivesse o detalhe anatómico necessário das vísceras pélvicas e das respetivas estruturas de suporte: o sistema do músculo levantador do ânus, fáschia endopélvica e ligamentos pélvicos.

A simulação do modelo construído, através do método dos elementos finitos, foi obtida por definição de condições de simulação e por modelação das propriedades morfológicas e mecânicas de cada estrutura, baseada em dados obtidos experimentalmente por outros autores.

A validação do modelo foi conseguida por comparação com o que se realiza nas técnicas de diagnóstico de disfunções pélvicas. As técnicas de diagnóstico baseiam-se, principalmente, na imagiologia médica, nomeadamente, na ultrassonografia para identificação da incontinência urinária, através da medição da mobilidade do colo vesical em relação à sínfise púbica. Os parâmetros determinados, através da simulação do repouso e da manobra de Valsalva, estiveram dentro dos valores obtidos por medição ultrassonográfica. Durante a manobra de Valsalva, obteve-se deslocamento de 6,354 mm para um valor referenciado de 8 mm $\pm$ 4mm e

um ângulo uretral de  $110,7^\circ$  para um valor de  $100^\circ$ ; durante o repouso, o ângulo uretral corresponde a  $90^\circ$  e o obtido, através da simulação, foi  $92,4^\circ$ .

A simulação possibilitou o acesso à dinâmica das estruturas quando existe uma pressão intra-abdominal de esforço (Valsalva) e durante a contração muscular. A análise baseou-se no estudo da variação dos deslocamentos dos órgãos pélvicos segundo um plano sagital. Verificou-se que à medida que aumenta a pressão intra-abdominal, maior é o movimento dos órgãos na direção inferior do pavimento pélvico. A contração muscular traduz-se num movimento visceral contrário ao que é induzido pela pressão intra-abdominal. Quanto maior a percentagem de ativação das fibras musculares, maior é o movimento das vísceras na direção superior e anterior.

A existência de uma pressão intra-abdominal está por detrás das tensões existentes nas estruturas de suporte, uma vez que estas sustentam os órgãos. Foi possível verificar que o ligamento pubouretral e o arco tendíneo são os tecidos que estão sujeitos a maiores tensões normais durante a manobra de Valsalva. Conclui-se, também, que a integridade do ligamento pubouretral assume um papel importante no controlo adequado da mobilidade vesical e que a sua disfuncionalidade pode originar condições patológicas de incontinência urinária, nomeadamente, uma variação de um ângulo uretral entre o repouso e a manobra de Valsalva superior a  $30^\circ$ .

Assim, é necessário um progresso na investigação do estudo da dinâmica das estruturas pélvicas, nomeadamente, as que são responsáveis pelos mecanismos de continência urinária e fecal, aquando da existência de uma pressão proveniente de um esforço (manobra de Valsalva).

Por último, dado o trabalho exposto, é possível concluir que os resultados obtidos revelaram ser suficientes para o entendimento da dinâmica das estruturas pélvicas durante a manobra de Valsalva e a contração muscular. A complexidade e detalhe do modelo tridimensional implementado permitiram uma análise satisfatória da mobilidade do colo vesical para as diferentes condições de simulação.

## **6.2 Possíveis evoluções e desenvolvimentos futuros**

O interesse do modelo tridimensional da cavidade pélvica feminina construído reside no facto de existir inúmeras combinações para a simulação de possíveis condições patológicas relacionadas com as disfunções pélvicas. Isto, permitirá melhorar a precisão da definição das patologias e ajudar na gestão dos pacientes relativamente à prevenção e ao tipo de tratamento mais adequado.

Como perspetivas de desenvolvimentos futuros são apontadas as seguintes eventuais evoluções:

- Na representação tridimensional seria interessante adicionar os ligamentos responsáveis pela sustentação da porção mais superior do útero, para suavizar a intensidade do movimento na direção da bexiga;
- O refinamento da malha de elementos finitos nas vizinhanças que entram em contacto poderá a ser um processo necessário caso se queira analisar a dinâmica da cavidade pélvica para elevadas pressões, como a pressão intra-abdominal de tosse e de salto. Este refinamento poderá solucionar os problemas de convergência de simulação que possam surgir para elevadas pressões.
- A modelação das propriedades dos tecidos biológicos presentes na pélvis pode ser um processo de difícil execução, devido às inúmeras possibilidades. Este é um aspeto que pode marcar a diferença na precisão nos resultados e, por isso, as informações dos tecidos devem ser atualizadas sempre que necessário. O desenvolvimento de modelos constitutivos para cada tipo de material poderá ser um método interessante para obter características dos materiais que se aproximem da realidade.
- A adição de redes e *slings*, utilizadas no tratamento das disfunções pélvicas, ao modelo tridimensional é um ponto bastante importante. A modelação dos diferentes tipos de materiais que possam ser utilizadas nestes tratamentos poderá ser indicativa do nível de eficácia de cada um. Para além disso, a simulação das diferentes condições patológicas, permitirá verificar qual o local mais adequado para inserção/implantação das redes e *slings*, que varia de acordo com as características de cada paciente.

Concluindo, todos estas evoluções que possam surgir, vão, certamente, melhorar o comportamento do modelo desenvolvido nos aspetos onde tal é necessário, aproximando-o cada vez mais da realidade que se encontra na cavidade pélvica feminina.



## Referências

1. Denman, M.A., et al., *Reoperation 10 years after surgically managed pelvic organ prolapse and urinary incontinence*. Am J Obstet Gynecol, 2008. **198**(5): p. 555 e1-5.
2. Petros, P., *The female pelvic floor: function, dysfunction and management according to the integral theory*2007: Springer.
3. Kenton, K. and E.R. Mueller, *The global burden of female pelvic floor disorders*. BJU International, 2006. **98**: p. 1-5.
4. Parente, M., et al., *Finite element studies of the deformation of the pelvic floor*. Ann N Y Acad Sci, 2007. **1101**: p. 316-34.
5. Corton, M.M., *Anatomy of the pelvis: How the pelvis is built for support*. Clinical Obstetrics and Gynecology, 2005. **48**(3): p. 611-626.
6. Netter, F.H., *Atlas of human anatomy*2006: Saunders/Elsevier.
7. Herschorn, S., *Female pelvic floor anatomy: the pelvic floor, supporting structures, and pelvic organs*. Rev Urol, 2004. **6 Suppl 5**: p. S2-S10.
8. Ashton-Miller, J.A. and J.O.L. Delancey, *Functional anatomy of the female pelvic floor*. Reproductive Biomechanics, 2007. **1101**: p. 266-296.
9. Pernoll, M.L. and R.C. Benson, *Benson & Pernoll's handbook of obstetrics & gynecology*2001: McGraw-Hill.
10. Baessler, K., et al., *Pelvic floor re-education: principles and practice*2008: Springer.
11. Stoker, J., et al., *Imaging Pelvic Floor Disorders*2008: Springer.
12. Santoro, G.A., P. Wiczorek, and C.I. Bartram, *Pelvic Floor Disorders: Imaging and Multidisciplinary Approach to Management*2010: Springer Verlag.
13. Davila, G.W., G.M. Ghoniem, and S.D. Wexner, *Pelvic floor dysfunction: a multidisciplinary approach*2006: Springer.
14. Cardozo, L. and D. Staskin, *Textbook of female urology and urogynaecology*2001: Isis Medical Media.
15. Lacima, G. and M. Espuna, *Patología del suelo pélvico*. Gastroenterol Hepatol, 2008. **31**(9): p. 587-95.
16. Chapple, C.R., K. Bo, and A.R.B. Smith, *Multidisciplinary Management of Female Pelvic Floor Disorders*2006: Churchill Livingstone.
17. Culligan, P.J. and R.P. Goldberg, *Urogynecology in Primary Care*2006: Springer.
18. Drutz, H.P., S. Herschorn, and N.E. Diamant, *Female Pelvic Medicine and Reconstructive Pelvic Surgery*2006: Springer.
19. Hunskaar S, B.K., Clark A, Lapitan MC, Nelson R, Sillén U, Thom D. , *Epidemiology of Urinary (UI) and Faecal (FI) Incontinence and Pelvic Organ Prolapse (POP)*. Health Publication Ltd, 2005. **1**: p. 255-312.
20. Constantinou, C.E., et al., *Determining the displacement of the pelvic floor and pelvic organs during voluntary contractions using magnetic resonance imaging in younger and older women*. BJU International, 2002. **90**(4): p. 408-414.
21. Dietz, H.P., L.P.J. Hoyte, and A.B. Steensma, *Atlas of Pelvic Floor Ultrasound*2007: Springer.
22. Morkved, S., et al., *Pelvic floor muscle strength and thickness in continent and incontinent nulliparous pregnant women*. Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct, 2004. **15**(6): p. 384-9; discussion 390.

23. Smith, C.A., Witherow, R. O'N., *The assessment of female pelvic floor dysfunction*. BJU International, 2000. **85**(5): p. 8.
24. Norton, C. and M.A. Kamm, *Anal sphincter biofeedback and pelvic floor exercises for faecal incontinence in adults--a systematic review*. Aliment Pharmacol Ther, 2001. **15**(8): p. 1147-54.
25. Theobald, P.V., C.W. Zimmerman, and G.W. Davila, *Vaginal Prolapse Surgery: New Techniques*2011: Springer.
26. Zimmern, P.E., *Vaginal Surgery for Incontinence and Prolapse*2006: Springer.
27. Vayleux, B., et al., *Female urinary incontinence and artificial urinary sphincter: study of efficacy and risk factors for failure and complications*. Eur Urol, 2011. **59**(6): p. 1048-53.
28. Michot, F., et al., *Artificial anal sphincter for severe fecal incontinence implanted by a transvaginal approach: experience with 32 patients treated at one institution*. Dis Colon Rectum, 2010. **53**(8): p. 1155-60.
29. Petros, P., Swash, M., *Experimental Study No. 1: Directional muscle forces activate anorectal continence and defecation in the female*. Pelviperineology, 2008. **27**: p. 94-97.
30. Ulmsten, U., et al., *Different biochemical composition of connective tissue in continent and stress incontinent women*. Acta Obstet Gynecol Scand, 1987. **66**(5): p. 455-7.
31. TR Sayer, J.D., GL Hosker, *A study of paraurethral connective tissue in women with stress incontinence of urine*. Neurourology and Urodynamics, 1990. **9**.
32. Falconer, C., et al., *Decreased collagen synthesis in stress-incontinent women*. Obstet Gynecol, 1994. **84**(4): p. 583-6.
33. FitzGerald, M.P., et al., *Urethral collagen morphologic characteristics among women with genuine stress incontinence*. Am J Obstet Gynecol, 2000. **182**(6): p. 1565-1572.
34. Janda, Š., F.C.T. van der Helm, and S.B. de Blok, *Measuring morphological parameters of the pelvic floor for finite element modelling purposes*. Journal of Biomechanics, 2003. **36**(6): p. 749-757.
35. Cosson, M., et al., *A study of pelvic ligament strength*. Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol, 2003. **109**(1): p. 80-7.
36. Janda, S., *Biomechanics of the pelvic floor musculature*, in *Mechanical Maritime and Materials Engineering*2006.
37. Martins, P., et al., *Prediction of nonlinear elastic behaviour of vaginal tissue: experimental results and model formulation*. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2010. **13**(3): p. 327-337.
38. Martins, P.A., et al., *Uniaxial mechanical behavior of the human female bladder*. Int Urogynecol J, 2011. **22**(8): p. 991-5.
39. Rubod, C., et al., *Biomechanical Properties of Human Pelvic Organs*. Urology, 2012.
40. Rivaux, G., et al., *Comparative analysis of pelvic ligaments: a biomechanics study*. Int Urogynecol J, 2012.
41. Oomens, C., M. Brekelmans, and F. Baaijens, *Biomechanics: Concepts and Computation*2010: Cambridge University Press.
42. Cook, R.D., *Concepts and applications of finite element analysis*2001: Wiley.
43. 10-01-2012]; Available from: [http://www.simulia.com/products/abaqus\\_cae.html](http://www.simulia.com/products/abaqus_cae.html).
44. Fung, Y., *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*1993: Springer-Verlag.
45. Martins, J.A.C., et al., *A numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles*. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 1998. **151**(3-4): p. 419-433.
46. Humphrey, J.D. and F.C. Yin, *On constitutive relations and finite deformations of passive cardiac tissue: I. A pseudostrain-energy function*. J Biomech Eng, 1987. **109**(4): p. 298-304.
47. d'Aulignac, D., et al., *A shell finite element model of the pelvic floor muscles*. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2005. **8**(5): p. 339-47.
48. Martins, J.A.C., M.P.M. Pato, and E.B. Pires, *A finite element model of skeletal muscles*. Virtual and Physical Prototyping, 2006. **1**(3): p. 159-170.
49. Parente, M.P., et al., *The influence of the material properties on the biomechanical behavior of the pelvic floor muscles during vaginal delivery*. J Biomech, 2009. **42**(9): p. 1301-6.
50. Noakes, K.F., et al., *Subject specific finite elasticity simulations of the pelvic floor*. J Biomech, 2008. **41**(14): p. 3060-5.
51. Albertino J. C. Arteiro, M.P.L.P., Renato M. Natal Jorge, Maria T. Mascarenhas, *Construção de um modelo 3D dos órgãos da cavidade pélvica feminina*, 2009.

52. Venugopala Rao, G., et al., *Experiments and finite element modelling for the study of prolapse in the pelvic floor system*. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2010. **13**(3): p. 349-57.
53. Roza, T., Araújo, M., Mascarenhas, T., Loureiro, J., Parente, M., Natal, R., *Analysis of the contraction of the pubovisceral muscle based on a computational model*. Portuguese Journal of Sport Sciences, 2011. **11**: p. 797-800.
54. Patel, U., *Imaging and Urodynamics of the Lower Urinary Tract* 2010: Springer.
55. 23/03/2012]; Available from: <http://www.hemorrhoid.net/anatomy.php>.
56. Vu, D., et al., *Surgical anatomy of the uterosacral ligament*. Int Urogynecol J, 2010. **21**(9): p. 1123-8.
57. Petros, P.E., *The pubourethral ligaments--an anatomical and histological study in the live patient*. Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct, 1998. **9**(3): p. 154-7.
58. *Abaqus 6.11 Documentação Online* 2011, Dassault Systèmes.
59. Cobb, W.S., et al., *Normal intraabdominal pressure in healthy adults*. J Surg Res, 2005. **129**(2): p. 231-5.
60. Ogden, R.W., *Large Deformation Isotropic Elasticity - On the Correlation of Theory and Experiment for Incompressible Rubberlike Solids*. Proceedings of the Royal Society of London. A. Mathematical and Physical Sciences, 1972. **326**(1567): p. 565-584.
61. Kirilova, M., et al., *Experimental study of the mechanical properties of human abdominal fascia*. Med Eng Phys, 2011. **33**(1): p. 1-6.
62. Dalstra, M., et al., *Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone*. J Biomech, 1993. **26**(4-5): p. 523-35.
63. Schaer, G.N., et al., *Sonographic evaluation of the bladder neck in continent and stress-incontinent women*. Obstet Gynecol, 1999. **93**(3): p. 412-6.
64. Peschers, U.M., et al., *Bladder neck mobility in continent nulliparous women*. BJOG, 2001. **108**(3): p. 320-4.
65. Pregazzi, R., et al., *Perineal ultrasound evaluation of urethral angle and bladder neck mobility in women with stress urinary incontinence*. BJOG, 2002. **109**(7): p. 821-7.