

FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO

Modelação numérica de redes sintéticas para correção de prolapso uterino

Jorge Nuno Machado Bessa



Dissertação realizada no âmbito do
Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

Orientadora: Doutora Elisabete Silva

Co-orientador: Professor Doutor Marco Parente

19 de Fevereiro de 2020

Modelação numérica de redes sintéticas para correção de prolapso uterino

Jorge Nuno Machado Bessa

Dissertação realizada no âmbito do
Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

Resumo

O prolapso dos órgãos pélvicos (POP) ocorre quando as estruturas responsáveis pelo suporte e estabilização dos órgãos pélvicos sofrem um dano, fragilizam e perdem a capacidade de exercerem a função. Os principais fatores de risco para o POP são o parto vaginal, a idade e a obesidade. As estruturas responsáveis pelo suporte e estabilidade são: o músculo elevador do ânus, a fascia, os ligamentos uterossagrados e cardinais. O POP provoca a diminuição da qualidade de vida da paciente e o seu tratamento torna-se indispensável para a reposição da funcionalidade dos órgãos.

O tratamento do POP pode seguir uma abordagem mais conservadora, através do recurso ao pessário, ou uma abordagem cirúrgica, quando a conservadora não é eficaz ou o prolapso é de nível mais elevado. A correção do POP através do tratamento cirúrgico pode incluir a utilização de malhas. No entanto, esta técnica, amplamente utilizada, originou diversas complicações após a cirurgia ou com a passagem do tempo, entre as quais, hemorragia vaginal e erosão dos tecidos. Devido a estes fatores a Administração de Alimentação e Medicamentos (FDA) proibiu a comercialização e utilização de algumas malhas para correção de prolapso uterino.

O objetivo primordial desta dissertação é a avaliação da influência das propriedades dos implantes (malhas) na correção do prolapso uterino, através do recurso a modelos computacionais da cavidade pélvica da mulher. Foram estudados dois tipos de redes com base nas especificações geométricas fornecidas pelo fabricante. Foi analisado o deslocamento do útero em função do modo de fixação das malhas e das suas propriedades mecânicas, simulando a inserção da malha no modelo da cavidade pélvica.

Os resultados obtidos permitiram concluir que a colocação das malhas reduz a magnitude de deslocamentos do útero, quando comparado com o modelo assintomático, restringindo os deslocamentos anatómicos naturais entre 6 a 50% em função das propriedades, do tipo de malha e do modo de fixação. Esta redução pode originar complicações pós cirúrgicas, entre as quais a hemorragia vaginal e infeções e erosão dos tecidos.

Abstract

Pelvic organ prolapse (POP) occurs when the structures responsible for supporting and stabilizing pelvic organs suffer damage, weaken and lose the ability to perform their function. The structures responsible for support and stability are the levator ani muscle, the fascia, the uterosacral and cardinal ligaments. POP causes a decrease in the patient's quality of life, pain and treatment becomes indispensable for the replacement of organ functionality.

POP treatment can follow a more conservative approach, using the pessary, or a surgical approach, when the conservative is not effective or the prolapse is of a higher level. The correction of POP through surgical treatment may include the use of meshes. However, this technique, although being widely used, originated several complications after surgery or over time, including vaginal bleeding and tissues erosion. Due to these factors, the Food and Drug Administration (FDA) has banned the sale and use of transvaginal meshes for POP.

The main objective of this dissertation is to evaluate the influence of the properties of the implants (meshes) in the correction of uterine prolapse, through the use of computational models of the woman's pelvic cavity. Two types of meshes were studied based on the geometric specifications provided by the manufacturer. The displacement of the uterus was analyzed according to the mesh fixation mode and its mechanical properties, simulating the insertion of the mesh in the pelvic cavity model.

The results obtained allowed to conclude that the placement of the meshes reduces the magnitude of displacements of the uterus, restricting the natural anatomical displacements between 6 and 50% depending on the properties, type of mesh and fixation method. Comparing to the asymptomatic model, this reduction, can lead to post-surgical complications, including vaginal bleeding, infections and tissues erosion.

Agradecimentos

À minha orientadora, Doutora Maria Elisabete Teixeira da Silva e ao co-orientador, Professor Doutor Marco Paulo Lages Parente por toda a disponibilidade e apoio dado ao longo do desenvolvimento desta dissertação. Em particular à minha orientadora, Doutora Maria Elisabete Teixeira da Silva, pelo apoio, dedicação e orientação sempre que alguma dúvida surgia.

Ao Professor António Augusto Fernandes pela disponibilidade, orientação e conselhos para o desenvolvimento desta dissertação.

À Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto e ao Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial pelas condições proporcionadas para a realização desta dissertação.

Aos colaboradores e amigos que encontrei no Laboratório de Desenvolvimento de Produtos e Serviços por toda a paciência, entreatura e companheirismo.

À minha família, e em particular aos meus pais, por todo o amor, carinho, paciência, dedicação e apoio proporcionado ao longo deste percurso académico.

Aos meus amigos, pela companhia, pela paciência, por todos os bons momentos e também pelos menos bons que contribuíram para o meu crescimento.

À Cruz Vermelha Portuguesa, por ter permitido o meu desenvolvimento pessoal e pelos amigos que encontrei dentro desta casa.

E a todos os que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização desta dissertação.

O presente trabalho foi desenvolvido no âmbito do projeto *SPINMESH – Melt Electrospinning of Polymeric Bioabsorbable Meshes for Pelvic Organ Prolapse Repair*, financiado pelo Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER) - POCI-01-0145-FEDER-029232.

Jorge Bessa

“To help, without asking whom!”

Henri Dunant

Conteúdo

1	Introdução	1
1.1	Estrutura da Dissertação	1
1.2	Estudos anteriormente desenvolvidos	2
2	Revisão Bibliográfica	5
2.1	Anatomia Pélvica	5
2.1.1	Cintura Pélvica	5
2.1.2	Cavidade Pélvica	6
2.1.3	Tecidos Conjuntivos	8
2.1.4	Útero	10
2.1.5	Vagina	10
2.1.6	Bexiga	11
2.1.7	Uretra	11
3	Prolapso Genital	13
3.1	Tipos de Prolapso	13
3.2	Quantificação do Prolapso	13
3.3	Epidemiologia	14
3.4	Etiologia e Fatores de Risco	15
3.5	Tratamento	16
3.5.1	Tratamento Conservador	17
3.5.2	Tratamento Cirúrgico	18
4	Método dos Elementos Finitos	21
4.1	Introdução	21
4.2	Modelos Constitutivos	21
4.2.1	Modelo Neo-Hookean	22
4.2.2	Modelo Ogden	23
4.2.3	Modelo Yeoh	23

5	Modelo Computacional	25
5.1	Modelos	25
5.1.1	Modelo da cavidade pélvica	25
5.1.2	Malhas	26
5.2	Propriedades mecânicas do modelo	28
5.2.1	Cavidade Pélvica	29
5.2.2	Malhas	31
6	Resultados	33
6.1	Simulação numérica do modelo assintomático	33
6.2	Fixação por linha de sutura	33
6.3	Fixação por nó de sutura	34
7	Discussão	37
7.1	Fixação por linha de sutura	37
7.1.1	Análise dos resultados obtidos usando a malha uterossagrada	37
7.1.2	Análise dos resultados obtidos usando a malha cardinal	38
7.1.3	Análise dos resultados obtidos usando a malha uterossagrada e a cardinal	39
7.2	Fixação por nó de sutura	41
7.2.1	Análise dos resultados obtidos usando a malha uterossagrada	41
7.2.2	Análise dos resultados obtidos usando a malha cardinal	42
7.3	Comparação dos resultados obtidos variando o método de fixação da malha	43
8	Conclusão	45
8.1	Trabalhos Futuros	46
	Referências	47

Lista de Figuras

1.1	Malha utilizada para a cirurgia: (a) posterior; e (b) anterior (adaptado de [1]) . . .	2
1.2	Resultado da simulação utilizando as propriedades da malha <i>DynaMesh-PRP soft</i> através da aplicação da pressão de Valsalva (adaptado de [2])	3
2.1	Osso Coxal (adaptado de [4])	6
2.2	Ilustração das cavidades pélvica, abdominal e torácica e do períneo (adaptado de [5]).	7
2.3	Metade direita da pélvis (adaptado de [5])	8
2.4	Vista lateral do diafragma pélvico feminino (adaptado de [6]).	9
2.5	Ligamentos e fáscia pélvica (adaptado de [6])	9
2.6	Constituintes principais da anatomia pélvica (adaptado de [8])	10
3.1	Tipos de Prolapso (adaptado de [9])	14
3.2	Representação dos Estádios de Prolapso (adaptado de [9])	15
3.3	Pontos e marcos para o <i>POP-Q</i> [11]	16
3.4	Pessário em anel e a sua utilização [17]	17
3.5	Representação das estruturas anatômicas antes e depois da colpoclese (adaptado de [18])	19
3.6	Malha <i>Dynamesh PRR</i> utilizada no tratamento do POP [21].	20
5.1	Modelo de elementos finitos usado na simulação constituído pelas estruturas de suporte, pelos órgãos pélvicos e o osso púbico. Em (a), (1) representa o reto, (2) o útero e o canal vaginal, (3) a bexiga, (4) o osso púbico, (5) o arco tendíneo da fascia pélvica, (6) a fáscia pélvica, (7) os músculos do pavimento pélvico e (8) os ligamentos laterais do reto. Em (b), (9) representa os ligamentos cardinais, (10) os ligamentos uterossagrados e (11) os ligamentos pubouretrais.	26
5.2	Malhas da <i>FEG Textiltechnik mbH</i> utilizadas para correção do prolapso dos órgãos pélvicos. Em (a) está presente a malha <i>DynaMesh PR</i> . Em (b) a malha <i>Dynamesh PRP</i> , (adaptado de [21]).	27
5.3	Malhas desenvolvidas para correção do prolapso dos órgãos pélvicos. Em (a) está presente a malha uterossagrada, para substituir os ligamentos uterossagrados. Em (b) a malha cardinal para a substituição dos ligamentos cardinais.	27

5.4	Malhas colocadas no modelo computacional. Em (a) está presente a malha uterossagrada, para substituir os ligamentos uterossagrados. Em (b) a malha cardinal para a substituição dos ligamentos cardinais.	28
5.5	Modo de fixação da malha ao: (a) sacro através de linha de sutura; (b) ATFP através de linha de sutura; (c) sacro através de nó de sutura; e, (d) ATFP através de nó de sutura.	29
5.6	Curva de tensão (σ_{11}) vs alongamento dos ligamentos assintomáticos e com dano 50%.	30
5.7	Ensaio de tração uniaxial à malha comercializada pela empresa <i>FEG Textiltechnik mbH</i>	31
5.8	Curvas médias de tensão (σ_{11}) vs alongamento obtidas através do ensaio de tração uniaxial das malhas dynamesh e restorelle.	32
6.1	Magnitude de deslocamento do modelo assintomático	34
7.1	Comparação da magnitude de deslocamento máximo no modelo medida entre o modelo assintomático, (a), e os modelos com fixação em linha usando a malha US com: (b) com propriedades restorelle e dano de 50% nos LUS; (c) com propriedades dynamesh e dano de 50% nos LUS; (d) com propriedades restorelle e ausência dos LUS; e, (e) com propriedades dynamesh e ausência dos LUS.	38
7.2	Comparação da magnitude de deslocamento máximo no modelo medida entre o modelo assintomático, (a), e os modelos com fixação em linha usando a malha C com: (b) com propriedades restorelle e dano de 50% nos LC; (c) com propriedades dynamesh e dano de 50% nos LC; (d) com propriedades restorelle e ausência dos LC; e, (e) com propriedades dynamesh e ausência dos LC.	39
7.3	Comparação da magnitude de deslocamento máximo no modelo medida entre o modelo assintomático, (a), e os modelos com fixação em linha e propriedades da restorelle: (b) com malha uterossagrada e ausência de LUS ; e, (c) com malha cardinal e ausência de LC;	40
7.4	Comparação da magnitude de deslocamento máximo no modelo medida entre o modelo assintomático, (a), e os modelos com fixação em nó usando a malha C com: (b) com propriedades restorelle e dano de 50% nos LUS; (c) com propriedades dynamesh e dano de 50% nos LUS; (d) com propriedades restorelle e ausência dos LUS; e, (e) com propriedades dynamesh e ausência dos LUS.	41
7.5	Comparação da magnitude de deslocamento máximo no modelo medida entre o modelo assintomático, (a), e os modelos com fixação em nó usando a malha C com: (b) com propriedades restorelle e dano de 50% nos LC; (c) com propriedades dynamesh e dano de 50% nos LC; (d) com propriedades restorelle e ausência dos LC; e, (e) com propriedades dynamesh e ausência dos LC.	42

7.6	Comparação da magnitude máxima de deslocamento no modelo medida entre o modelo assintótico, (a), e os modelos com malha uterossagrada e propriedades da restorelle: (b) com fixação em linha de sutura; e, (c) com fixação em nó de sutura.	43
-----	---	----

Lista de Tabelas

4.1	Passos para a análise estrutural pelo MEF (adaptado de [22])	22
5.1	Propriedades dos materiais da cavidade pélvica usados no modelo computacional (adaptado de [24]).	30
5.2	Propriedades dos ligamentos com dano obtidas para o modelo computacional. . .	31
5.3	Propriedades das malhas usadas no modelo computacional.	31
6.1	Magnitude máxima de deslocamento da malha uterossagrada (US) com propriedades das malhas restorelle e dynamesh para dano de 50% e ausência dos ligamentos uterossagrados com fixação em linha de sutura.	34
6.2	Magnitude máxima de deslocamento da malha cardinal (C) com propriedades das malhas restorelle e dynamesh para dano de 50 % e ausência dos ligamentos cardinais com fixação em linha de sutura.	35
6.3	Magnitude máxima de deslocamento da malha uterossagrada (US) com propriedades das malhas restorelle e dynamesh para dano de 50 % e ausência dos ligamentos uterossagrados com fixação em nó de sutura.	35
6.4	Magnitude máxima de deslocamento da malha cardinal (C) com propriedades das malhas restorelle e dynamesh para dano de 50 % e ausência dos ligamentos cardinais com fixação em nó de sutura.	36
6.5	Magnitude máxima de deslocamento da malha uterossagrada (US) com propriedades da malha dynamesh, para dano de 50% dos LUS e fixação por linha de sutura e por nó.	36

Abreviaturas e Símbolos

ATEA	Arco Tendíneo do Elevador do Ânus
ATFP	Arco Tendíneo da Fáscia Pélvica
FDA	<i>U.S. Food and Drug Administration</i>
IUE	Incontinência Urinária de Esforço
LC	Ligamento Cardinal
LLR	Ligamento Lateral do Reto
LUS	Ligamento Uterossagrado
MEA	Músculo Elevador do Ânus
MEF	Método dos Elementos Finitos
POP	Prolapso dos Órgãos Pélvicos
RM	Ressonância Magnética
WWW	<i>World Wide Web</i>

Capítulo 1

Introdução

O prolapso dos órgãos pélvicos tem origem na perda de capacidade de suporte das estruturas que sustentam os órgãos pélvicos. O POP pode ter como consequência a perda da funcionalidade dos órgãos prolapsados e colocam em causa o bem-estar da paciente. Afim de solucionar esta disfunção, muitos cirurgiões recorriam à implantação de malhas no pavimento pélvico para a sustentação do útero na sua posição natural. No entanto, verificou-se que estas malhas originavam, num elevado número de casos, complicações, tais como, a hemorragia vaginal e dor.

Afim de entender o porquê do surgimento destas complicações, e em particular para o prolapso uterino, foram realizadas simulações numéricas num modelo biomecânico. O suporte e estabilização do útero é proporcionado pelos ligamentos uterossagrados e cardinais. Para isso os modelos incluíram a variação do dano nestes ligamentos: dano de 50% e ausência de ligamento bem como a aplicação de malhas para a correção da descida do útero. Deste modo duas geometrias de malha foram desenvolvidas com base nas especificações presentes no mercado. A influência destas malhas foi estudada através da variação das suas propriedades, do modo de fixação e da geometria utilizada.

1.1 Estrutura da Dissertação

Para além da introdução, que constitui o primeiro capítulo, esta dissertação contém mais 7 capítulos.

No Capítulo 2, "**Revisão Bibliográfica**" é apresentada a revisão bibliográfica da anatomia pélvica feminina.

No Capítulo 3, "**Prolapso Genital**" é abordado o tema do prolapso dos órgãos pélvicos e a proibição da comercialização e utilização das malhas utilizadas nas cirurgias pélvicas.

No Capítulo 4, "**Método dos Elementos Finitos**" é realizada uma introdução à temática do método dos elementos finitos e são explicados os modelos constitutivos utilizados na definição das propriedades das estruturas e órgãos pélvicos.

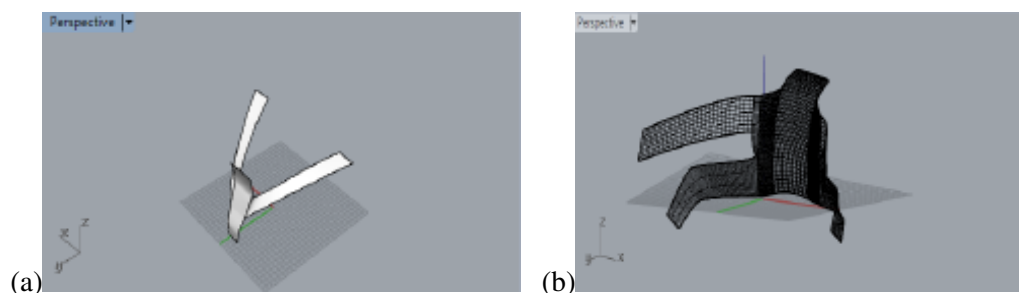


Figura 1.1: Malha utilizada para a cirurgia: (a) posterior; e (b) anterior (adaptado de [1])

No Capítulo 5, "**Modelo Computacional**" é descrito o modelo computacional utilizado nas simulações numéricas. Em seguida é referido o desenvolvimento das malhas, desde as especificações técnicas dos fabricantes até à sua inclusão no modelo.

No Capítulo 6, "**Resultados**" são apresentados os resultados obtidos para o modelo assintótico e para os modelos em que foram introduzidas as diferentes condições de fronteira, as propriedades da malha e o dano dos ligamentos.

No Capítulo 7, "**Discussão**", são analisados e comparados os resultados obtidos para a magnitude máxima de deslocamento.

No Capítulo 8, "**Conclusão**", são apresentadas as conclusões do trabalho desenvolvido e são referidos os possíveis trabalhos futuros a desenvolver.

1.2 Estudos anteriormente desenvolvidos

O autor Rios, G., [1] estudou o deslocamento da parede vaginal e do útero em condições clínicas normais. Estes serviram como ponto de referência para as análises seguintes, nas quais surgem associadas as disfunções pélvicas. De modo a corrigir as disfunções pélvicas relacionadas com a perda de suporte da parede vaginal e do útero o autor avaliou os procedimentos cirúrgicos padronizados e as malhas de suporte existentes na literatura. Com base nessa avaliação o autor decidiu seguir dois procedimentos cirúrgicos existentes:

- Colocação e reforço do sistema anterior: neste método a malha, presente na Figura 1.1 (b), é colocada entre o espaço vesico-vaginal. Os dois braços anteriores são fixos entre 1 a 2 cm da parte proximal do arco tendíneo, enquanto que os dois posteriores são fixos a 2 cm da parte distal do arco. Este método permite o reforço e suporte mecânico da parede anterior da vagina e do útero.
- Colocação e reforço do sistema posterior: neste uma nova malha, Figura 1.1 (a), foi desenvolvida e colocada entre o espaço reto-vaginal. O suporte desta é efetuado através de dois braços laterais que são fixos à secção medial dos ligamentos sacroespinhosos.

O autor simulou diferentes cenários de falha, através da diminuição da força e rigidez da fásia pubocervical e dos ligamentos uterossagrados. Estas permitiram concluir que o enfraquecimento

do suporte origina uma magnitude de deslocamentos maior dos órgãos pélvicos no sentido inferior perante o plano sagital. Relativamente à aplicação das malhas, tanto numa primeira fase a posterior, como numa segunda fase, a anterior, o autor concluiu que constituem uma solução confiável para o suporte da parede vaginal e uterina, reduzindo o deslocamento dos órgãos pélvicos face à ausência do suporte dos ligamentos uterossagrados, ou da fáscia pubocervical, respetivamente [1].

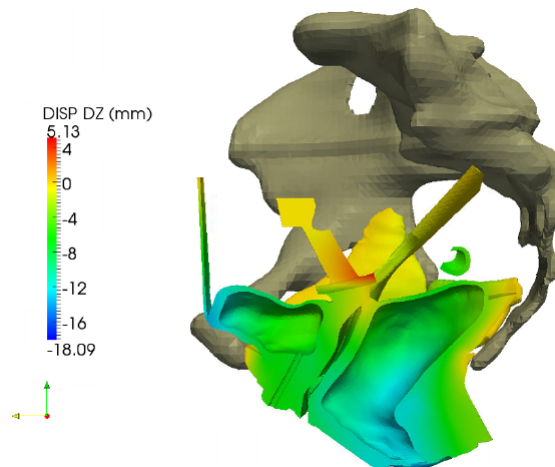


Figura 1.2: Resultado da simulação utilizando as propriedades da malha *DynaMesh-PRP soft* através da aplicação da pressão de Valsalva (adaptado de [2])

O autor Bhattarai, A., no artigo *PECTOPEXY TO REPAIR VAGINAL VAULT PROLAPSE: A FINITE ELEMENT APPROACH* investigou o comportamento da pectopexia (técnica que se baseia na suspensão da cúpula vaginal na face lateral do ligamento iliopectíneo através de uma prótese [3]) após a histerectomia para a correção do prolapso apical. O modelo biomecânico tridimensional utilizado nas simulações foi obtido através da técnica de plastinação ultra-fina em fatias. Esta técnica consiste em cortar em fatias de 1,5mm de espessura o bloco congelado da cavidade pélvica de um cadáver que são digitalizadas de ambos os lados e importadas como ficheiros BMP para o programa *WinSURF* para a construção dos órgãos pélvicos em modelos 3D. Este modelo 3D é aprimorado, utilizando os programas *MeshLab*, *Rhino* e *Salome* para obter o modelo discretizado final a utilizar na simulação.

O modelo computacional da malha desenvolvida por este autor seguiu as especificações da malha *Dynamesh-PRP* da empresa FEG Textiltechnik mbH. A malha é constituída por uma faixa retangular, com as laterais e o centro mais largos. As laterais são utilizadas para a fixação da malha ao ligamento pectíneo bilateralmente e o centro à cúpula vaginal através de sutura. Para a definição das propriedades mecânicas da malha o autor realizou ensaios de tração uniaxial às malhas *DynaMesh-PRP soft*, *Gynemesh* e *Ultrapro*. A simulação desta intervenção cirúrgica foi efetuada no programa *Code_Aster* aplicando sobre o modelo a pressão de Valsalva (4kPa) e na Figura 1.2 está representado o resultado da simulação após a aplicação desta pressão com a malha *Dynamesh PRP soft* [2; 3].

O autor concluiu com a realização destas simulações que a malha com propriedades da *Dynamesh PRP soft* permite a estabilização da posição dos órgãos pélvicos e um melhor suporte

da cúpula vaginal após a histerectomia do que a *Gynemesh* e a *Ultrapro*. Nestas simulações do modelo da cavidade pélvica foi ainda detetada uma hipermobilidade da bexiga, que pode originar uma incontinência urinária de esforço.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

2.1 Anatomia Pélvica

A pelve ou pélvis (lt. Pelvis) é um conjunto de estruturas complexas que se dividem em duas regiões: a pelve maior, falsa ou superior e a pelve menor, inferior ou verdadeira. A maior pertence à cavidade abdominal. Por sua vez, a menor encerra a cavidade pélvica. As extremidades da cavidade pélvica são totalmente envolvidas por ossos. Esta cavidade está separada do períneo, que se encontra numa posição inferior, através de uma estrutura fibromuscular designada, pavimento pélvico. O períneo é constituído pelas saídas dos sistemas urinário e gastrointestinal, pelas raízes dos órgãos genitais externos e pelas aberturas externas do sistema reprodutivo [4].

2.1.1 Cintura Pélvica

A cintura pélvica assume a função de transmissão de peso entre a coluna vertebral e os fémures. Por outro lado, tem ainda a capacidade de conter, suportar e proteger as vísceras assim como, servir de suporte para os músculos dos membros inferiores e do tronco. Esta estrutura é formada por quatro ossos: os dois ossos pélvicos, o sacro e o cóccix.

O osso pélvico é formado por três partes, o osso ílio, o púbis e o ísquio (Figura 2.1). Anatomicamente, unem-se anteriormente na sínfise púbica e posteriormente ao sacro através das juntas sacroilíacas. Formando uma estrutura que protege as partes inferiores dos tratos urinário e intestinal e órgãos reprodutores internos [4; 5].

O ílio apresenta na parte superior uma forma semelhante a um leque. Esta zona está associada internamente ao abdómen e no lado externo ao membro inferior. A crista ilíaca encontra-se na extremidade superior desta estrutura e termina anteriormente como espinha ilíaca superior anterior e na região posterior como espinha ilíaca superior posterior. Lateralmente há uma expansão da crista que dá origem ao tubérculo da crista ilíaca. A espinha ilíaca anterior inferior localiza-se na margem anterior do ílio. Esta estrutura é superior à eminência iliopúbica, área elevada de osso, que tem origem na fusão do púbis com o ilíaco [4].

O ísquio constitui a parte posterior e inferior do osso pélvico. É caracterizado por um grande corpo que se une ao ilíaco e ao ramo superior do púbis. Anteriormente, apresenta uma projeção que

permite a ligação ao ramo inferior da púbis. Na margem posterior encontra-se a espinha isquiática que separa o entalhe ciático superior do inferior. Este constituinte do osso pélvico possui ainda a tuberosidade isquiática que assegura a fixação dos músculos dos membros inferiores e o apoio do corpo quando sentado.[4].

O último constituinte do osso pélvico, o púbis, localiza-se na parte ântero-posterior e é constituído por um corpo principal e dois braços. O corpo principal é achatado na direção dorso-ventral. O braço ou ramo púbico superior prolonga-se desde o corpo até ao ílio e ao ísquio. Por sua vez, o inferior projeta-se lateral e inferiormente e une-se ao ísquio [4].

O sacro resulta da fusão de cinco vértebras que forma um único osso. Tem uma forma triangular com o ápice direcionado para baixo. Na região anterior apresenta uma curvatura côncava e na posterior convexa. Inferiormente liga-se ao cóccix e superiormente à vértebra L5. [4].

O cóccix apresenta uma forma triangular e, como já referido, articula-se com a extremidade inferior do sacro. É uma estrutura óssea pequena sem arcos vertebrais e sem canal vertebral [4].

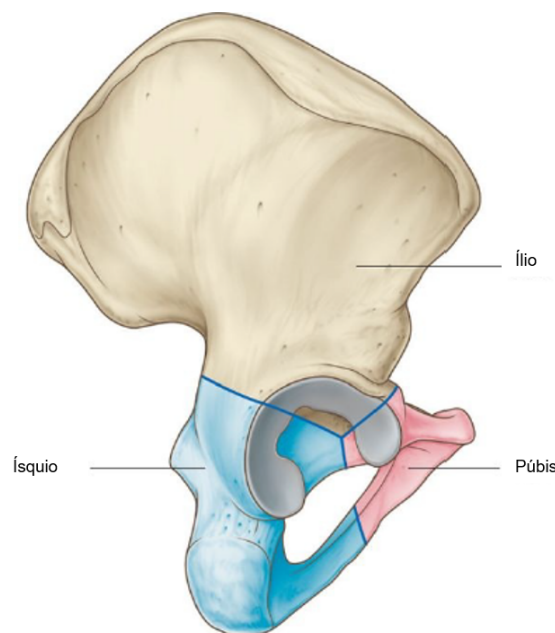


Figura 2.1: Osso Coxal (adaptado de [4])

2.1.2 Cavidade Pélvica

A cavidade pélvica, denominada também cavidade da pélvis verdadeira, está localizada entre a entrada e a saída pélvica e é dividida pelo diafragma pélvico em duas partes, acima localiza-se a cavidade pélvica principal e abaixo o períneo. Desta estrutura fazem parte as extremidades inferiores do trato intestinal e urinário, os órgãos genitais internos vasos linfáticos, sanguíneos e os nervos [5].

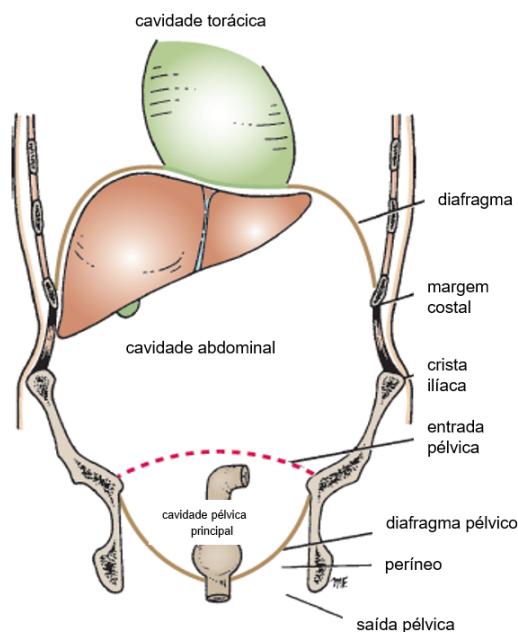


Figura 2.2: Ilustração das cavidades pélvica, abdominal e torácica e do períneo (adaptado de [5]).

2.1.2.1 Pavimento e paredes da cavidade pélvica

As paredes da cavidade pélvica são constituídas pelo sacro, pelo cóccix, pelos ossos pélvicos, localizados numa posição inferior à linha terminal, por dois músculos e dois ligamentos.

Os dois ligamentos denominam-se por sacro-espinhoso e sacrotuberoso e permitem delimitar as aberturas entre a cavidade pélvica e as regiões adjacentes, formando locais por onde as estruturas passam. O sacro-espinhoso, de forma triangular, está ligado nas suas extremidades: uma delas liga-se à espinha isquiática e a sua base às margens do cóccix e do sacro. Por sua vez, o sacrotuberoso de forma triangular está conectado lateralmente à tuberosidade isquiática e na sua base à espinha ilíaca, ao cóccix e ao sacro. Estas estruturas encontram-se representadas na Figura 2.3.

Na sua constituição encontra-se também o músculo obturador interno e o piriforme. O obturador interno tem origem na parede ântero-lateral da pélvis verdadeira e insere-se na face medial do trocânter maior do fémur e possibilita a rotação lateral da articulação estendida do quadril e a abdução do quadril flexionado. O músculo piriforme tem a mesma função do obturador e localiza-se entre a face anterior do sacro e a borda superior do trocânter maior do fémur. A comunicação entre a cavidade pélvica e as outras regiões é efectuada através de três aberturas existentes em cada lateral da parede pélvica: canal obturador, forame ciático maior e o menor.

O pavimento pélvico é constituído pelo diafragma pélvico, pela membrana do períneo e pelos músculos da região profunda do períneo. O músculo elevador do ânus e o músculo coccígeo (representados na Figura 2.4) constituem o diafragma pélvico e representam a componente muscular desta estrutura. Estes músculos têm como principal função a formação do pavimento pélvico, que por sua vez suporta as vísceras pélvicas. Em particular, o elevador do ânus reforça o esfíncter

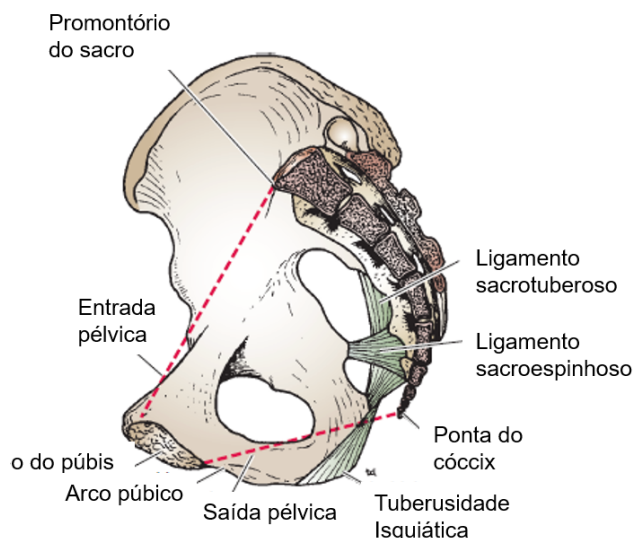


Figura 2.3: Metade direita da pélvis (adaptado de [5])

externo do ânus e comporta-se como esfíncter vaginal enquanto o cóccigeo é responsável pelo movimento do cóccix para a frente depois da defecação.

Da região profunda do períneo fazem parte os seguintes músculos: o esfíncter externo da uretra, o transverso profundo do períneo, o compressor da uretra e o esfíncter uretro-vaginal. O esfíncter externo da uretra tem como função garantir a compressão da uretra. Por outro lado, aquando da micção relaxa. O músculo transverso profundo do períneo é responsável por estabilizar a posição do corpo do períneo. O compressor da uretra e o esfíncter uretro-vaginal representam um esfíncter acessório da uretra [4].

2.1.3 Tecidos Conjuntivos

Os tecidos conjuntivos são as estruturas de suporte do pavimento pélvico menos conhecidas e compreendidas, pela sua dificuldade de observação tanto nas imagens de ressonâncias magnéticas como nas autópsias. Estes tecidos são responsáveis pela suspensão dos órgãos do pavimento pélvico através da fixação na parede lateral pélvica. Este sistema de suporte é muito complexo, visto que as propriedades do tecido, desde a composição, a espessura e a resistência variam muito de acordo com a localização dos mesmos. A classificação dos tecidos tem como base o ponto de fixação à vagina. Assim sendo, estão divididos em três níveis, I, II e III, que suportam a zona proximal, média e distal da vagina, respetivamente [7].

O nível I é constituído pelos ligamentos uterossagrados e pelos cardinais, presentes na Figura 2.5, que suportam a parte superior da vagina e o útero. A composição do ligamento uterossacral varia desde a sua fixação ao sacro onde apresenta tecido conjuntivo solto e gorduroso, à região média onde é um tecido conjuntivo denso e, por fim, na sua fixação ao útero e parte superior da vagina revela-se um músculo liso. Por sua vez, os ligamentos cardinais conferem estabilidade

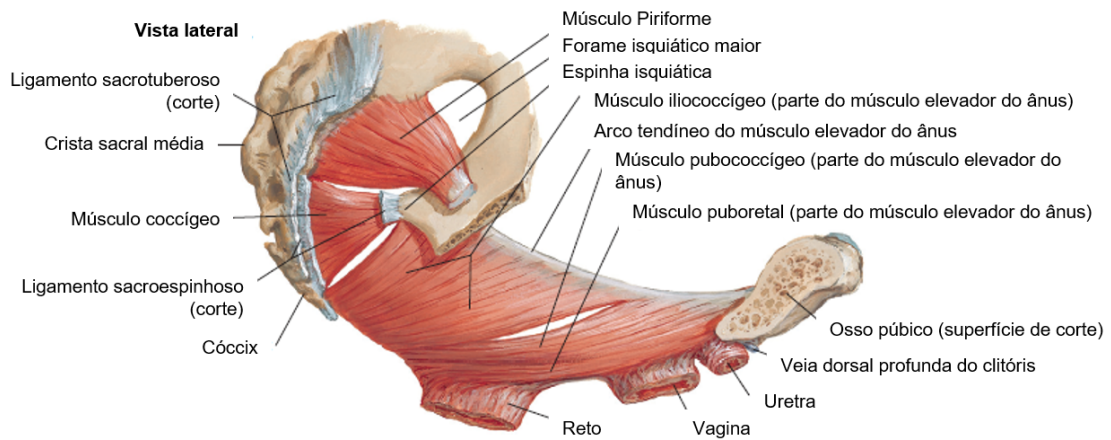


Figura 2.4: Vista lateral do diafragma pélvico feminino (adaptado de [6]).

lateral à vagina fixando-se ao terço proximal da vagina e na outra extremidade à parede lateral pélvica [7].

O nível II, na região média da vagina, fornece estabilidade adicional lateral à vagina através da presença de fásia endopélvica anterior e posterior que se estende desde a vagina até as paredes laterais pélvicas inserindo-se no arco tendíneo da fásia pélvica [7].

O nível III de suporte resulta da fusão da fásia endopélvica na sínfise púbica (anterior) e do corpo do períneo (posterior) [7].

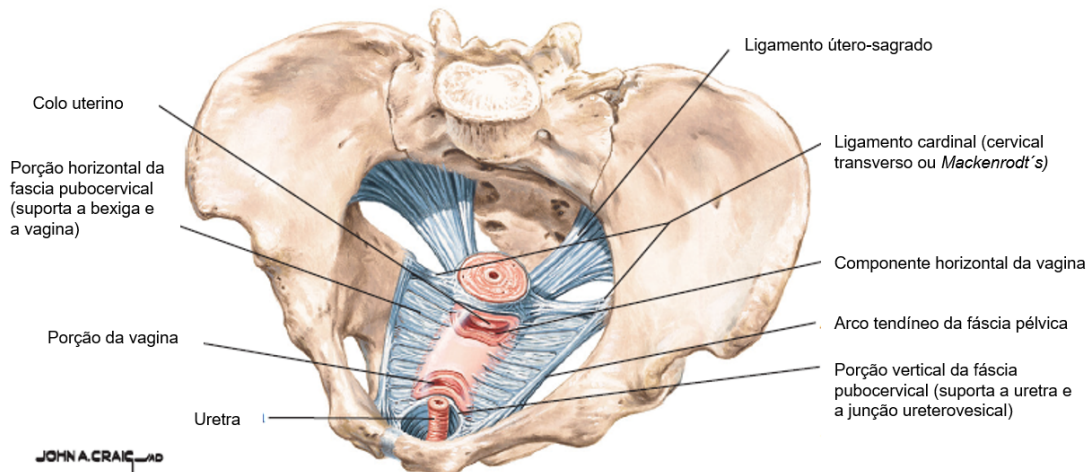


Figura 2.5: Ligamentos e fásia pélvica (adaptado de [6])

O arco tendíneo da fásia pélvica (ATFP) e o arco tendíneo do elevador do ânus (ATEA) são estruturas adicionais de tecido conjuntivo que surgem lateralmente da condensação da fásia. O ATEA insere-se no ramo púbico anterior e prolonga-se até à coluna isquiática (a posterior) fornecendo suporte para os músculos pubococcígeo e iliococcígeo do elevador do ânus. Em paralelo

com o ATEA, o ATPF sobrepõe-se ao obturador interno e ao elevador do ânus e serve de fixação bilateral para a vagina, ancorando a vagina anterior à parede lateral pélvica [7].

2.1.4 Útero

O útero (Figura 2.6) é constituído pelo corpo e pelo colo do útero. É um órgão caracterizado por paredes espessas musculares e localiza-se entre o reto e a bexiga, ligando-se, inferiormente, à vagina. O corpo do útero tem uma forma achatada e é arredondado na extremidade superior.

O colo do útero constitui a porção inferior do útero e tem uma geometria semelhante a um cilindro achatado e largo com um canal interno. O orifício superior interno está conectado à cavidade interna do útero e o inferior está ligado à cavidade vaginal [4].

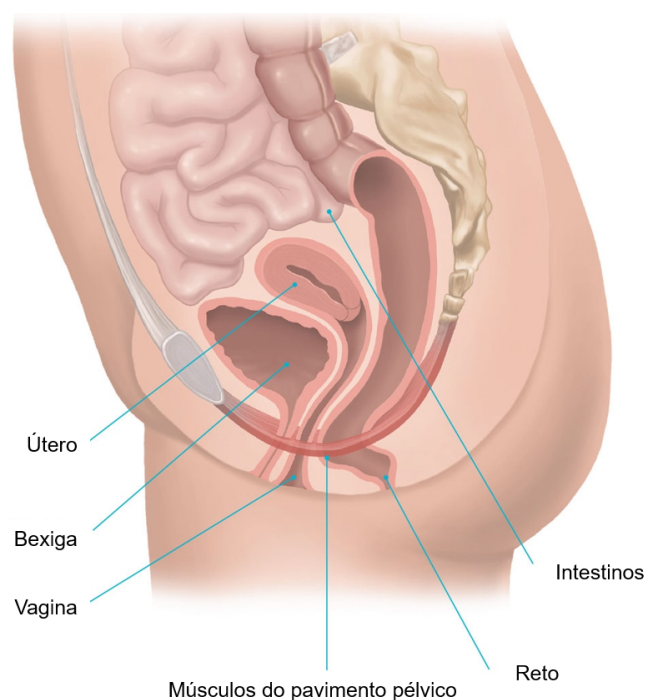


Figura 2.6: Constituintes principais da anatomia pélvica (adaptado de [8])

2.1.5 Vagina

A vagina caracteriza-se por um tubo fibromuscular que se prolonga desde o períneo até à cavidade pélvica. A parede anterior da vagina interage com a uretra e a base da bexiga, enquanto que, a posterior relaciona-se com o reto. A cúpula vaginal forma-se entre a margem do colo do útero e parede vaginal e em função da posição divide-se em: cúpula posterior e anterior e duas laterais [4].

2.1.6 Bexiga

A bexiga encontra-se inserida na cavidade pélvica e quando se expande entra na cavidade abdominal. Este órgão ocupa a posição mais anterior da cavidade pélvica e tem uma geometria semelhante a uma pirâmide de três lados. É constituída por um ápice, uma base, uma superfície superior e por duas infero-laterais[4].

O colo vesical constitui a porção inferior da bexiga e entra em contacto com a uretra no local em que a base e as duas superfícies infero-laterais se cruzam [4].

2.1.7 Uretra

A uretra tem início na base da bexiga e prolonga-se até uma abertura externa no períneo, caracteriza-se por um comprimento de aproximadamente quatro centímetros e descreve uma curva até ao períneo, passando a bolsa perineal profunda e a membrana perineal. A sua abertura encontra-se entre os lábios pequenos[4].

Capítulo 3

Prolapso Genital

Os órgãos pélvicos são sustentados e posicionados através da interação de um conjunto de estruturas anatómicas. Deste conjunto fazem parte: o músculo elevador do ânus, a fáscia, os ligamentos uterossagrados, cardinais e os ligamentos de suporte uretral. Quando estas estruturas sofrem algum dano, fragilizam e perdem a capacidade de suporte ocorre um POP. A predisposição genética, o envelhecimento, o parto, falhas no tecido conjuntivo, a menopausa e fatores que incrementam a pressão intra-abdominal, como por exemplo a obesidade, são fatores de risco para a ocorrência de um prolapso [6].

3.1 Tipos de Prolapso

Os prolapso dividem-se e classificam-se em função do órgão pélvico que se move devido à perda ou fragilização do suporte associado. Desta forma, à descida do útero dá-se o nome de histerocelo, da uretra, uretrocelo, da bexiga, cistocelo, do reto, retocelo. Pode ainda ocorrer um enterocelo devido ao aparecimento de uma hérnia verdadeira no topo da vagina. Na Figura 3.1 estão representados os diferentes tipos de prolapso. No entanto, o POP ocorre frequentemente em vários órgãos pélvicos em simultâneo, devido à interação existente entre os mesmos na cavidade pélvica.

3.2 Quantificação do Prolapso

O prolapso pode ser classificado em diferentes estágios. Esta classificação recorre ao exame POP-Q (*Pelvic Organ Prolapse Quantification*) que mede a posição de seis pontos da vagina em relação ao hímen. Deste modo, quando numa paciente que já fora submetida a uma histerectomia o colo do útero apresenta-se no mínimo tão alto como o comprimento da vagina diz-se que se encontra no estágio 0, sem prolapso. No entanto, quando se verifica que a porção mais afastada do prolapso se encontra a uma distância superior a um centímetro acima do anel himenial denomina-se de prolapso de estágio I. O II caracteriza-se pela porção mais distal se encontrar entre 1cm abaixo e acima do hímen. O III para um centímetro além do anel himenial e menor ou igual

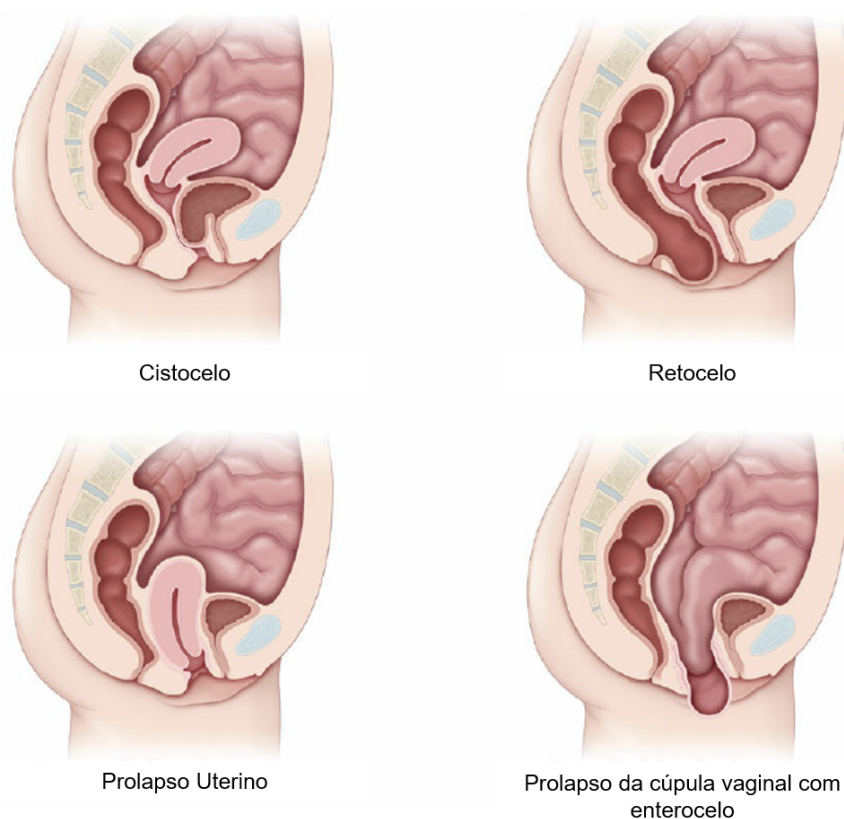


Figura 3.1: Tipos de Prolapso (adaptado de [9])

ao comprimento total da vagina subtraído de dois centímetros. O último estágio, IV, apresenta uma eversão completa da vagina. [10] Na Figura 3.2 encontram-se representados os estádios de prolapso.

Os seis pontos referidos anteriormente para o medição do grau de prolapso são: Aa, ponto A anterior, Ap, ponto A posterior, Ba, ponto B anterior, Bp, ponto B posterior, C, cérvix e D, fórnix posterior. São ainda retirados três marcos: gh, hiato genital, pb, corpo do períneo e tvl, comprimento total da vagina. Na Figura 3.3 estão representados os pontos e os marcos para o *POP-Q*. A medição é efetuada em centímetros e considera o hímen como origem do referencial, quando se localiza acima ou próximo do hímen assume um valor negativo, por sua vez, quando se localiza abaixo ou distal ao hímen assume um valor positivo. [11]

3.3 Epidemiologia

A quantificação da distribuição percentual do prolapso dos órgãos pélvicos na população é difícil de obter por várias razões. O diagnóstico obtido com base em diferentes sistemas de classificação, assim como a variação das taxas na avaliação de um grupo de mulheres sintomáticas face a um grupo assintomático e ainda fatores como a vergonha ou a aceitação do prolapso como parte do processo de envelhecimento natural constituem obstáculos à caracterização da sociedade face ao prolapso dos órgãos pélvicos [12].

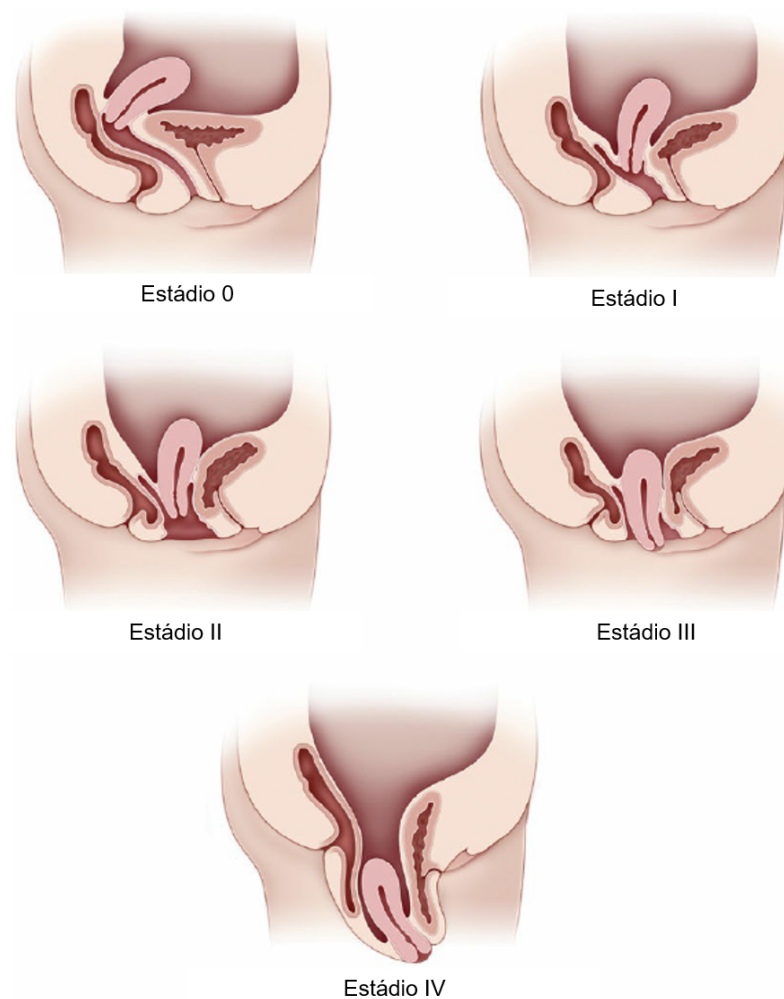


Figura 3.2: Representação dos Estádios de Prolapso (adaptado de [9])

No estudo *Prevalence of pelvic organ prolapse and related factors in a general female population* realizado num grupo de 1320 mulheres turcas constatou-se que 27.1% evidenciam prolapso genital [13].

Na Suécia, o estudo realizado num grupo de 5199 mulheres 20 anos após uma única gravidez que terminou em parto vaginal ou cirúrgico revela que 663 mulheres apresentam prolapso dos órgãos pélvicos sintomático (12.8%) [14].

Recentemente, um estudo realizado afirmou que o POP afeta entre 41 a 50% das mulheres com idade superior a 40 anos [15].

3.4 Etiologia e Fatores de Risco

Na literatura constata-se que são vários os fatores de risco responsáveis pelo desenvolvimento de POP: a obesidade, o parto vaginal, o grande tamanho do bebé, o esforço crónico, a idade, a menopausa e desordens do tecido conjuntivo [13].

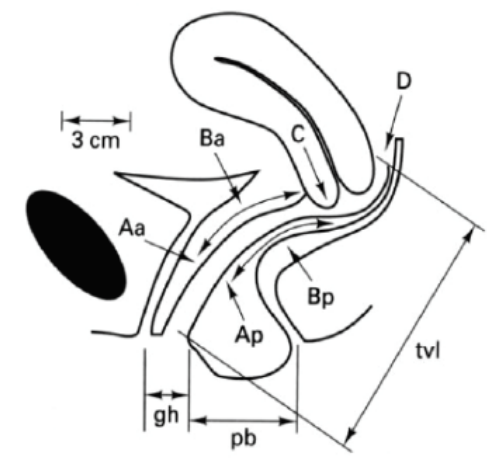


Figura 3.3: Pontos e marcos para o POP-Q [11]

No estudo *Prevalence of pelvic organ prolapse and related factors in a general female population*, supracitado, verifica-se que o risco de ocorrência de POP aumenta 1.5 vezes quando se dá um parto vaginal. Este valor é corroborado pela baixa percentagem de POP para parto por cesariana (10.6%) face ao vaginal (20.8%).

Do estudo realizado na Suécia verifica-se que 3995 mulheres que tiveram um parto vaginal. Destas 588 apresentam POP, correspondendo a uma percentagem de 14.6% . Quando o parto se deu por cesariana obteve-se uma percentagem de 6.3% (75/1204).

Neste estudo são ainda analisados outros potenciais fatores de risco. A idade, o comprimento do recém nascido e da circunferência da cabeça não constituíram argumento de risco para o POP sintomático. No entanto, o peso do bebé no nascimento, e o índice de massa corporal (IMC) materno atual são fatores de risco para a ocorrência de prolapso. A análise constatou que, para o grupo de mulheres que teve parto vaginal, a probabilidade de POP sintomático aumenta 3% por cada unidade de aumento do (IMC). Relativamente, ao peso do recém nascido, por cada 100g de aumento a probabilidade aumenta 3% [14].

3.5 Tratamento

O prolapso dos órgãos pélvicos pode provocar uma diminuição da qualidade de vida da mulher, afetando os músculos do pavimento pélvico e os órgãos associados. Assim, torna-se importante a execução de um tratamento de modo a corrigir total ou parcialmente o prolapso. O tratamento a aplicar deve adaptar-se a cada caso em particular, bem como aos sintomas e expectativas da paciente.

Os tratamentos dividem-se em dois grupos: o tratamento conservador, que é menos invasivo, recorrendo a dispositivos médicos como o pessário ou a terapêutica de reabilitação; e o cirúrgico, que varia mediante o tipo e estágio do prolapso [16].

3.5.1 Tratamento Conservador

No tratamento conservador do prolapso dos órgãos pélvicos é utilizado o pessário. Este dispositivo médico vaginal em silicone é seguro, eficaz e pouco invasivo, proporcionando uma diminuição rápida dos sintomas. O seu uso é aconselhado quando a utente opta por um tratamento mais conservador e não tão invasivo quanto o tratamento cirúrgico ou quando se trata de um tratamento temporário. A idade avançada e a falência cirúrgica são outros fatores que podem conduzir a esta abordagem. Os pessários têm um comprimento que pode variar entre 65 e 100 mm de diâmetro e assumir função de suporte ou de preenchimento de espaço. Os de suporte são bidimensionais e entre estes destaca-se o modelo em anel, Figura 3.4 (a), que é o mais utilizado devido à facilidade de manuseamento e pelo seu conforto. Na Figura 3.4 (b) encontra-se representada a posição do pessário dentro da cavidade pélvica. Por outro lado, os de preenchimento de espaço são tridimensionais e menos estudados do que os anteriores, sendo utilizados para maiores graus de prolapso [12].

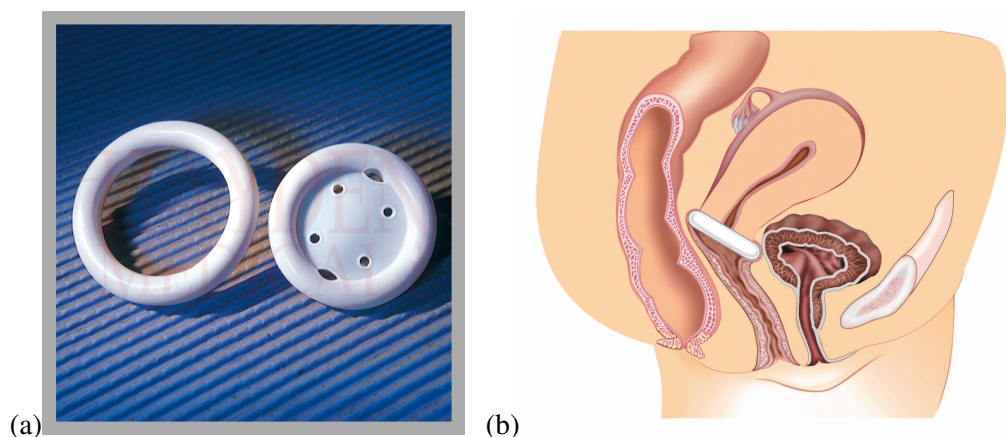


Figura 3.4: Pessário em anel e a sua utilização [17]

Esta abordagem tem inconvenientes como a erosão vaginal, que é de todos o mais frequente de ocorrer, o corrimento vaginal, a obstipação e também a possibilidade de agravamento ou aparecimento de incontinência urinária. Estas desvantagem podem levar à descontinuação do uso do pessário.

Outra abordagem conservadora, denominada de terapêutica de reabilitação, pode ser aplicada de forma a prevenir o agravamento e o aparecimento do prolapso das estruturas pélvicas. Esta terapia inclui uma alteração dos hábitos de vida da mulher, que vão desde a perda de peso, ausência de esforços elevados e abstinência do tabaco e o recurso a fisioterapia pélvica associada a um melhoramento da função do períneo. Existem outras terapias, tais como o exercício físico, o treino vesical e intestinal, o reforço do músculo perineal, para a reeducação do pavimento pélvico [12].

3.5.2 Tratamento Cirúrgico

O recurso à cirurgia surge como alternativa quando a abordagem conservadora em utentes com prolapso sintomático não é eficaz ou quando há a recusa de um tratamento não cirúrgico. Esta técnica tem como finalidade reconstruir a anatomia, repor a função e excluir os sintomas. O tratamento cirúrgico inclui várias vias e técnicas de abordagem que variam consoante a localização e a dimensão do prolapso, a origem dos sintomas e as expectativas da mulher. A experiência do cirurgião também influencia a tomada de decisão, visto que cada médico desenvolve os seus métodos e abordagens ao longo da carreira. De salientar que associado a um POP não raras vezes surge uma incontinência urinária por esforço, que é reparada em simultâneo na cirurgia.

As técnicas cirúrgicas podem ser divididas em dois grupos: cirurgias reconstrutivas e cirurgias obliterativas. A reconstrutiva visa a otimização da anatomia e a sua função. Por sua vez, a obliterativa promove o encerramento vaginal e é exclusiva para mulheres que aceitam este tratamento [16].

A seleção da via cirúrgica para a correção do POP está diretamente relacionada com o tipo de prolapso que se pretende corrigir. Desta forma, perante o prolapso da parede vaginal anterior, o prolapso da parede vaginal posterior, o prolapso apical (nas técnicas de suspensão apical transvaginal e histerectomia vaginal) recorre-se, de um modo geral, à cirurgia via vaginal. Associado à cirurgia via abdominal está o prolapso apical (técnicas de sacrocolpopexia e histeropexia sagrada) [16].

Estes tratamentos estão em determinados contextos associados a um alto risco de complicações aquando da cirurgia. Nestes casos pode-se recorrer à colpoclese, cirurgia vaginal obliterativa [16]. Esta cirurgia, representada na Figura 3.5, envolve a sutura da parede vaginal anterior com a posterior, evitando assim a descida das mesmas e funcionando como suporte para o útero. No entanto, as pacientes têm de abdicar da atividade sexual [18].

A colporrafia anterior surge como principal cirurgia para o tratamento do prolapso do compartimento anterior, atingindo taxas de sucesso entre 80% a 100% [12]. Nesta ocorre a plicatura mediana da fáscia endopélvica da parede vaginal anterior. No entanto, um outro tratamento para este tipo de prolapso pode ser efetuado, denominado, correção do defeito paravaginal, que consiste em suspender a parede vaginal na fáscia do arco tendíneo [16].

Quando se trata de um prolapso de compartimento posterior três cirurgias podem ser efetuadas: colporrafia posterior tradicional, correção posterior sítio específico e correção transanal.

Por outro lado, quando se trata de um prolapso apical, isto é, do útero ou da cúpula vaginal, as cirurgias associadas são: a sacrocolpopexia, que consiste na utilização de uma rede para a fixação da vagina ao ligamento longitudinal anterior do sacro, e as técnicas de suspensão apical transvaginal. Dentro deste grupo destacam-se a suspensão ao ligamento sacroespinhoso e a suspensão aos ligamentos uterossagrados, nas quais o ápex vaginal é suspenso no ligamento sacroespinhoso e uterossagrado, respetivamente [16].

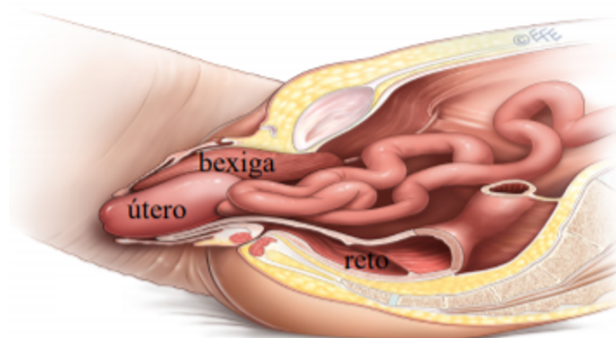
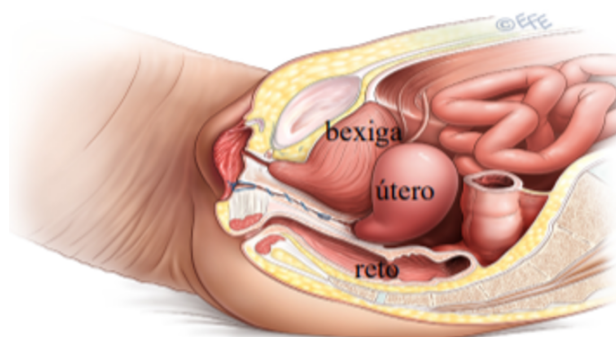
Aparência antes da cirurgia da colpoclese**Aparência após a cirurgia da colpoclese**

Figura 3.5: Representação das estruturas anatômicas antes e depois da colpoclese (adaptado de [18])

3.5.2.1 Malhas Cirúrgicas

A malha cirúrgica constitui um dispositivo médico utilizado para a correção do prolapso dos órgãos pélvicos. Assim, fornece aos tecidos enfraquecidos ou danificados na sequência de, por exemplo, um parto vaginal, suporte adicional às estruturas. Este dispositivo de implantação cirúrgica pode ser produzido através de materiais sintéticos ou tecido animal. As malhas sintéticas podem ser absorvíveis, não absorvíveis ou uma combinação de ambos. No entanto, as malhas com base em tecido animal são absorvíveis e são obtidas através de tecidos naturais de um porco ou uma vaca. Antes de serem utilizados estes dispositivos são desinfetados e processados.

As malhas não absorvíveis assumem o papel de um implante que permanecerá no corpo e que servirá de suporte. Por sua vez, uma malha absorvível degrada-se com o tempo, perdendo a capacidade de reforço das estruturas. Esta permite que na zona de reparação haja um crescimento de tecido, que substitui gradualmente a malha. [19].

A malha sintética mais utilizada é de polipropileno. Esta malha foi numa primeira fase implementada no reparo de hérnias abdominais. Posteriormente, na sacrocolpopexia abdominal e no início dos anos noventa *Ulmsten* desenvolveu com sucesso as *sling* mid-uretais para o tratamento da incontinência urinária de esforço (IUE). Somente numa fase posterior foram incluídas na ci-

rurgia de reconstrução pélvica. A *FEG Textiltechnik mbH* é um dos fabricantes destas malhas e apresenta como solução para o tratamento do prolapso apical a malha *Dynamesh PRR*. Na Figura 3.6 está representada a fixação desta malha ao sacro, permitindo a sustentação do útero e da vagina [20].

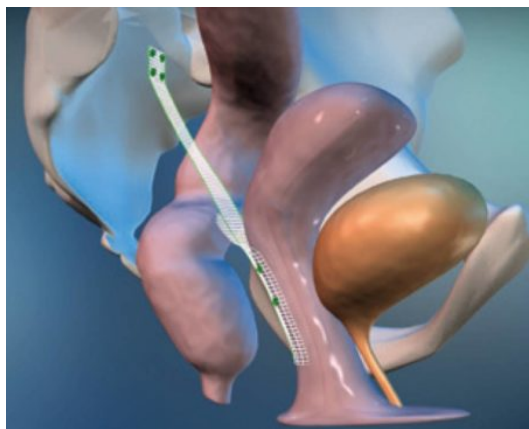


Figura 3.6: Malha *Dynamesh PRR* utilizada no tratamento do POP [21].

No entanto, nos últimos anos muitas questões e preocupações têm sido colocadas acerca do uso, segurança e eficácia destas malhas na cirurgia pélvica. A aplicação das malhas cirúrgicas está, tal como em qualquer procedimento cirúrgico, associada a possíveis complicações, como dores, hemorragias, infeções, logo após a data da cirurgia ou com a passagem do tempo [20]:

- Alteração sensorial ou dor nas costas, abdómen, pélvis, perna, vagina, virilha ou períneo, não derivada do movimento ou da atividade sexual;
- Hemorragia vaginal;
- Infeções, incontinência e retenção urinárias ou dor durante a micção;
- Dificuldade ou dor na defecação, bem como possibilidade de incontinência fecal, sangramento retal ou passagem de muco;
- Infeção associada ou não a um ou mais sintomas descritos anteriormente [20].

A Administração de alimentação e medicamentos (FDA), do departamento de Saúde e Serviços Humanos dos Estados Unidos, perante as complicações e a insegurança da malha para a utente ordenou, no dia 16 de abril de 2019, que os fabricantes das malhas cirúrgicas utilizadas no tratamento cirúrgico de reparação do prolapso do compartimento anterior, retirassem o produto do mercado. Esta interdição estaria ativa até os fabricantes garantirem com razoável grau de confiança a segurança e eficácia da mesma. No entanto, até ao momento da escrita desta dissertação, o FDA não levantou a interdição, porque ainda não é aceite e argumentado que os benefícios desta prática superem os riscos supracitados. [19]

Capítulo 4

Método dos Elementos Finitos

4.1 Introdução

A maioria dos fenômenos físicos que envolvem a engenharia e a ciência podem ser representados através de equações diferenciais parciais. O MEF surge como meio numérico de resolução aproximada dessas equações. O MEF, de um modo geral, consiste na modelação de um modelo genérico, envolvendo meios contínuos. Estes meios são particionados em partes discretas, sobre as quais é possível obter ou conhecer uma representação matemática do seu comportamento. Esta estruturação em partes denomina-se discretização. Deste modo, esta parte, ou esta sub-região, constituída por um tamanho finito tem o nome de elemento finito. Os pontos partilhados por vários elementos, mediante o tipo de formulação são chamados de nós. A partição de um meio contínuo em sub-conjuntos de descrição segundo formulação matemática permitem a resolução de um problema complexo seguindo uma resolução sequencial e estruturada que no fim, quando agrupadas, conduzem a uma possível solução do problema inicial. Assim sendo, na Tabela 4.1 estão apresentados os passos da análise envolvendo o Método dos Elementos Finitos [22].

4.2 Modelos Constitutivos

A relação entre a tensão e a deformação dos materiais hiperelásticos no Abaqus é dada pela energia potencial de deformação, em vez do coeficiente de Poisson e do módulo de Young. Esta energia pode ser representada através de diferentes modelos: o modelo polinomial, o modelo de Ogden, o modelo Arruda-Boyce, o modelo de Marlow e o de Van der Waals. Existem também modelos mais simplificados como o de Mooney-Rivlin, Neo-Hookeen, Yeoh e polinomial reduzido. Na Equação 4.1 é representada a forma polinomial mais comum da energia potencial de deformação (U).

$$U = \sum_{i+j=1}^N C_{ij} (\bar{I}_1 - 3)^i (\bar{I}_2 - 3)^j + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J_{el} - 1)^{2j} \quad (4.1)$$

Tabela 4.1: Passos para a análise estrutural pelo MEF (adaptado de [22])

Passos	Descrição
1	Discretização da estrutura. O meio contínuo (geometria) é subdividido em elementos finitos, ou seja, a geração da malha de elementos finitos.
2	Os elementos são conectados por um número discreto de pontos nodais situados nas suas fronteiras; chamado nós.
3	Definição das propriedades de material dos elementos.
4	Escolha de um conjunto de funções para definir o estado de deslocamento dentro de cada “elemento finito” em termos dos seus deslocamentos nodais.
5	As funções de deslocamento definem o estado de deformação dentro de um elemento em termos dos deslocamentos nodais. Estas deformações em conjunto com as deformações iniciais e as propriedades constitutivas do material definem o estado de tensão através dos elementos.
6	Agrupamento de matrizes de massa, de amortecimento e de rigidez, que são derivadas de um método baseado em funções de forma. Estas matrizes relacionam o deslocamento nodal, velocidade e aceleração nas forças aplicadas sobre os nós.
7	Aplicação de cargas – forças ou momentos aplicados externamente de forma concentrada ou distribuída.
8	Definição de condições fronteira.
9	Resolução de sistemas de equações algébricas lineares.
10	Cálculo de deslocamento, tensões, reacções, modos naturais ou outra informação de pós-processamento.

Nesta equação J_{el} representa a razão de volume elástico. Por sua vez $\bar{I}_1$ e $\bar{I}_2$ são medidas de distorção do material. Os parâmetros N , C_{ij} e D_i relacionam-se com o material e podem ser função da temperatura. O segundo descreve o comportamento de cisalhamento do material e o terceiro introduz a compressibilidade. Deste modo, para os materiais totalmente incompressíveis todos os valores de D_i serão nulos. Perante esta condição a segunda parte da equação pode ser ignorada [23].

4.2.1 Modelo Neo-Hookean

O modelo de Neo-Hookean é dado pela equação 4.2:

$$U = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D_1} \left(J^{el} - 1 \right)^2 \quad (4.2)$$

Neste U representa a energia de deformação por unidade de referência de volume. Por sua vez, C_{10} e D_1 são parâmetros do material dependentes da temperatura e $\bar{I}_1$ o primeiro invariante do tensor das deformações de desvio dado pela equação $\bar{I}_1 = \bar{\lambda}_1^2 + \bar{\lambda}_2^2 + \bar{\lambda}_3^2$. O parâmetro $\bar{\lambda}_i$ representa o *deviatoric stretches* e é dado por $\bar{\lambda}_i = J^{-\frac{1}{3}} \lambda_i$, sendo λ_i o *principal stretch* [23].

4.2.2 Modelo Ogden

Ogden apresenta o seu modelo de energia potencial de deformação através da Equação 4.3. Os parâmetros μ_i , α_i e D_i são inerentes ao material e dependem da temperatura [23].

$$U = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} (\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J^{el} - 1)^{2i} \quad (4.3)$$

4.2.3 Modelo Yeoh

O modelo Yeoh para a energia potencial de deformação é dado pela Equação 4.4.

$$U = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{20}(\bar{I}_1 - 3)^2 + C_{30}(\bar{I}_1 - 3)^3 + \frac{1}{D_1} (J^{el} - 1)^2 + \frac{1}{D_2} (J^{el} - 1)^4 + \frac{1}{D_3} (J^{el} - 1)^6 \quad (4.4)$$

C_{i0} e D_i são parâmetros do material dependentes da temperatura e $\bar{I}_i$ representa o invariante do tensor das deformações de desvio [23].

Capítulo 5

Modelo Computacional

5.1 Modelos

5.1.1 Modelo da cavidade pélvica

O modelo computacional utilizado como ponto de partida para as simulações efetuadas fora anteriormente desenvolvido nos trabalhos de Brandão et al. [24][25]. Este modelo foi desenvolvido a partir de imagens de alta resolução de ressonância magnética. Duas pessoas com larga experiência na interpretação de ressonâncias magnéticas foram capazes de delimitar as marcas anatômicas presentes nas imagens. Estas foram em seguida importadas para o *software Inventor* onde as estruturas anatômicas foram delimitadas e formadas as estruturas tridimensionais. Posteriormente, a geometria 3D foi discretizada numa malha de elementos finitos utilizando o *software Abaqus*.

O modelo, presente na Figura 5.1, inclui o osso púbico, os órgãos pélvicos e as principais estruturas de suporte (os ligamentos uterossagrados, cardinais e laterais do ânus, a fáscia pélvica e o arco tendíneo da fáscia pélvica). As dimensões, comprimento e largura dos ligamentos laterais do reto foram confirmadas na literatura. Por sua vez, o dimensionamento e geometria do arco tendíneo da fáscia pélvica foram obtidos através da medição dos pontos de fixação e dos dados obtidos através da dissecação de cadáveres [24].

Na simulação os órgãos assumem propriedades mecânicas hiperelásticas. Enquanto que, o osso púbico assume a função de corpo rígido e está fixo [24].

A cavidade pélvica é dotada de interações entre os órgãos e as suas estruturas de suporte. Os tecidos moles da cavidade pélvica, os músculos e os ligamentos são compostos por fibras que estão alinhadas segundo a sua principal direção anatômica e funcional. Desta forma, considerou-se que os materiais destes tecidos são isotrópicos e otimizados para a direção principal de solicitação. Assume-se, ainda, que a fáscia pélvica tem propriedades similares à cavidade abdominal. [24].

As interações entre as estruturas de suporte e os órgãos pélvicos são feitas com recurso às restrições multi-ponto. Assim, as extremidades da fáscia pélvica, do músculo elevador do ânus, da porção anterior do arco tendíneo da fáscia pélvica e do ligamento pubouretral são fixas através dos respetivos nós ao osso púbico. Os nós pertencentes à inserção dos ligamentos laterais do reto são

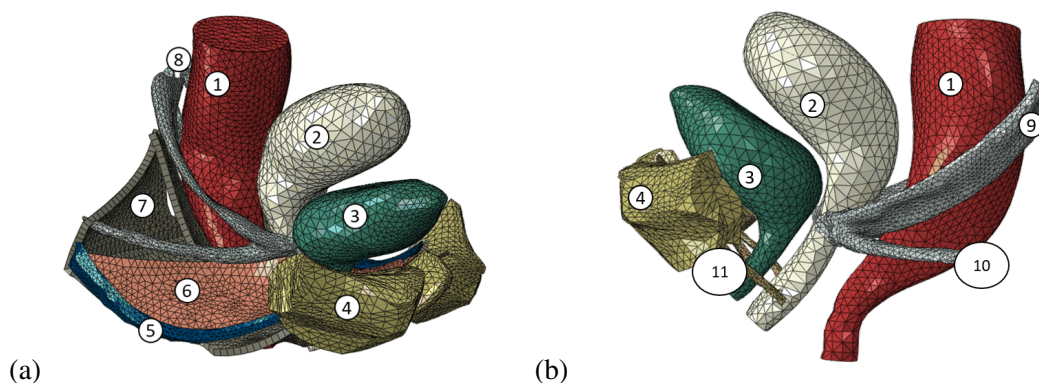


Figura 5.1: Modelo de elementos finitos usado na simulação constituído pelas estruturas de suporte, pelos órgãos pélvicos e o osso púbico. Em (a), (1) representa o reto, (2) o útero e o canal vaginal, (3) a bexiga, (4) o osso púbico, (5) o arco tendíneo da fascia pélvica, (6) a fascia pélvica, (7) os músculos do pavimento pélvico e (8) os ligamentos laterais do reto. Em (b), (9) representa os ligamentos cardinais, (10) os ligamentos uterossagrados e (11) os ligamentos pubouretrais.

conectados à fascia endopélvica e o mesmo se aplica na ligação dos ligamentos uterossagrados à conexão postero-lateral do elevador do ânus ao arco tendíneo do elevador do ânus e na ligação dos ligamentos cardinais à fascia obturadora. Entre os órgãos criou-se uma interação que permite o deslizamento das estruturas sem atrito.

A simulação pretende estudar o efeito da descida dos órgãos pélvicos. Para verificar o comportamento dos órgãos e das estruturas pélvicas é aplicada numa primeira fase uma pressão intra-abdominal de 0.5kPa e em seguida a pressão de Valsalva, de 4kPa. Esta pressão obtida resulta da aplicação da manobra de Valsalva que se caracteriza pela expiração forçada do ar contra a glote fechada [26]. Nesta fase, os músculos da parede abdominal anterior contraem e o movimento ascendente do diafragma é impedido pelo ar presente no trato respiratório. [5].

5.1.2 Malhas

O prolapso do útero surge normalmente associado à perda da capacidade de suporte por parte dos ligamentos uterossagrados ou dos cardinais. Desta forma, duas malhas foram desenvolvidas para a simulação da correção do prolapso com base nas geometrias fornecidas de fabricante *FEG Textiltechnik mbH*. Para a correção do prolapso originado pelo dano ou rutura dos ligamentos uterossagrados o desenvolvimento geométrico e dimensional da malha *DyneMesh-PR*, presente na Figura 5.2 (a). A malha *Dynamesh PRP*, Figura 5.2 (b) é utilizada para substituir os ligamentos cardinais.

Utilizando os softwares *Rhinoceros 6 Evaluation*, *Marvelous Designer 8 Trial*, *FEMAP v11.4.1*, *Meshtmixer* foi possível criar e aproximar as malhas ao posicionamento que ocupam na cavidade pélvica. Na Figura 5.3 (a) e (b) encontram-se os modelos geométricos obtidos através do software de design *Rhinoceros*.

O passo seguinte consistiu em importar as geometrias das malhas obtidas para o software *Abaqus CAE* e proceder à sua colocação no modelo. Para o efeito, utilizam-se as funcionalidades

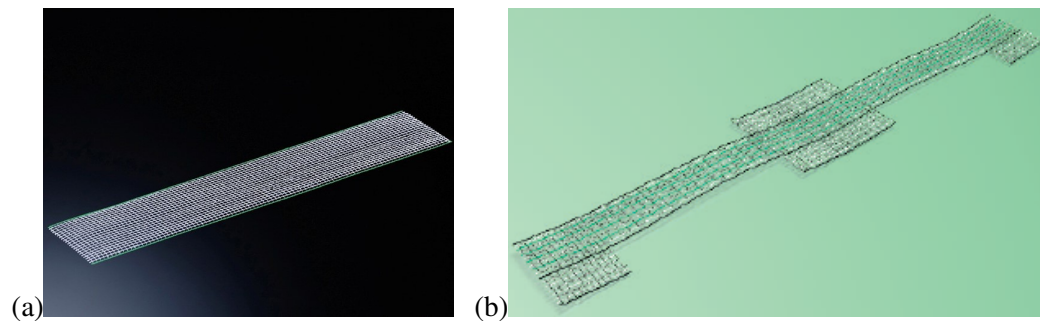


Figura 5.2: Malhas da *FEG Textiltechnik mbH* utilizadas para correção do prolapso dos órgãos pélvicos. Em (a) está presente a malha *DynaMesh PR*. Em (b) a malha *Dynamesh PRP*, (adaptado de [21]).

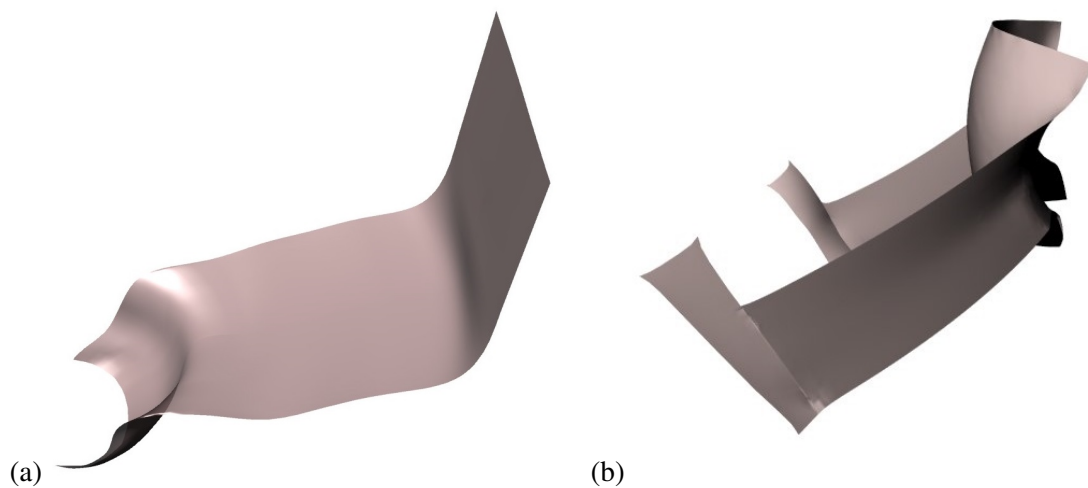


Figura 5.3: Malhas desenvolvidas para correção do prolapso dos órgãos pélvicos. Em (a) está presente a malha uterossagrada, para substituir os ligamentos uterossagrados. Em (b) a malha cardinal para a substituição dos ligamentos cardinais.

do programa, tais como a fixação, a colagem e o deslocamento. A malha uterossagrada, Figura 5.4 (a), tem como objetivo substituir os ligamentos uterossagrados aquando da sua rutura ou fragilização. Rutura que pode originar a descida (prolapso) dos órgãos pélvicos. Deste modo, a malha é ligada ao colo do útero numa das extremidades e ao sacro noutra. Por sua vez a malha cardinal, Figura 5.4 (b), tem como função corrigir a disfunção pélvica com origem na perda de capacidade de suporte dos ligamentos cardinais. Esta malha é colocada, como a anterior, no colo do útero na região central e as suas extremidades fixam no arco tendíneo da fáscia pélvica.

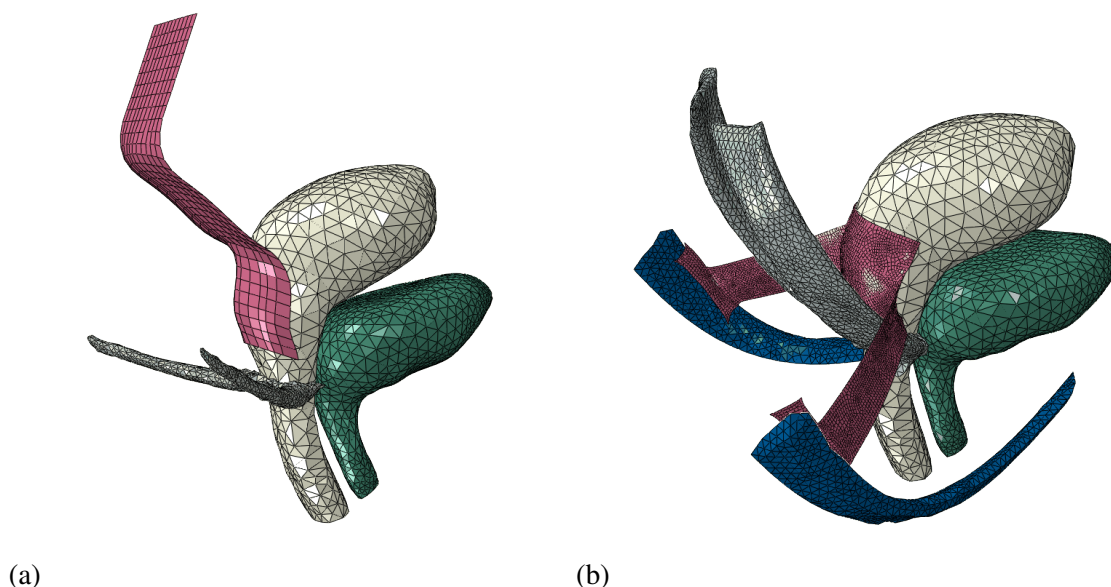


Figura 5.4: Malhas colocadas no modelo computacional. Em (a) está presente a malha uterossagrada, para substituir os ligamentos uterossagrados. Em (b) a malha cardinal para a substituição dos ligamentos cardinais.

A fixação ao ATFP e ao sacro pode ser realizada de diferentes formas. Assim sendo, de modo a estudar a influência da fixação na magnitude de deslocamento máximo foram adotadas e estudadas duas soluções distintas. A primeira consiste na fixação das malha uterossagrada e cardinal ao sacro e ao arco tendíneo, respetivamente, através de uma linha de sutura, correspondendo às condições de fronteira definidas nas Figuras 5.5 (a) e 5.5 (b). A segunda, ilustra a fixação através de um nó de sutura e está representada nas Figuras 5.5 (c) e 5.5 (d).

5.2 Propriedades mecânicas do modelo

Na construção do modelo a definição das propriedades mecânicas dos materiais das estruturas e órgãos que o constituem é fundamental para tornar a simulação o mais realista possível. A simulação é constituída por um conjunto de interações complexas, como "colagens" entre diferentes órgãos e estruturas de suporte que estão ligadas e relações de deslizamento entre órgãos.

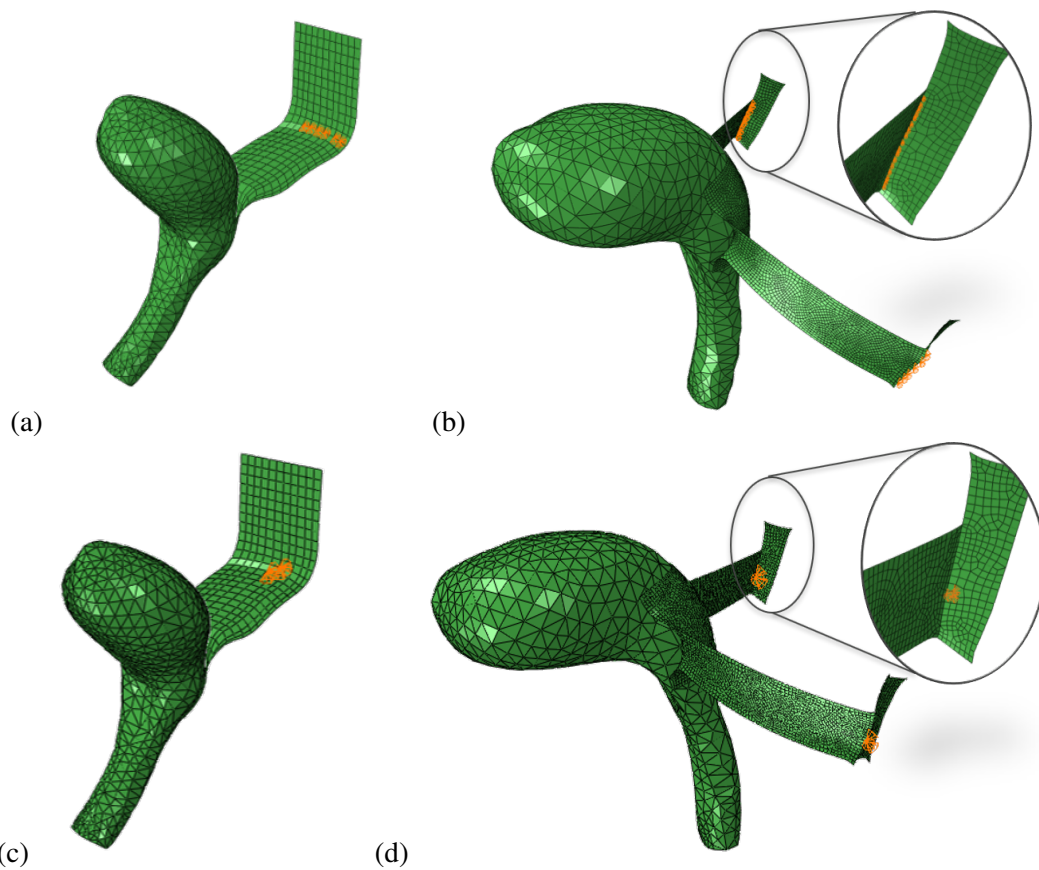


Figura 5.5: Modo de fixação da malha ao: (a) sacro através de linha de sutura; (b) ATFP através de linha de sutura; (c) sacro através de nó de sutura; e, (d) ATFP através de nó de sutura.

Quando é aplicada a pressão intra-abdominal em repouso e durante a manobra de Valsalva o modelo deforma-se em função das interações criadas e das propriedades definidas para cada constituinte.

5.2.1 Cavidade Pélvica

As propriedades mecânicas dos constituintes do modelo da cavidade pélvica, que serviu como ponto de partida para os estudos desenvolvidos, foram obtidas através de estudos anteriormente efetuados [24]. Estes estudos partiram de cadáveres femininos sem qualquer disfunção pélvica para obtenção das curvas de tensão-deformação das estruturas e órgãos que constituem o modelo. Na Tabela 5.1 encontram-se representadas os valores das constantes para a caracterização das propriedades utilizadas na simulação.

Os ligamentos uterossagrados e cardinais são, como referido anteriormente, estruturas responsáveis pelo suporte e estabilidade lateral do complexo útero-vagina. Os primeiros têm como principal função o suporte do complexo, enquanto que os segundos a estabilização lateral do útero e da vagina. De forma a introduzir dano nos ligamentos procedeu-se à redução das suas propriedades mecânicas. Esta redução consiste na redução de 50% dos valores de tensão para a mesma

Tabela 5.1: Propriedades dos materiais da cavidade pélvica usados no modelo computacional (adaptado de [24]).

Estrutura	α_k	μ_k^a	Modelo	
Bexiga e Uretra	$\alpha_1 = 0.19$	$\mu_1 = 5.14$	Ogden (N=1)	
Reto	$\alpha_1 = 4.25$	$\mu_1 = 13.24$	Ogden (N=2)	
	$\alpha_2 = -3.83$	$\mu_2 = 13.24$		
	$\alpha_1 = -3.41$	$\mu_1 = -92.24$		
Vagina e Útero	$\alpha_2 = -0.66$	$\mu_2 = 39.29$	Ogden (N=3)	
	$\alpha_3 = -6.48$	$\mu_3 = 54.68$		
	$\alpha_1 = 10.85$	$\mu_1 = 3.17$		
Fáscia pélvica e ligamentos (ATFP, LC, LLR, LUS) ^b	$\alpha_1 = 10.85$	$\mu_1 = 3.17$	Ogden (N=1)	
Ligamentos pubouretrais	$\alpha_1 = 10.95$	$\mu_1 = 1.58$	Ogden (N=1)	
	C_{10}	C_{20}		
Fáscia pubocervical	0.93	-0.62	0.47	Yeoh
Músculos do pavimento pélvico	0.003	0.002	0.001	Yeoh

^a α_k e μ_k são constantes dos materiais^b ATFP - arco tendíneo da fáscia pélvica; LC - ligamentos cardinais; LLR - ligamentos laterais do reto; LUS - Ligamentos uterossagrados

deformação. Esta curva é analisada no software Abaqus CAE e são obtidos os valores das constantes do material para caracterização segundo o modelo constitutivo de *Ogden*. Estas constantes encontram-se representadas na Tabela 5.2. As curvas de tensão vs alongamento obtidas utilizando o modelo constitutivo de *Ogden* para os ligamentos assintomáticos e para os ligamentos como dano de 50% estão representadas na Figura 5.6 e comprovam a redução de propriedades para os ligamentos com dano.

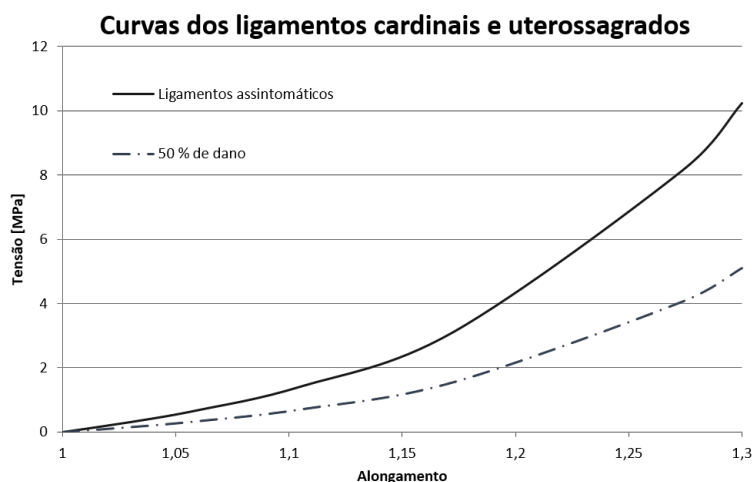
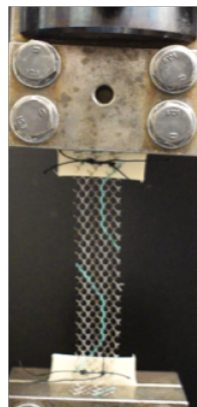
Figura 5.6: Curva de tensão (σ_{11}) vs alongamento dos ligamentos assintomáticos e com dano 50%.

Tabela 5.2: Propriedades dos ligamentos com dano obtidas para o modelo computacional.

Estrutura	α_1	μ_1	Modelo
Dano 50%	10.85	1.58	Ogden (N=1)

5.2.2 Malhas

As propriedades das malhas foram obtidas através do ensaio de tração uniaxial efetuado a dois tipos de malhas: uma delas da empresa *Coloplast (Restorelle)* e a outra da empresa *FEG Textiltechnik mbH (Dynamesh)*. A malha *restorelle* é produzida em polipropileno e é usada no tratamento de hérnias. Enquanto que a malha *dynamesh* é em fluoreto de polivinilideno. A curva média de tensão alongamento, para cada uma das malhas em análise, representadas na Figura 5.8, foram obtidas através da realização de três ensaios para cada uma das malhas. Na Figura 5.7 está representado o ensaio de tração uniaxial efetuado à malha *Dynamesh*. Através de um suporte adicional que contém a malha suturada é possível fixar a malha às garras do equipamento de ensaio.

Figura 5.7: Ensaio de tração uniaxial à malha comercializada pela empresa *FEG Textiltechnik mbH*.

As curvas médias obtidas do ensaio de tração uniaxial foram inseridas no modelo computacional e permitiram obter as constantes presentes na Tabela 5.3.

Tabela 5.3: Propriedades das malhas usadas no modelo computacional.

Estrutura	C_{10} [MPa]	C_{20} [MPa]	C_{30} [MPa]	Modelo
Restorelle	4.15	-9.10	48.38	Yeoh
Dynamesh	0.83	1.17	3.00	Yeoh

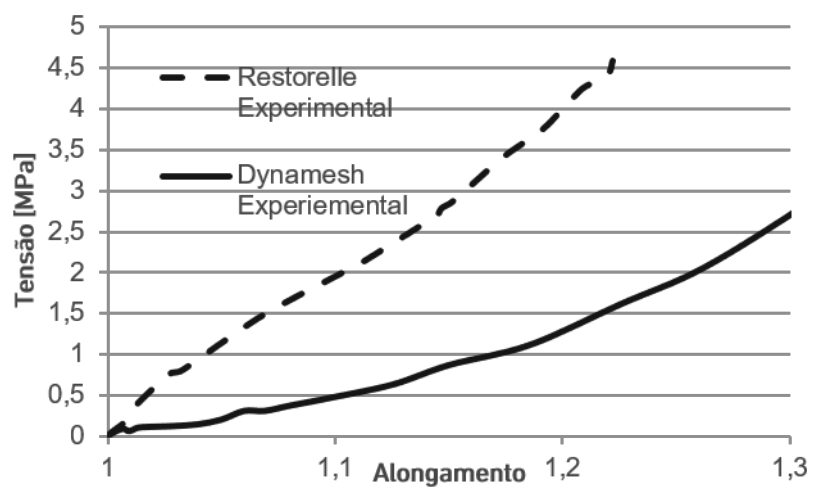


Figura 5.8: Curvas médias de tensão (σ_{11}) vs alongamento obtidas através do ensaio de tração uniaxial das malhas dynamesh e restorelle.

Capítulo 6

Resultados

O prolapso dos órgãos pélvicos surge quando as estruturas responsáveis pelo suporte e estabilização dos órgãos pélvicos perdem a capacidade de exercerem a sua função. Os ligamentos uterossagrados e cardinais têm como principal função a sustentação e estabilização do útero e da vagina. Os uterossagrados assumem maior preponderância no suporte, enquanto que os cardinais na estabilização da vagina.

Deste modo, foram desenvolvidas duas malhas para a correção da posição anatómica dos órgãos pélvicos: a malha uterossagrada (US) quando há a descida dos órgãos por dano nos ligamentos uterossagrados; a malha cardinal (C) quando o dano é nos ligamentos cardinais. Ambas as malhas foram simuladas com duas propriedades diferentes, com base nos ensaios de tração efetuados a duas malhas de fabricantes distintos, *Coloplast* e *FEG Textiltechnik mbH*.

A influência do modo de fixação das malhas US e C, ao sacro e ao arco tendíneo da fâs-cia pélvica, respetivamente, na magnitude de deslocamento máximo é alvo de estudo, através da definição de dois modos de fixação: por linha de sutura e por nó de sutura.

6.1 Simulação numérica do modelo assintomático

A simulação numérica do modelo assintomático tem como objetivo a validação do modelo relativamente aos deslocamentos dos órgãos e estruturas pélvicas e constituir o meio de comparação das simulações com as malhas desenvolvidas. Esta simulação, realizada com as propriedades assintomáticas, isto é, sem dano, e à pressão de valsalva, origina uma magnitude máxima de deslocamento de aproximadamente 29.01 mm, localizada no topo do útero. A Figura 6.1 apresenta a distribuição da magnitude de deslocamentos presente no modelo assintomático.

6.2 Fixação por linha de sutura

Para a correção do dano dos ligamentos uterossagrados, ou por fragilização da sua capacidade de suporte ou por rutura total, desenvolveu-se a malha uterossagrada. Esta malha, incorporada no modelo da cavidade pélvica, foi testada variando as suas propriedades mecânicas, o dano do

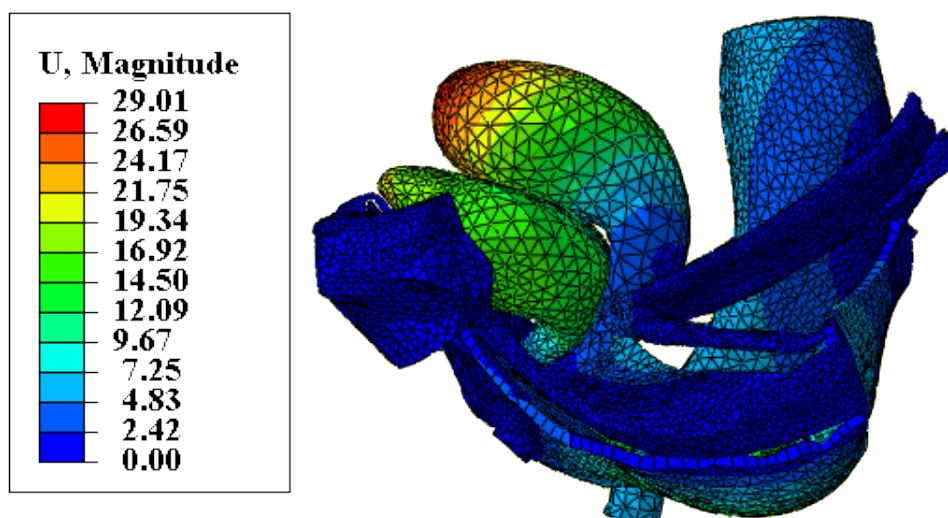


Figura 6.1: Magnitude de deslocamento do modelo assintomático

ligamento e o método de fixação. Na Tabela 6.1 estão apresentados os valores de magnitude de deslocamento para as simulações desenvolvidas e testadas com variação do dano, ausência de ligamento por rutura e das propriedades da malha, com fixação ao sacro por linha de sutura.

Tabela 6.1: Magnitude máxima de deslocamento da malha uterossagrada (US) com propriedades das malhas restorelle e dynamesh para dano de 50% e ausência dos ligamentos uterossagrados com fixação em linha de sutura.

Modelo	Magnitude máxima útero [mm]	Magnitude máxima colo vesical [mm]	Variação de deslocamento do útero face ao assintomático (%)
Assintomático	29.01	11.53	–
Dano 50% LUS	31.34	12.91	8
Sem LUS	37.23	13.99	28
Restorelle (50% dano LUS)	14.53	11.14	50
Dynamesh (50% dano LUS)	18.62	11.20	36
Restorelle (sem LUS)	17.54	12.20	40
Dynamesh (sem LUS)	22.44	12.51	23

Por sua vez, a malha cardinal foi desenvolvida para a correção do POP, quando o mesmo tem origem no dano dos ligamentos cardinais. À semelhança da malha anterior, esta foi testada sobre as mesmas condições e os resultados obtidos estão presentes na Tabela 6.2

6.3 Fixação por nó de sutura

A fim de estudar a influência do modo de fixação na magnitude de deslocamento de máxima foram ainda realizadas novas simulações alterando a condição de fronteira. Deste modo, em vez de a fixação ao sacro e ao ATFP das malhas US e C, respetivamente, ser efetuada através de uma

Tabela 6.2: Magnitude máxima de deslocamento da malha cardinal (C) com propriedades das malhas restorelle e dynamesh para dano de 50 % e ausência dos ligamentos cardinais com fixação em linha de sutura.

Modelo	Magnitude máxima útero [mm]	Magnitude máxima colo vesical [mm]	Variação de deslocamento do útero face ao assintomático (%)
Assintomático	29.01	11.53	—
Dano 50% LC	29.29	11.70	1
Sem LC	29.88	12.04	3
Restorelle (50% dano LC)	24.81	10.91	14
Dynamesh (50% dano LC)	26.85	11.23	7
Restorelle (sem LC)	25.07	11.35	14
Dynamesh (sem LC)	27.18	11.61	6

linha de sutura fixou-se por um nó de sutura. Os resultados destas simulações estão presentes nas Tabelas 6.3 e 6.4.

Tabela 6.3: Magnitude máxima de deslocamento da malha uterossagrada (US) com propriedades das malhas restorelle e dynamesh para dano de 50 % e ausência dos ligamentos uterossagrados com fixação em nó de sutura.

Modelo	Magnitude máxima útero [mm]	Magnitude máxima colo vesical [mm]	Variação de deslocamento do útero face ao assintomático (%)
Assintomático	29.01	11.53	—
Dano 50% LUS	31.34	12.91	8
Sem LUS	37.23	13.99	28
Restorelle (50% dano LUS)	16.05	11.35	45
Dynamesh (50% dano LUS)	20.07	11.32	31
Restorelle (sem LUS)	19.85	12.46	32
Dynamesh (sem LUS)	24.57	12.76	15

Na Tabela 6.5 estão representados os valores de magnitude de deslocamento obtidos para a malha uterossagrada, com propriedades da dynamesh, para um dano de 50% dos LUS em função do método de fixação da malha: linha de sutura; e nó de sutura.

Tabela 6.4: Magnitude máxima de deslocamento da malha cardinal (C) com propriedades das malhas restorelle e dynamesh para dano de 50 % e ausência dos ligamentos cardinais com fixação em nó de sutura.

Modelo	Magnitude máxima útero [mm]	Magnitude máxima colo vesical [mm]	Variação de deslocamento do útero face ao assintomático (%)
Assintomático	29.01	11.53	—
Dano 50% LC	29.88	11.70	1
Sem LC	29.81	12.04	3
Restorelle (50% dano LC)	24.91	10.89	14
Dynamesh (50% dano LC)	26.89	11.22	7
Restorelle (sem LC)	25.17	11.31	13
Dynamesh (sem LC)	27.21	11.60	6

Tabela 6.5: Magnitude máxima de deslocamento da malha uterossagrada (US) com propriedades da malha dynamesh, para dano de 50% dos LUS e fixação por linha de sutura e por nó.

Modelo	Magnitude máxima útero [mm]	Magnitude máxima colo vesical [mm]	Variação de deslocamento do útero face ao assintomático (%)
Assintomático	29.01	11.53	—
Dano 50% LUS	31.34	12.91	8
Sem LUS	37.23	13.99	28
Linha de Sutura	18.62	11.20	36
Nó de Sutura	17.54	12.20	40

Capítulo 7

Discussão

7.1 Fixação por linha de sutura

7.1.1 Análise dos resultados obtidos usando a malha uterossagrada

A malha uterossagrada é utilizada quando o POP se dá devido a um dano nos LUS, tendo por objetivo recuperar o posicionamento anatômico dos órgãos pélvicos, em particular o útero. A Figura 7.1 apresenta os resultados obtidos para a malha US fixa por linha de sutura e em função: do dano aplicado, isto é, 50% em (b) e (c) e ausência de ligamento e (d) e (e); e do material da malha: restorelle em (b) e (d) e dynamesh (c) e (e). Em (a) está representado a magnitude de deslocamento do modelo assintomático que é assumido como referência para o deslocamento natural e funcional dos órgãos pélvicos.

Quando se analisam os resultados obtidos para esta malha conclui-se que para ambas as propriedades utilizadas e para os dois danos (50% e ausência de ligamento) ocorre uma redução da magnitude de deslocamento máxima face ao modelo assintomático. A maior redução de deslocamento foi obtida para o dano de 50% utilizando as propriedades da restorelle. Este deslocamento, igual a 14.53mm, representa uma diminuição de aproximadamente 50% face à magnitude máxima do modelo assintomático e compromete os deslocamentos anatômicos naturais do útero, podendo originar complicações pós operatórias.

Para o mesmo dano é possível constatar que quando se aplica a malha com as propriedades da restorelle, os resultados obtidos apresentam uma maior percentagem de redução de magnitude de deslocamento do útero face ao modelo assintomático quando comparadas com as propriedades da dynamesh. Perante a ausência de ligamento a redução é igual a 40%. Para a dynamesh a diminuição é igual a 23%, representando uma redução significativa igual a 17%.

A Tabela 6.1 mostra que há um aumento da magnitude de deslocamento no colo vesical quando ocorre dano de 50% e ruptura do ligamento uterossagrado (12.91mm e 13.99mm), quando comparado com o modelo assintomático (11.53mm). Brandão et al. também concluiu que existe um aumento de deslocamento quando ocorre dano tanto nos ligamentos uterossagrados como nos cardinais [25]. Ao aplicar as malhas dynamesh e restorelle ocorre uma redução do deslocamento no

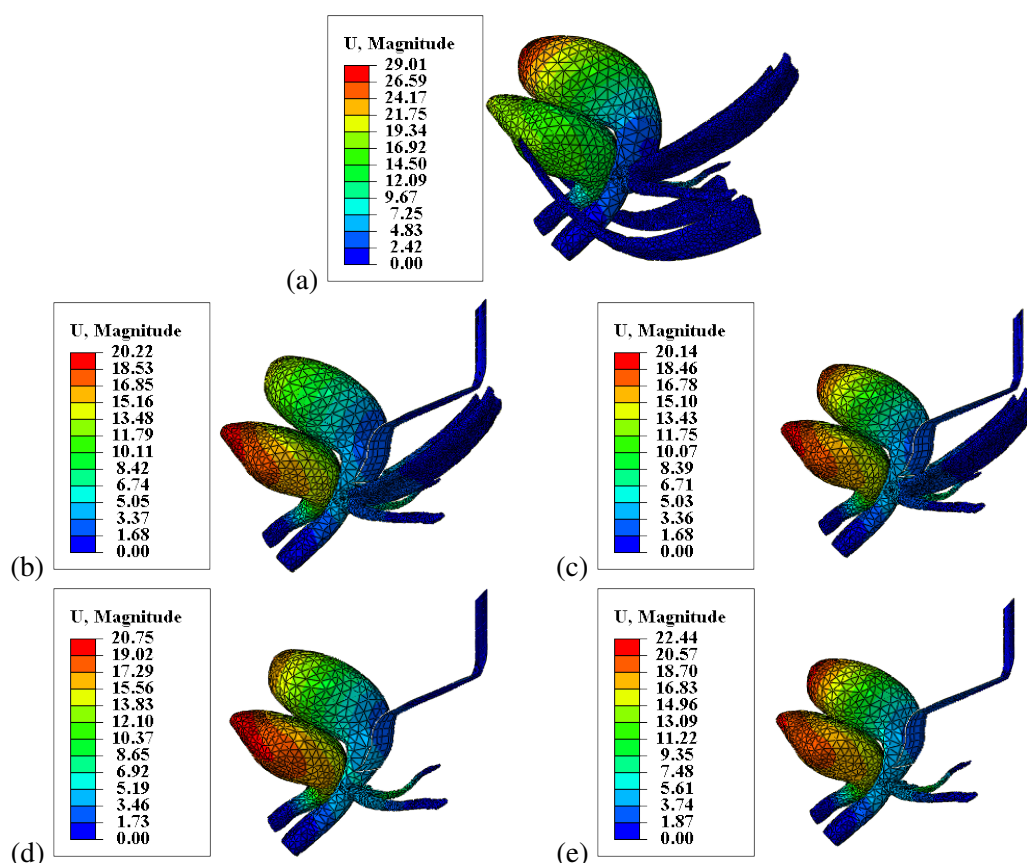


Figura 7.1: Comparação da magnitude de deslocamento máximo no modelo medida entre o modelo assintomático, (a), e os modelos com fixação em linha usando a malha US com: (b) com propriedades restorelle e dano de 50% nos LUS; (c) com propriedades dynamesh e dano de 50% nos LUS; (d) com propriedades restorelle e ausência dos LUS; e, (e) com propriedades dynamesh e ausência dos LUS.

colo vesical, sendo de aproximadamente de 11.20mm para 50% de dano e 12.51mm sem ligamento e 11.14mm para 50% de dano e 12.20mm sem ligamento, respectivamente.

Da análise da magnitude de deslocamentos no colo vesical é possível verificar que o deslocamento do útero prolapsado tem influência na deslocamento da bexiga. Como resultado desta interação a paciente pode apresentar incontinência urinária por esforço. Deste modo, a realização da cirurgia para implantação da malha pode tornar-se prejudicial para o controle da micção.

7.1.2 Análise dos resultados obtidos usando a malha cardinal

Para o dano nos ligamentos cardinais foi desenvolvida a malha cardinal. A Figura 7.2 contempla os resultados obtidos das simulações incluindo a malha cardinal fixa por linha de sutura, com dano de 50% nos ligamentos cardinais ou ausência dos mesmos e para as propriedades das malhas ensaiadas, restorelle e dynamesh.

A análise dos resultados destas simulações demonstram uma redução da magnitude máxima de deslocamento do útero. O valor de redução máximo obtido, à semelhança da secção anterior

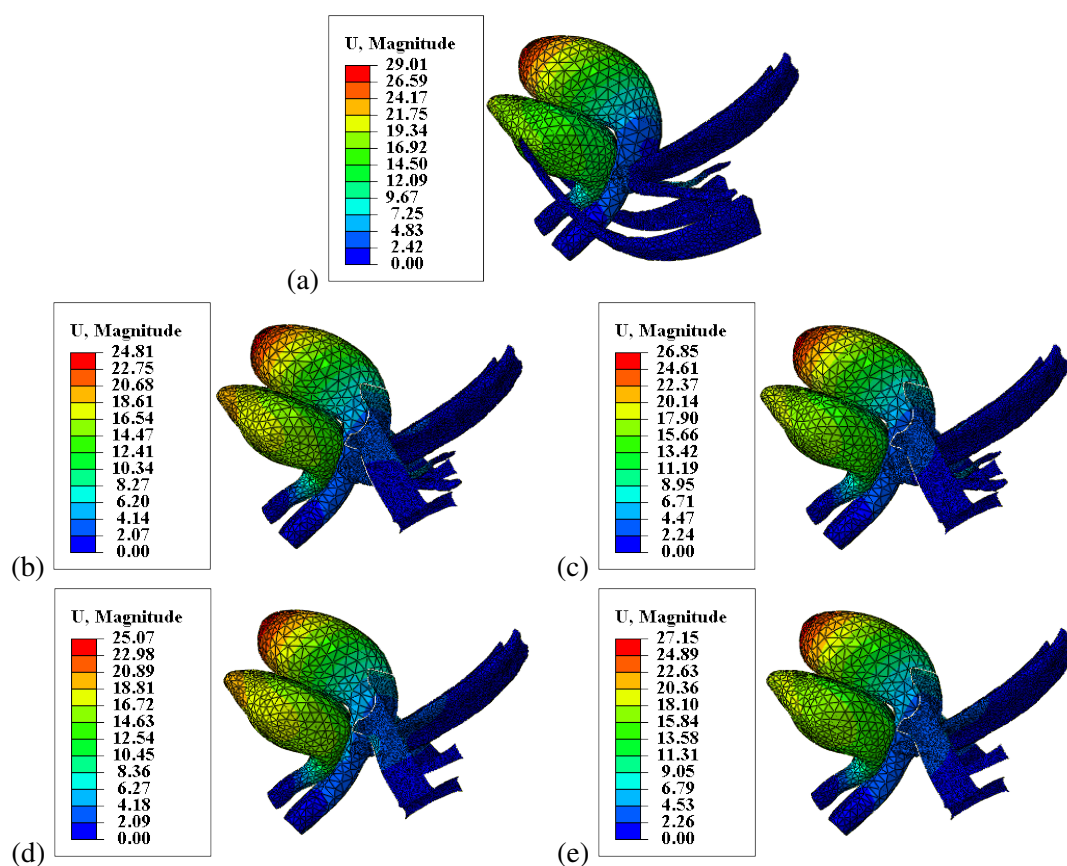


Figura 7.2: Comparação da magnitude de deslocamento máximo no modelo medida entre o modelo assintomático, (a), e os modelos com fixação em linha usando a malha C com: (b) com propriedades restorelle e dano de 50% nos LC; (c) com propriedades dynamesh e dano de 50% nos LC; (d) com propriedades restorelle e ausência dos LC; e, (e) com propriedades dynamesh e ausência dos LC.

para a malha US, foi obtido para um dano de 50% dos LC e para a malha com propriedades da restorelle igual a 14%.

Nesta análise também podemos concluir que existe uma pequena variação de deslocamento no colo vesical, mas não tão acentuada como nos resultados obtidos para a malha uterossagrada.

7.1.3 Análise dos resultados obtidos usando a malha uterossagrada e a cardinal

Na Figura 7.3 estão presentes duas simulações nas quais se manteve o mesmo modo de fixação (em linha de sutura), a mesma propriedade da malha (restorelle) e o mesmo dano (ausência de ligamento). Deste modo a simulação em (b) representa a ausência de ligamento uterossagrado e a colocação da malha US para correção dos deslocamentos anatómicos do útero e a simulação em (c) traduz a ausência de ligamento cardinal e a colocação da malha C.

A magnitude máxima de deslocamento do útero para a simulação (b) é igual a 17.54mm, correspondendo a uma redução de 40% da magnitude face ao modelo assintomático. Em (c) é igual a 25.07mm, correspondendo a 14% de redução. Quando se fala de prolapso dos órgãos

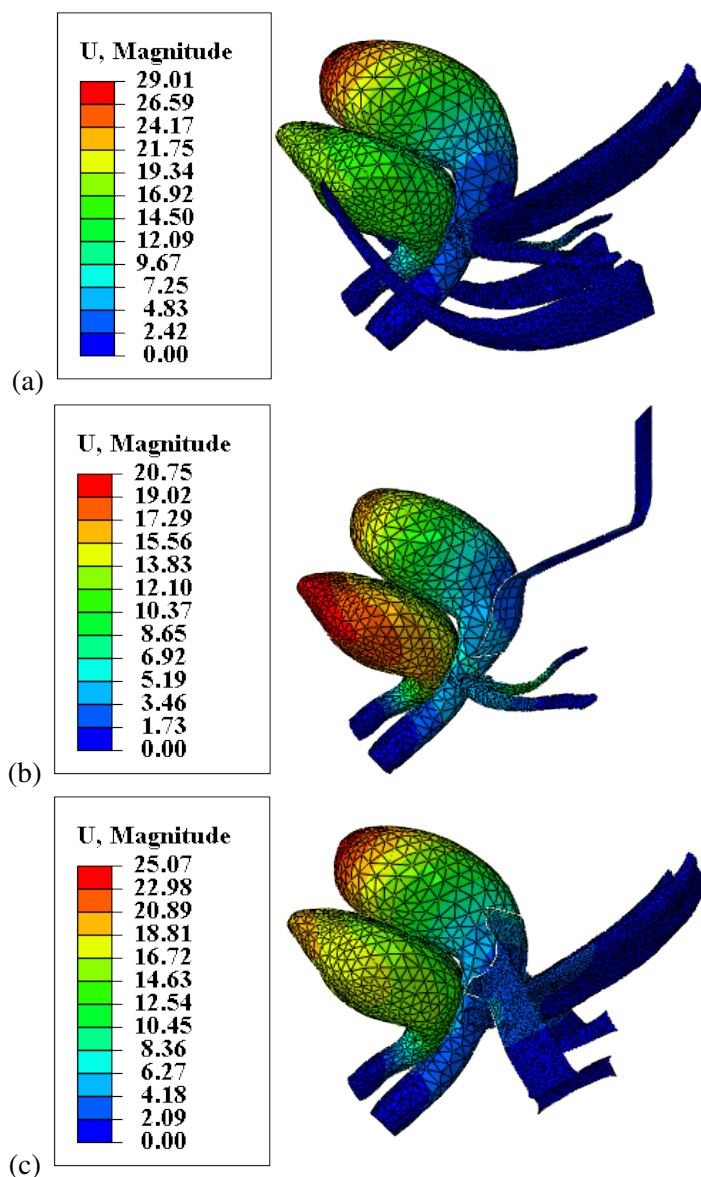


Figura 7.3: Comparação da magnitude de deslocamento máximo no modelo medida entre o modelo assintomático, (a), e os modelos com fixação em linha e propriedades da restorable: (b) com malha uterossagrada e ausência de LUS ; e, (c) com malha cardinal e ausência de LC;

pélvicos, nomeadamente o prolapso uterino, dois ligamentos surgem associados: o ligamento uterossagrado e o cardinal. Estes são responsáveis pelo suporte e estabilização do útero e da vagina. Os ligamentos US assumem como principal função o suporte dos útero e os cardinais a estabilização lateral. Desta forma, a diferença de 40 para 14% sustenta a maior importância dos LUS para o suporte do útero e o facto de que a falha do LC e a sua correção com a malha cardinal tem menos influência na magnitude de deslocamentos do útero.

No entanto, ambas as malhas restringem o deslocamento anatómico dos órgãos pélvicos, com particular enfoque na malha US. Este factor, associado à rigidez das malhas e à sua geometria podem originar complicações no pavimento pélvico, entre as quais, erosão dos tecidos e hemorragia

vaginal.

7.2 Fixação por nó de sutura

O modo de fixação da malha na cirurgia pélvica está dependente da experiência e dos conhecimentos do cirurgião. Desta forma, a fixação pode ser efetuada de diferentes modos e com o objetivo de estudar a influência da fixação na magnitude máxima de deslocamento um segundo modo de fixação da malha foi simulado: fixação em nó de sutura.

7.2.1 Análise dos resultados obtidos usando a malha uterossagrada

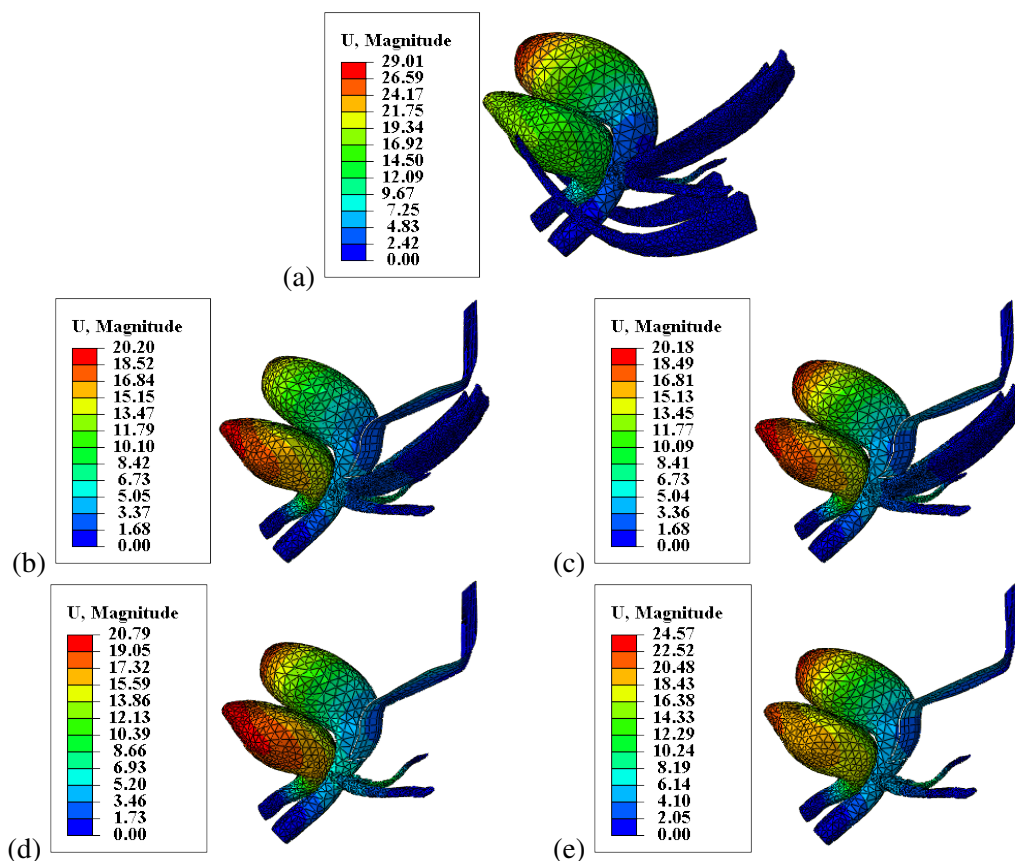


Figura 7.4: Comparação da magnitude de deslocamento máximo no modelo medida entre o modelo assintomático, (a), e os modelos com fixação em nó usando a malha C com: (b) com propriedades restorelle e dano de 50% nos LUS; (c) com propriedades dynamesh e dano de 50% nos LUS; (d) com propriedades restorelle e ausência dos LUS; e, (e) com propriedades dynamesh e ausência dos LUS.

Da análise da Figura 7.4, onde estão apresentadas as simulações com malha US, constata-se que houve uma redução da magnitude máxima de deslocamento do útero para todas as simulações quando comparadas com o modelo assintomático. Esta redução atingiu valores entre os 15 e

45%, sendo que a máxima foi obtida para o modelo com dano de 50% nos LUS e a malha com propriedades da dynamesh.

Brandão et al. obteve uma magnitude máxima de deslocamento no colo vesical igual a 14.57mm para a simulação sem malha com dano no músculo elevador do ânus, nos ligamentos pubouretrais, uterossagrados, cardinais e laterais do reto [25]. Quando comparado com os valores para o modelo assintomático, em que o dano se dá somente nos LUS, obteve-se uma magnitude máxima de deslocamento igual a 12.91mm, que tal como esperado é inferior ao obtido por Brandão et al.

7.2.2 Análise dos resultados obtidos usando a malha cardinal

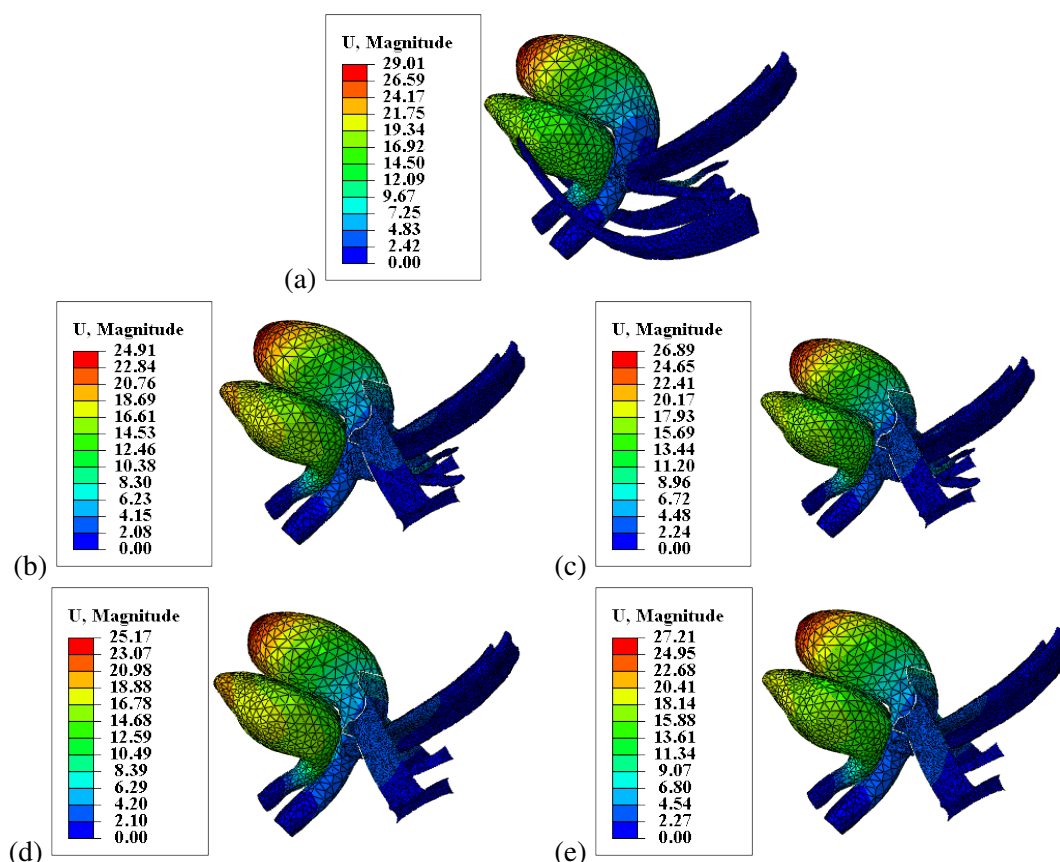


Figura 7.5: Comparação da magnitude de deslocamento máxima no modelo medida entre o modelo assintomático, (a), e os modelos com fixação em nó usando a malha C com: (b) com propriedades restorelle e dano de 50% nos LC; (c) com propriedades dynamesh e dano de 50% nos LC; (d) com propriedades restorelle e ausência dos LC; e, (e) com propriedades dynamesh e ausência dos LC.

Na Figura 7.5 estão presentes as simulações efetuadas para a malha C e à semelhança da análise anterior, todas as simulações apresentaram redução de deslocamento, para valores entre os 6 e 14%. Estes resultados permitem concluir que tanto a fixação em linha de sutura como a fixação em nó de sutura para esta malha atingem reduções de deslocamento muito próximas, facto relacionado também com a menor contribuição destes ligamentos para o suporte do útero.

De salientar que esta redução coloca novamente em causa a mobilidade anatómica dos órgãos pélvicos, podendo originar complicações pós operatórias.

7.3 Comparação dos resultados obtidos variando o método de fixação da malha

De modo a testar a influência do modo de fixação das malhas ao sacro e ao ATRP as simulações efetuadas testaram dois modos diferentes de fixação, em linha de sutura e em nó. Os resultados obtidos permitiram concluir que o modo como a malha está fixa às estruturas de suporte originam diferentes resultados.

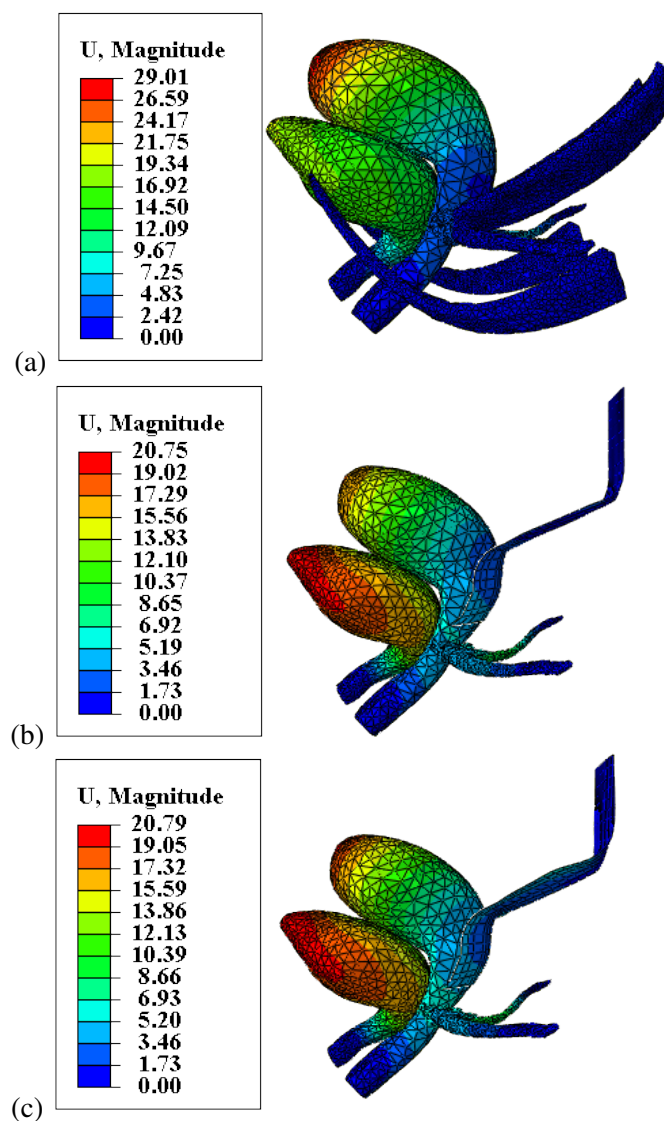


Figura 7.6: Comparação da magnitude máxima de deslocamento no modelo medida entre o modelo assintomático, (a), e os modelos com malha uterossagrada e propriedades da restorelle: (b) com fixação em linha de sutura; e, (c) com fixação em nó de sutura.

Na Figura 7.6 estão representadas duas simulações em que somente se varia o método de fixação, (b) e (c), linha de sutura e nó de sutura, respetivamente, para propriedades da restorelle e malha US com rutura total do LUS. Para fixação em linha de sutura, a magnitude máxima de deslocamento no útero é igual a 17.54mm face aos 19.85mm para nó de sutura. Estes resultados demonstram que o método de fixação da malha influencia diretamente a magnitude máxima de deslocamento obtida e como a técnica difere muito de cirurgião para cirurgião coloca em causa a correção da disfunção pélvica.

Capítulo 8

Conclusão

O POP tem origem quando as estruturas pélvicas responsáveis pelo suporte dos órgãos pélvicos sofrem algum dano e/ou perdem a capacidade de manutenção da posição anatômica natural dos órgãos necessária para o seu normal funcionamento. Quando se dá uma fragilização dos ligamentos uterossagrados ou dos cardinais o suporte do útero fica comprometido e pode ocorrer uma descida do órgão, dando-se assim um prolapso uterino.

Esta disfunção do pavimento pélvico origina um desafio, uma vez que o pavimento pélvico tem um elevado grau de complexidade e ainda há muito para descobrir sobre o seu funcionamento e as interações entre as estruturas que o constituem. Para a correção desta disfunção foram desenvolvidas malhas por diversos fabricantes. No entanto, essas malhas foram proibidas de comercializar e implementar, visto que originavam complicações pós operatórias e ao longo da vida da paciente.

Nesta dissertação procurou-se entender o porquê destas malhas gerarem complicações após a sua implementação e nesse sentido foram desenvolvidas duas malhas para serem incluídas num modelo biomecânico da cavidade pélvica feminina.

As simulações efetuadas permitiram estudar a influência da geometria e posicionamento da malha, das propriedades mecânicas e do modo de fixação na magnitude máxima de deslocamento do útero. A malha uterossagrada foi desenvolvida com base nas especificações técnicas existentes no mercado com o intuito de restabelecer o posicionamento anatômico e a funcionalidade do útero. Esta malha originou reduções entre os 15 e os 50% da magnitude máxima de deslocamento face ao modelo assintomático. Esta restrição de deslocamento coloca em causa o normal funcionamento e deslocamento dos órgãos. Por sua vez, quando se analisa a malha cardinal constatou-se que a redução se encontra entre os 6 e os 14%. Quando comparadas, conclui-se que ambas as malhas não restabelecem a magnitude de deslocamentos esperada (aproximadamente igual ao modelo assintomático) tornando-se invasivas e prejudiciais para o normal funcionamento dos órgãos pélvicos.

No que às propriedades mecânicas diz respeito, as simulações efetuadas com as propriedades de malha restorelle originaram reduções maior de deslocamento quando comparadas com as dynamesh. No entanto, ambas contribuem para uma redução do deslocamento e não para a reposição da magnitude obtida através do modelo assintomático. A solução deste problema passaria pelo

desenvolvimento de malhas menos rígidas e de uma adaptação da sua geometria de modo a obter o campo de deslocamento pretendido.

Quando se foca a análise dos deslocamentos com base na alteração da condição de fronteira, isto é, quando se alterava a fixação de linha de sutura para nó de sutura a redução de deslocamento apresentava uma diminuição do seu valor percentual. Assim sendo, o modo de fixação das malhas revelou-se também determinante para a magnitude de deslocamento obtida.

Em conclusão, os modelos computacionais são ferramentas importantes para simular e alterar condições fronteira de forma segura, rápida, económica e personalizada sem necessitarem de recorrer a ensaios controlados aleatórios e ensaios experimentais.

8.1 Trabalhos Futuros

No futuro, modelo computacional da cavidade pélvica feminina poderá ser melhorado. As interações entre os órgãos pélvicos, as propriedades dos órgãos e estruturas envolventes, a integração de estruturas em falta constituem inclusões que podem ser efetuadas de modo a aproximar o modelo cada vez mais da anatomia real. Nas simulações numéricas desta dissertação não são consideradas as propriedades viscoelásticas com a finalidade de simplificar o modelo. No entanto, poderia ser considerado um modelo hiperelástico transversal isotrópico quase-incompressível a 45 graus com o objetivo de reproduzir com mais precisão a relação tensão-deformação não-linear e o comportamento anisotrópico dos músculos.

A cavidade pélvica feminina e sua anatomia são compostas por órgãos e estruturas que em conjunto dão origem a uma rede complexa de interações e ainda há muito por entender e estudar acerca delas. Assim, de modo a colmatar esta falha, poderiam ser realizados estudos experimentais ao pavimento pélvico.

O desenvolvimento de malhas biocompatíveis e bioabsorvíveis que fossem capazes de repor o suporte e funcionalidade dos órgãos pélvicos sem comprometer os órgãos pélvicos e estruturas envolventes.

Apesar de o conhecimento acerca do pavimento pélvico ser ainda limitado, já é possível afirmar quais são as estruturas responsáveis pelo suporte do útero e quais as que são mais propícias a sofrerem dano. Deste modo, para além da aposta no desenvolvimento da correção do prolapso, seria importante investir na prevenção e na informação da população acerca desta possibilidade.

Referências

- [1] Gonçalo Rios. *Biomechanical study of pelvic organ prolapse and correction under application of urogynecologic surgical meshes (MSc thesis)*. 2013.
- [2] Aroj Bhattarai and Manfred Staat. Pectopexy to repair vaginal vault prolapse: a finite element approach. *15th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering and 3rd Conference on Imaging and Visualization CMBBE 2018*, pages 1–12, 2018.
- [3] Artur Palmas, Nuno Domingues, Carlos Santos, and Macieira Pires. Pectopexia Laparoscópica. *ACTA Urológica Portuguesa*, 34:2–5, 2017.
- [4] Richard L. Drake, A. Vogl, and Adam Mitchell. *Gray’s Anatomy for Students*. Segunda edition, 2015.
- [5] Richard S Snell. *Clinical Anatomy*. 2017.
- [6] Frank H. Netter. *Atlas of Human Anatomy*. Sixth edition, 2014.
- [7] William Robert Barone and William Robert Barone. *MECHANICAL CHARACTERIZATION OF SYNTHETIC MESH FOR PELVIC ORGAN PROLAPSE REPAIR*. PhD thesis, 2015.
- [8] Coloplast. Learn More About Pelvic Organ Prolapse Symptoms & Treatments, 2019.
- [9] Charles R. B. Beckmann, Frank W. Ling, and William N.P. Herbert. *Obstetrics and Gynecology*. 8th edition, 2019.
- [10] Filipa de Almeida Rigueira. *Sintomas, expectativas e qualidade de vida na abordagem do Prolapso de Órgãos Pélvicos (Dissertação de mestrado)*. 2017.
- [11] C. Persu, C. R. Chapple, V. Cauni, S. Gutue, and P. Geavlete. Pelvic Organ Prolapse Quantification System (POP-Q) - a new era in pelvic prolapse staging. *Journal of medicine and life*, 4(1):75–81, 2011.
- [12] Adalgisa Guerra, Alexandra Henriques, and Amália Martins. *Consenso Nacional sobre Uroginecologia*. 2018.

- [13] Hakan Aytan, Devrim Ertunç, Ekrem C. Tok, Osman Yaşa, and Hakan Nazik. Genel bir kadın popülasyonunda pelvik organ prolapsusu prevalansı ve ilişkili faktörler. *Türk Jinekoloji ve Obstetrik Dergisi*, 11(3):176–180, 2014.
- [14] M. Gyhagen, M. Bullarbo, T. F. Nielsen, and I. Milsom. Prevalence and risk factors for pelvic organ prolapse 20 years after childbirth: A national cohort study in singleton primiparae after vaginal or caesarean delivery. *BJOG: An International Journal of Obstetrics and Gynaecology*, 120(2):152–160, 2013.
- [15] Purva Abhyankar, Isabelle Uny, Karen Semple, Sarah Wane, Suzanne Hagen, Joyce Wilkinson, Karen Guerrero, Douglas Tincello, Edward Duncan, Eileen Calveley, Andrew Elders, Doreen McClurg, and Margaret Maxwell. Women’s experiences of receiving care for pelvic organ prolapse: A qualitative study. *BMC Women’s Health*, 19(1):1–12, 2019.
- [16] Teresa Mascarenhas. Disfunções do pavimento pélvico: Incontinência urinária e prolapso dos órgãos pélvicos. *Manual de Ginecologia*, 2:97–139, 2011.
- [17] Inc Hayden Medical. Ring Pessary | Hayden Medical, Inc, 2018.
- [18] IUGA. Colpocleise Um Guia para as Mulheres. Technical report, 2017.
- [19] FDA. Urogynecologic Surgical Mesh Implants | FDA, 2019.
- [20] Sonika Misra and Veenu Tyagi. Management of complications of mesh surgery. *Obstetrics, Gynaecology and Reproductive Medicine*, 29(11):314–319, 2019.
- [21] FEG Textiltechnik mbH. *Female Urinary Incontinence and Pelvic Organ Prolapse*. 2018.
- [22] Carolina Ana Garbe. *Estudo biomecânico para reabilitação do ouvido médio humano (Dissertação de mestrado)*. 2010.
- [23] D Hibbit, B Karlsson, and P Sorenson. *ABAQUS analysis users manual, version 6.5*. Hibbit, Karlsson & Sorensen, Inc., 2004.
- [24] Sofia Brandão, Marco Parente, Teresa Mascarenhas, Ana Rita Gomes da Silva, Isabel Ramos, and Renato Natal Jorge. Biomechanical study on the bladder neck and urethral positions: Simulation of impairment of the pelvic ligaments. *Journal of Biomechanics*, 48(2):217–223, 1 2015.
- [25] Sofia Brandão, Marco Parente, Thuane Huyer Da Roza, Elisabete Silva, Isabel Maria Ramos, Teresa Mascarenhas, and Renato Manuel Natal Jorge. On the Stiffness of the Mesh and Urethral Mobility: A Finite Element Analysis. *Journal of Biomechanical Engineering*, 139(8):1–9, 2017.
- [26] Kimberley F. Noakes, Andrew J. Pullan, Ian P. Bissett, and Leo K. Cheng. Subject specific finite elasticity simulations of the pelvic floor. *Journal of Biomechanics*, 41(14):3060–3065, 2008.