

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



Estudo Biomecânico do Prolapso Genital

Mariana dos Reis Barreto Lopes Gonçalves

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

Orientador: Prof. Dr. Renato Natal Jorge
Coorientadora: Prof.^a Dr.^a Teresa Mascarenhas

Julho de 2012

© Mariana Gonçalves, 2012

Resumo

O prolapso genital é o descaimento de um ou mais órgãos pélvicos da sua posição anatômica natural através ou contra o orifício vaginal. Esta doença ocorre a uma em cada três mulheres considerando todas as idades e a 60% das mulheres com mais de 60 anos. Apesar do prolapso genital ser a maior causa de cirurgia ginecológica, com uma taxa de intervenções de 11,1%, o seu tratamento é ainda empírico e pouco valorizado.

Embora o mecanismo da doença ainda não seja completamente compreendido, acredita-se que as lesões e deteriorações dos tecidos muscular, nervoso e conjuntivo alteram a função normal dos órgãos pélvicos. No entanto, a compreensão destas lesões e deteriorações, bem como as alterações nas funções dos órgãos consequentes, é ainda muito limitada.

Deste modo, a dissertação tem como objetivo a determinação, através de um modelo computacional, da influência do suporte efetuado pelos ligamentos pélvicos no desenvolvimento do prolapso genital. Para isso, foi desenvolvido um modelo geométrico tridimensional dos principais órgãos pélvicos femininos e respetivas estruturas de suporte ao qual se aplicou o método dos elementos finitos. Uma vez construído, o modelo permitiu a simulação do movimento dos órgãos com a aplicação de uma pressão intra-abdominal. A variação da pressão intra-abdominal aplicada, a indução de danos nos ligamentos pélvicos e a alteração da percentagem de ativação dos músculos do pavimento pélvico foram os parâmetros testados para permitir retirar conclusões quanto ao desenvolvimento do prolapso genital.

Neste estudo, o uso do modelo da cavidade pélvica feminina e respetivas estruturas de suporte permitiu um melhor conhecimento dos mecanismos relacionados com o prolapso genital. O conhecimento obtido poderá ajudar na compreensão desta doença, ajudando na sua prevenção, possibilitando uma escolha mais acertada do tipo de prótese e permitindo aos cirurgiões planear as cirurgias e realizá-las mais controladamente.

Abstract

Genital prolapse is the descent of one or more of the pelvic organs from the normal anatomic position toward or through the vaginal opening. This disease affects one in every three women considering all ages and 60% of women over 60 years old. Its treatment is still empirical and undervalued, however, genital prolapse is the major cause of gynecologic surgery reaching a rate of 11,1%.

Although the mechanism of disease is not yet fully understood, it is thought that the lesions and damage of muscle, connective and nervous tissues modify the normal function of pelvic organs. Nonetheless, the comprehension of these injuries, as well as the consequent modifications of pelvic organs functions, is still very limited.

Thus, this dissertation aims at determining, based on a computational model, the influence of the pelvic organ support by the pelvic ligaments in the development of genital prolapse. To do so, a three-dimensional geometric model of the major female pelvic organs and its respective support structures was developed. The finite element method was applied to the developed model and the pelvic organs movements when submitted to an intra-abdominal pressure were simulated. The variation of intra-abdominal pressure, the induction of damage in the pelvic ligaments and the modification of the pelvic floor muscles activation were the parameters that were tested in order to draw conclusions about the development of genital prolapse.

In this study, the use of the model of the female pelvic cavity and respective support structures allowed a better comprehension of pelvic organ prolapse mechanisms. The acquired knowledge can help to better understand and prevent the disease, contributing for a more suitable choice of prosthesis and allowing the surgeons to plan surgeries and performing them with a better success rate.

Agradecimentos

Esta dissertação, além do trabalho realizado durante este ano letivo, representa o esforço, a frustração e as vitórias de um percurso de cinco anos. Durante este percurso, foram várias as pessoas que me apoiaram e me fizeram acreditar, às quais pretendo deixar um agradecimento.

Em primeiro lugar queria dirigir uma palavra de agradecimento ao Professor Doutor Renato Natal Jorge pela orientação e ajuda prestada, quer na monografia quer na dissertação.

Pela paciência, disponibilidade e compreensão gostaria também de agradecer ao Professor Doutor Marco Parente.

À Rita, minha companheira de viagem, agradeço todo o apoio, ajuda e paciência durante esta caminhada. Sem ti, teria sido mais difícil.

À Praxe, a Metal&Bio, uma palavra de apreço pelos fantásticos momentos que me proporcionou, por tudo quanto me ensinou, por tudo quanto me fez crescer, pelos amigos para sempre, pelos sorrisos e pelas lágrimas.

Aos meus amigos dirijo um agradecimento pela companhia, suporte e gargalhadas, pelos dias de trabalho, pelos almoços na cantina e pelas noites de diversão mas, principalmente, pela amizade incondicional.

Aos meus pais mais do que um agradecimento pela oportunidade, um muito obrigada pelo amor e confiança.

Ao meu irmão um obrigada pelo conforto dos seus abraços.

À restante família uma palavra de gratidão pelo carinho e suporte.

Índice

Capítulo 1	1
Introdução	1
Capítulo 2	3
Anatomia da Pélvis Feminina	3
2.1 Cintura Pélvica	3
2.2 Cavidade Pélvica	4
Capítulo 3	11
Prolapso Genital	11
3.1 Tipos de Prolapso	11
3.2 Epidemiologia	12
3.3 Etiologia e Fatores de Risco	13
3.4 Diagnóstico	14
3.5 Tratamento	18
Capítulo 4	23
Modelo Computacional	23
4.1 Modelo Geométrico	23
4.2 Método dos Elementos Finitos	24
4.3 Propriedades dos Materiais	27
4.4 Condições de Restrição	34
Capítulo 5	37
Simulação Numérica	37
5.1 Validação do Modelo	37
5.2 Simulações	40
5.3 Resultados	41
Capítulo 6	51
Conclusões e Trabalhos Futuros	51

Lista de figuras

Figura 1 - Vista anterior da pelve (adaptado de [8]).	3
Figura 2 - Vista anterior da cintura pélvica (adaptado de [8]).	4
Figura 3 - Cavidades torácica e abdominopélvica : secção mediana (A) e secção coronal (B) (adaptado de [8]).	4
Figura 4 - Vista superior das paredes e pavimento pélvico (adaptado de [8]).	5
Figura 5 - Músculos do pavimento pélvico, plano superficial (adaptado de [13]).	6
Figura 6 - Músculos do períneo (adaptado de [13]).	7
Figura 7 - Ligamentos e fásCIAS do pavimento pélvico: ligamentos pubouretrais (PUL), arco tendinoso da fásCIA pélvica (ATFP), ligamentos cardinais (CL), ligamentos uterossagrados (USL) e ligamento vesico-vaginal (VVL) (adaptado de [15]).	8
Figura 8 - Inserção e orientação dos ligamentos cardinais (adaptado de [17]).	9
Figura 9 - Ligamento vesico-uterino (adaptado de [18]).	9
Figura 10 - Tipos de prolapso: A - posição normal dos órgãos; B - prolapso uterino; C - cistocelo; D - retocelo (adaptado de [20]).	12
Figura 11 - Medições usadas no sistema POP-Q [34].	15
Figura 12 - Colocação da sonda translabial: abordagem perineal [15].	17
Figura 13 - Transdutor do tipo 2050 [15].	17
Figura 14 - Ultrassonografia endovaginal realizada pela sonda 8848 para a visualização do compartimento anterior (A) e do compartimento posterior (B) [15].	18
Figura 15 - Pessários da Milex Products Inc [37].	19
Figura 16 - Exemplo de aplicação de pessário de ocupação [19].	19
Figura 17 - Cones de Kegel [1].	20
Figura 18 - Sacrocolpopexia com suspensão de uma rede sintética (adaptado de [41]).	21
Figura 19 - Modelo geométrico dos órgãos: reto (vermelho), vagina (verde), útero (azul) e bexiga (amarelo).	24

Figura 20 -Modelo geométrico completo: órgãos pélvicos, pavimento pélvico e períneo (cinzento).	24
Figura 21 - Elementos, nós e malha de elementos finitos (adaptado de [56]).	25
Figura 22 - Modelo geométrico com malha de elementos finitos: osso púbico (azul claro), ligamentos pubouretrais (verde claro), bexiga (amarelo), ligamentos vesico-uterinos (laranja), útero (azul), vagina (verde), ligamentos cardinais (lilás), ligamentos uterossagrados (azul escuro), reto (vermelho) e pavimento pélvico (cinzento).	26
Figura 23 - Testes de tensão uniaxial para cinco pacientes diferentes (adaptado de [38])....	27
Figura 24 - Comportamento típico do tecido da bexiga (adaptado de [59]).	28
Figura 25 - Dados experimentais que caracterizam o comportamento do tecido vaginal (adaptado de [60]).	28
Figura 26 - Propriedades biomecânicas do reto, vagina e bexiga obtidas por Rubod et al. [61].	28
Figura 27 - Dados experimentais obtidos por Janda [62].	29
Figura 28 - Comportamento biomecânico dos ligamentos uterossagrados, redondos e largos (adaptado de [63]).	29
Figura 29 - Dados experimentais e modelos hiperelásticos estáveis para o tecido da bexiga.	31
Figura 30 - Modelos hiperelásticos e dados experimentais para o tecido vaginal.	31
Figura 31 - Funções de densidade de energia de deformação e dados experimentais para o tecido do reto.....	32
Figura 32 - Valores experimentais e modelos hiperelásticos testados para caracterização do material do períneo.	32
Figura 33 - Modelos hiperelásticos e dados experimentais para o material respetivo aos ligamentos.....	33
Figura 34 - Condições fronteira do modelo.	34
Figura 35 - Deslocamento do colo vesical, eixo de coordenadas e vetor de deslocamento (adaptado de [72]).	38
Figura 36 - Sistema de coordenadas criado para medição do deslocamento do colo vesical. .	38
Figura 37 - Bexiga com seleção dos dez nós pertencentes ao colo vesical medidos (pontos vermelhos).	39
Figura 38 - Pressão aplicada nos órgãos pélvicos.	40
Figura 39 - Pressão aplicada no pavimento pélvico.	40
Figura 40 - Magnitude do deslocamento dos órgãos e ligamentos pélvicos depois da aplicação da pressão intra-abdominal de Valsalva.....	41
Figura 41 - Representação da PVA, da PVP e do útero.	41

Figura 42 - Deslocamento do colo vesical (CV), da parede vaginal anterior (PVA), da parede vaginal posterior (PVP) e do útero para as pressões intra-abdominais de repouso, em pé e de Valsalva para todos os ligamentos definidos com o Material 1, Material 2 e Material 3.	43
Figura 43 - Deslocamentos do colo vesical (CV), parede vaginal anterior (PVA), parede vaginal posterior (PVP) e útero para diferentes percentagens de ativação, pressão intra-abdominal na posição em pé.	44
Figura 44 - Deslocamentos medidos para a parede vaginal anterior (PVA), parede vaginal posterior (PVP) e útero para o enfraquecimento individual dos ligamentos uterossagrados (LU), ligamentos cardinais (LC), ligamentos pubouretrais (LP) e ligamentos vesico-uterinos (LV) para a pressão intra-abdominal em pé.	45
Figura 45 - Tensões normais aos ligamentos uterossagrados, cardinais, pubouretrais e vesico-uterinos quando enfraquecidos em conjunto, para a pressão de Valsalva.	46
Figura 46 - Tensões normais aos ligamentos uterossagrados, definidos com o Material 1, Material 2 e Material 3 para as pressões intra-abdominais de repouso, em pé e de Valsalva.	46
Figura 47 - Variação da tensão normal a cada par de ligamentos com o enfraquecimento dos ligamentos uterossagrados, para a pressão intra-abdominal de Valsalva.	47
Figura 48 - Variação da tensão normal a cada par de ligamentos com o enfraquecimento dos ligamentos cardinais, para a pressão intra-abdominal de Valsalva.	48
Figura 49 - Variação da tensão normal a cada par de ligamentos com o enfraquecimento dos ligamentos pubouretrais, para a pressão intra-abdominal de Valsalva.	48
Figura 50 - Variação da tensão normal a cada par de ligamentos com o enfraquecimento dos ligamentos vesico-uterinos, para a pressão intra-abdominal de Valsalva.	49

Lista de tabelas

Tabela 1 - Número de nós e de elementos do modelo.....	26
Tabela 2 - Deslocamentos obtidos para dez nós do colo vesical, média e desvio padrão.	39
Tabela 3 - Deslocamentos máximos e mínimos, sem enfraquecimento dos ligamentos.	42
Tabela 4 - Tensões normais máximas.....	45

Abreviaturas e Símbolos

POP-Q	<i>Pelvic Organ Prolapse Quantification</i>
FEMAP	<i>Finite Element Modeling And Postprocessing</i>
CV	Colo Vesical
PVA	Parede Vaginal Anterior
PVP	Parede Vaginal Posterior
LU	Ligamentos Uterossagrados
LC	Ligamentos Cardinais
LP	Ligamentos Pubouretrais
LV	Ligamentos Vesico-uterinos
W	Função de densidade de energia de deformação
σ	Tensão
λ	Alongamento

Capítulo 1

Introdução

O prolapso genital é o descaimento de um ou mais órgãos pélvicos da sua posição anatômica natural através ou contra o orifício vaginal [1] sendo uma condição constrangedora e debilitante que ocorre a uma em cada três mulheres considerando todas as idades e a 60% das mulheres com mais de 60 anos [2]. Embora o mecanismo da doença ainda não seja completamente compreendido, acredita-se que as lesões e deteriorações dos tecidos muscular, nervoso e conjuntivo alteram a função normal dos órgãos pélvicos. No entanto, a compreensão destas lesões e deteriorações, bem como o conhecimento das propriedades biomecânicas dos tecidos, é ainda muito limitada.

O tratamento do prolapso genital é, hoje em dia, o maior desafio dos ginecologistas e, na sua maioria, é ainda empírico e pouco valorizado. O prolapso genital é a maior causa de cirurgia ginecológica [3] atingindo uma taxa de intervenções de 11,1% [4]. As cirurgias tentam recuperar a anatomia normal e funcional e podem ser autólogas, usando os próprios tecidos da paciente ou heterólogas, utilizando implantes protéticos. No entanto, a percentagem de falhas está entre os 30 e os 50% nas cirurgias autólogas, podendo o prolapso ocorrer novamente no pós-operatório em até 34% dos casos [5], e ronda os 7% nos implantes protéticos [6]. As técnicas, quer autólogas quer heterólogas, consistem maioritariamente na suspensão de tecido vaginal, porém têm sido utilizadas sem qualquer avaliação da resistência deste tecido. As propriedades biomecânicas ou a insuficiente rigidez deste tecido podem explicar a percentagem de falhas das cirurgias. A implantação de próteses requer conhecimento das propriedades biomecânicas do tecido vaginal para que o tipo de prótese possa ser escolhido de modo a que as suas propriedades mecânicas correspondam o melhor possível às do tecido normal [6].

O uso de um modelo tridimensional da cavidade pélvica feminina, incluindo as estruturas de suporte, pode levar a um melhor conhecimento do comportamento biomecânico e, assim, dos mecanismos relacionados com o prolapso, através da simulação dos movimentos dos

órgãos e dos músculos do pavimento pélvico. A simulação permite também a obtenção das deformações provocadas pelas forças mecânicas envolvidas. Deste modo, é possível fazer-se estudos biomecânicos virtualmente, ultrapassando a barreira dos estudos *in vivo*. O conhecimento obtido ajudará na prevenção do prolapso genital e na uma escolha mais acertada do tipo de prótese. Para além disso, permitirá aos cirurgiões planear as cirurgias e realizá-las mais controladamente [7].

Deste modo, a dissertação tem como objetivo o desenvolvimento de um modelo geométrico tridimensional dos principais órgãos pélvicos femininos e respetivas estruturas de suporte e subsequente aplicação do método dos elementos finitos. A aplicação do método dos elementos finitos possibilita a simulação dos movimentos dos órgãos e dos músculos do pavimento pélvico, posterior avaliação da importância mecânica dos tecidos moles e análise dos esforços desenvolvidos pelo sistema muscular durante a manobra de Valsalva.

Tendo em conta os objetivos apresentados, a dissertação divide-se em seis capítulos. Uma vez introduzidos o tema e os objetivos da dissertação neste capítulo, o segundo capítulo apresenta a anatomia da pélvis feminina, onde se descreve a estrutura óssea, os órgãos, músculos e ligamentos pélvicos e respetivas relações. O terceiro capítulo, depois de compreendida a anatomia da pélvis, introduz o prolapso genital, a sua epidemiologia e etiologia e os métodos de diagnóstico e tratamento. No capítulo quatro está descrito o modelo geométrico e respetiva malha de elementos finitos, propriedades dos materiais e condições de restrição. O capítulo cinco apresenta a validação do modelo, as simulações realizadas com respetivos parâmetros, os resultados obtidos e respetiva discussão. Por fim, o capítulo seis inclui as conclusões e sugestões para trabalhos futuros.

Capítulo 2

Anatomia da Pélvis Feminina

O termo pélvis (lt. Pelvis), ou pelve, é usado como significado de várias estruturas: a região, a cintura pélvica ou a cavidade pélvica. No uso comum, a pélvis constitui a área de transição entre o tronco e os membros inferiores. No entanto, anatomicamente, a pelve corresponde ao espaço rodeado pela pelve óssea. A pelve é subdividida em pelve maior e pelve menor (Figura 1). A pelve maior protege as vísceras abdominais inferiores enquanto que a pelve menor é constituída pela cavidade pélvica e o períneo, compartimentos separados pelo diafragma pélvico. O períneo refere-se ao compartimento superior da área superficial entre as coxas e as nádegas e ao compartimento inferior ao diafragma pélvico [8].

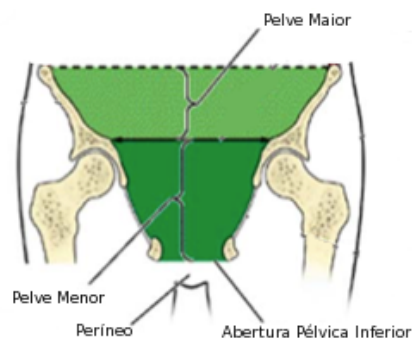


Figura 1 - Vista anterior da pelve (adaptado de [8]).

2.1 Cintura Pélvica

A cintura pélvica é responsável pela ligação da coluna vertebral aos fêmures. As suas funções primárias incluem o suporte do peso da parte superior do corpo quando sentado ou de pé, a transferência do peso para o esqueleto inferior quando de pé ou a caminhar e o fornecimento de locais onde os músculos responsáveis pela locomoção e postura, bem como os músculos da parede abdominal, se possam ligar. Como funções secundárias, a cintura

pélvica contém e protege as vísceras pélvicas e permite a fixação de músculos e membranas que formam o pavimento pélvico [8].

A nível ósseo, a cintura pélvica é formada por dois ossos, ossos coxais, que se unem posteriormente ao sacro e anteriormente, entre si, na sínfise púbica (Figura 2). Cada um dos ossos coxais é constituído por três ossos: o ílio, o ísquio e o osso púbico, que se encontram unidos por cartilagem na juventude mas se fundem por volta dos dezoito anos [9].

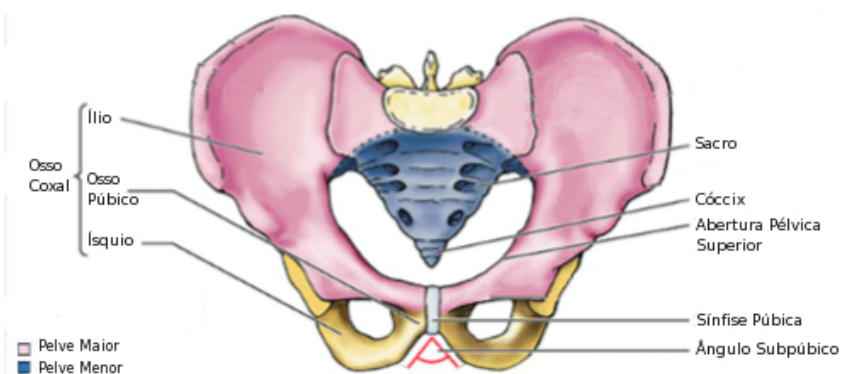


Figura 2 - Vista anterior da cintura pélvica (adaptado de [8]).

2.2 Cavidade Pélvica

A cavidade abdominopélvica estende-se, superiormente, na caixa torácica e, inferiormente, na pélvis de modo a que as suas partes superior e inferior estejam relativamente protegidas. A cavidade pélvica é a parte inferior da cavidade abdominopélvica, contínua à cavidade abdominal (Figura 3A).

A cavidade pélvica contém as partes terminais dos ureteres e a bexiga, reto, órgãos genitais, vasos sanguíneos, linfáticos e nervos. Esta cavidade é limitada inferiormente pelo diafragma pélvico, suspenso acima da abertura pélvica inferior formando o pavimento pélvico. Posteriormente, a cavidade pélvica é limitada pelo cóccix e pelo sacro com a parte superior do sacro a formar um teto sobre a metade posterior da cavidade [8] (Figura 3).

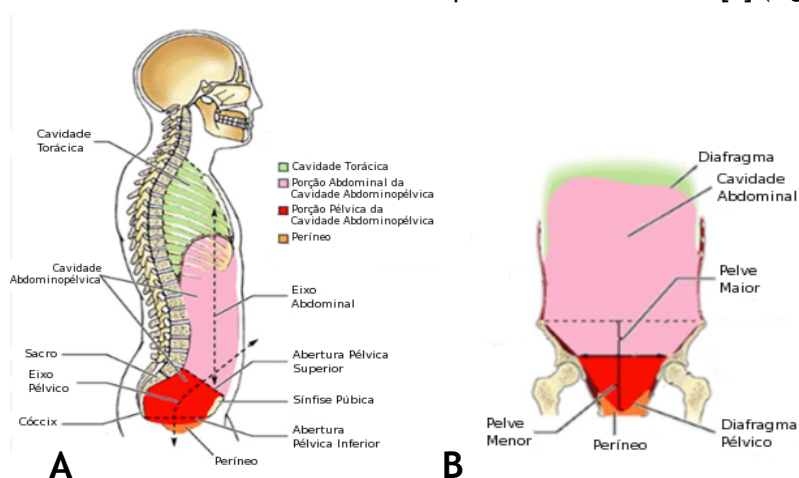


Figura 3 - Cavidades torácica e abdominopélvica : secção mediana (A) e secção coronal (B) (adaptado de [8]).

2.2.1 Paredes e Pavimento da Cavidade Pélvica

A cavidade pélvica tem uma parede ântero-inferior, duas paredes laterais, uma parede posterior e um pavimento.

A parede ântero-inferior é formada principalmente pelos corpos e ramos dos ossos púbicos e pela sínfise púbica e participa no suporte do peso da bexiga.

As paredes laterais são formadas pelos ossos coxais e cobertas, na sua maior parte, pelos músculos obturadores internos. As superfícies mediais destes músculos, por sua vez, estão cobertas pela fásia obturadora que permite a fixação do diafragma pélvico. O diafragma pélvico, como fronteira entre a pélvis e o períneo, forma o pavimento da cavidade pélvica e o teto do períneo e divide os músculos obturadores internos numa porção pélvica superior e numa porção perineal inferior.

A parede posterior consiste numa parede óssea e num teto, formados pelo cóccix e pelo sacro, e em paredes póstero-laterais músculo-ligamentosas, formadas pelos ligamentos associados às articulações sacro-ilíacas e músculos piriformes.

O pavimento pélvico é, em parte, formado pelo diafragma pélvico, constituído pelo músculo coccígeo, pelo músculo elevador do ânus e pelas fásias e ligamentos que cobrem estes músculos (Figura 4) [8].

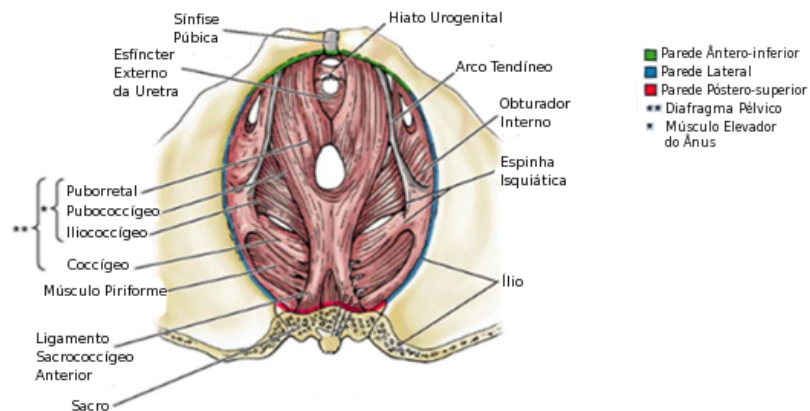


Figura 4 - Vista superior das paredes e pavimento pélvico (adaptado de [8]).

2.2.1.1 Pavimento Pélvico

O pavimento pélvico é uma estrutura extremamente complicada do ponto de vista biomecânico que se estende de um lado ao outro da pélvis para suportar os órgãos pélvicos e o conteúdo abdominal [10].

Esta estrutura é constituída por três compartimentos: anterior, médio e posterior. O compartimento anterior contém a bexiga e a uretra, o médio contém o útero, colo do útero e vagina e o posterior contém o reto. O suporte destas estruturas deve-se à fixação de músculos, fásias e ligamentos à pelve óssea [11].

Músculos do Pavimento Pélvico

Os músculos do pavimento pélvico encontram-se divididos em três planos: superficial, intermédio e profundo. O plano superficial é constituído pelos músculos bulboesponjoso e isquiocavernoso, pelo músculo transverso superficial do períneo, pelo esfíncter externo do ânus e pelo músculo constritor da vulva (Figura 5). O plano intermédio consiste no esfíncter externo da uretra e no músculo transverso profundo do períneo. Por fim, o plano profundo é composto pelos músculos elevador do ânus e isquiococcígeo, também conhecido simplesmente como coccígeo [12, 13].

O músculo bulboesponjoso reveste o aspeto lateral do bulbo do vestíbulo. Este músculo insere-se posteriormente através de uma extremidade no centro do períneo e dirige-se superior e anteriormente, tornando-se cada vez mais estreito para revestir o aspeto lateral da glândula vestibular maior e a superfície lateral do bulbo do vestíbulo. O isquiocavernoso tem a forma de semicone cuja concavidade está orientada lateralmente e se apoia sobre a superfície não aderente da raiz do corpo cavernoso. O músculo transverso superficial do períneo é um músculo muito variável, por vezes ausente. Habitualmente, este músculo consiste numa lingueta muscular constituída por dois tipos de fascículos. Uns fascículos nascem no aspeto medial do ísquio, dirigem-se transversalmente em sentido medial e terminam no centro do períneo. Outros vêm do esfíncter externo do ânus e da porção elevadora do músculo elevador do ânus, atravessam a linha média, cruzam-se com os elementos do centro do períneo e ligam-se aos fascículos do músculo transverso superficial do períneo situados no lado oposto à sua origem. O esfíncter externo do ânus situa-se em torno do canal anal e tem como ação o fecho deste canal. O músculo constritor da vulva é uma camada muscular delgada localizada medialmente ao bulbo do vestíbulo e à glândula vestibular maior, na parede lateral da vagina.

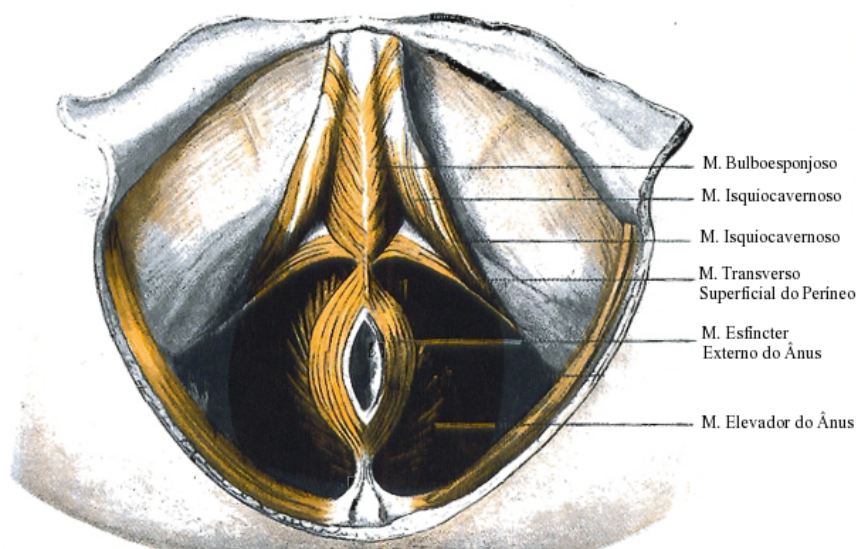


Figura 5 - Músculos do pavimento pélvico, plano superficial (adaptado de [13]).

O músculo esfíncter externo da uretra nasce da parte anterior da fáscia inferior do diafragma pélvico e as suas fibras rodeiam as paredes laterais da uretra terminando posteriormente a este canal. O músculo transverso profundo do períneo insere-se lateralmente no ísquio, superiormente nos músculos isquiocavernoso e transverso superficial do períneo e medialmente no centro do períneo [13].

O músculo elevador do ânus é composto por duas partes: a iliococcígea ou esfíncteriana e a pubococcígea ou elevadora. A parte iliococcígea insere-se no aspeto posterior da púbis seguindo uma linha oblíqua superior e lateral até ao orifício profundo do canal obturador e na fáscia obturadora seguindo uma linha curva e ligeiramente côncava superior e posterior que se estende desde o orifício profundo do canal obturador até ao aspeto medial da espinha isquiática. A fáscia obturadora apresenta um espessamento curvo e côncavo ao qual se dá o nome de arco tendíneo do músculo elevador do ânus. A parte pubococcígea é muito mais estreita, insere-se anteriormente na púbis, superior, medial e inferiormente nos fascículos mais mediais da parte iliococcígea. O músculo coccígeo é uma lâmina triangular situada posteriormente ao músculo elevador do ânus que se estende desde a espinha isquiática até à margem lateral do sacro e do cóccix (Figura 6) [13]. Os músculos elevador do ânus e coccígeo formam o diafragma pélvico que se estende entre as paredes anterior, laterais e posterior da pelve menor fechando a maior parte do anel da cintura pélvica. Este diafragma apresenta uma abertura entre as margens mediais do músculo elevador do ânus, o hiato urogenital, que permite a passagem da uretra e da vagina [8]. O reto também passa através desta abertura no entanto, como o músculo elevador do ânus se liga diretamente ao ânus, não está incluído no nome do hiato. A atividade normal do músculo elevador do ânus mantém o hiato urogenital fechado [14].

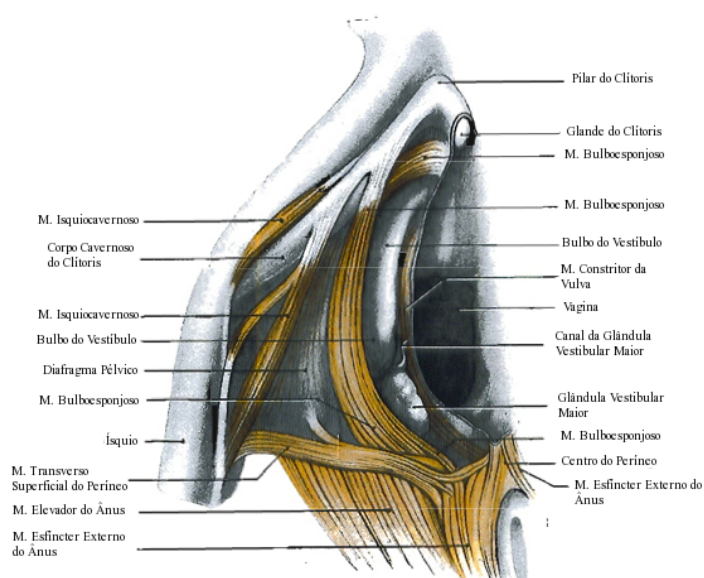


Figura 6 - Músculos do períneo (adaptado de [13]).

Fáscias do Pavimento Pélvico

Fáscia é o termo geral utilizado para as folhas de tecido conjuntivo existentes no corpo. A fáscia muscular separa e compartimenta os músculos individuais ou grupos de músculos e é composta por tecido conjuntivo denso e irregular com colagénio [9].

Cada um dos planos musculares do pavimento pélvico tem um revestimento fascial próprio. Assim, existem três planos faciais: a fáscia do períneo para os músculos superficiais, a fáscia do diafragma pélvico em relação com o plano muscular intermédio e a fáscia pélvica que cobre o diafragma pélvico. A fáscia do períneo é subcutânea e estende-se somente no períneo anterior, cobrindo os músculos superficiais da região urogenital, ou seja, os músculos transverso superficial do períneo, isquiocavernoso e bulboesponjoso. Esta fáscia perde-se medialmente no tecido conjuntivo da base dos lábios menores da vulva e anteriormente continua com a fáscia do clítoris. A fáscia do diafragma pélvico, tal como a fáscia do períneo, ocupa apenas a região anterior do períneo. Esta fáscia é de forma triangular e composta por duas fáscias, uma inferior e outra superior, que compreendem entre si os músculos do plano médio. A fáscia inferior do diafragma pélvico estende-se transversalmente desde o ramo isquiopúbico até ao bulbo do vestíbulo. A fáscia superior do diafragma pélvico, posteriormente, perde-se no centro do períneo, lateralmente une-se à fáscia inferior do diafragma pélvico terminando medialmente na parede lateral da uretra e da vagina (Figura 7). A fáscia pélvica cobre o diafragma pélvico, continua lateral e superiormente com a fáscia obturadora e posteriormente com a fáscia que cobre o plexo sagrado [13].

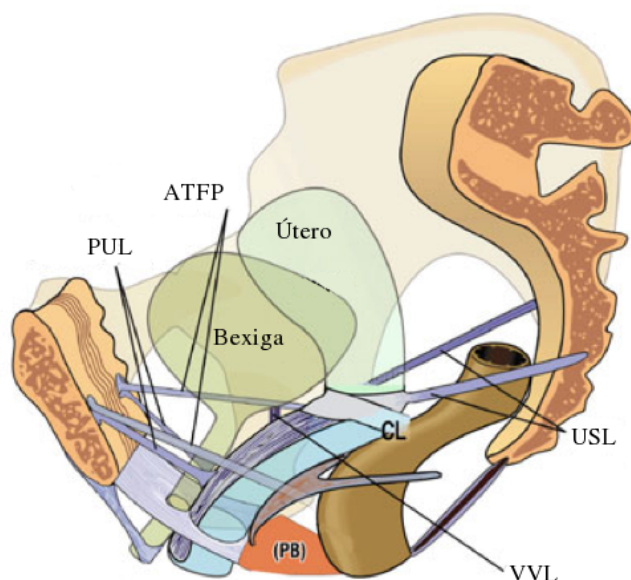


Figura 7 - Ligamentos e fáscias do pavimento pélvico: ligamentos pubouretrais (PUL), arco tendinoso da fáscia pélvica (ATFP), ligamentos cardinais (CL), ligamentos uterossagrados (USL) e ligamento vesicovaginal (VVL) (adaptado de [15]).

Ligamentos do Pavimento Pélvico

Os ligamentos chave do pavimento pélvico são os ligamentos pubouretrais, os ligamentos uterossagrados, os ligamentos cardinais, os ligamentos vesico-uterinos e os ligamentos pubovesicais. A presença de nervos, músculo liso e vasos sanguíneos indica que os ligamentos são estruturas contrácteis ativas. Os ligamentos pubouretrais começam na parte inferior da superfície posterior da sínfise púbica e descem até se inserirem na uretra. Os ligamentos uterossagrados suspendem o ápice da vagina, surgem das vértebras sacrais e ligam-se posteriormente ao anel cervical. Os ligamentos pubovesicais são a estrutura principal de suporte da parede anterior da bexiga, uma vez que lhe conferem rigidez (Figura 7) [16]. Os ligamentos cardinais surgem do anel cervical com a direção apresentada na Figura 8. Os ligamentos vesico-uterinos unem a bexiga ao útero (Figura 9).

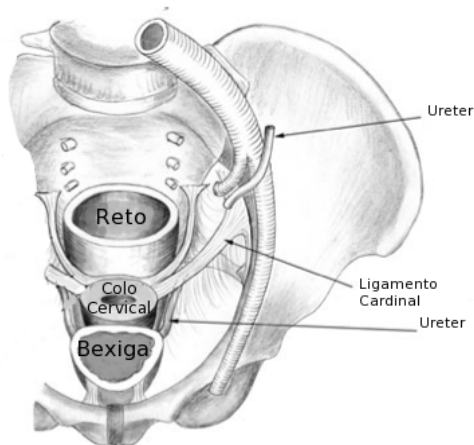


Figura 8 - Inserção e orientação dos ligamentos cardinais (adaptado de [17]).

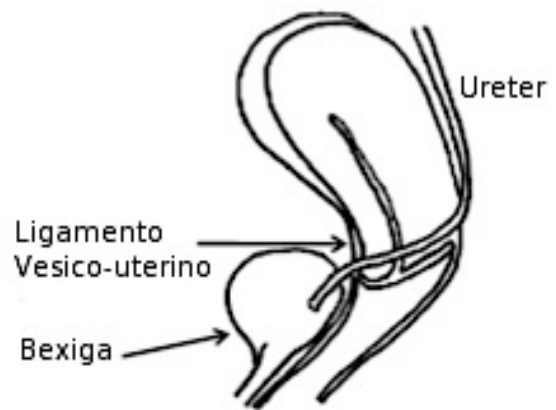


Figura 9 - Ligamento vesico-uterino (adaptado de [18]).

Capítulo 3

Prolapso Genital

A ação combinada dos ligamentos, fâscias e músculos descritos no capítulo anterior fortalece e mantém posicionados os órgãos pélvicos, tornando a sua função normal dependente da integridade da estrutura do pavimento pélvico [7]. Quando este sistema de suporte e de suspensão falha pode ocorrer o prolapso genital. Assim, o prolapso genital corresponde ao descaimento de um ou mais órgãos pélvicos do seu local anatómico normal através ou contra o orifício vaginal. O prolapso genital pode estar associado a incontinência urinária ou disfunção defecatória [1].

3.1 Tipos de Prolapso

O conceito de prolapso genital inclui o cistocelo, retocelo, enterocelo, prolapso uterino (Figura 10) e prolapso vaginal [19]. Estes tipos de prolapso podem ocorrer isoladamente ou podem surgir numa combinação de um ou mais tipos [3]. No cistocelo há enfraquecimento dos tecidos que suportam a parede entre a bexiga e a vagina originando descaimento de parte da bexiga que, por sua vez, pressiona o septo anterior da vagina. Quando há enfraquecimento dos tecidos que suportam a parede entre a vagina e o reto, pode dar-se o retocelo ou o enterocelo. Quando a descida do reto pressiona o septo posterior da vagina chama-se retocelo, se o intestino pressiona a parte superior do septo vaginal posterior dá-se o enterocelo. O prolapso uterino envolve o descaimento do útero e colo do útero através do canal vaginal devido a enfraquecimento ou danos nas estruturas de suporte pélvico. Por sua vez, o prolapso vaginal envolve o descaimento da vagina devido a perda de suporte ou enfraquecimento dos ligamentos uterossagrados e perda de ligação à fâscia do diafragma pélvico [19, 20].

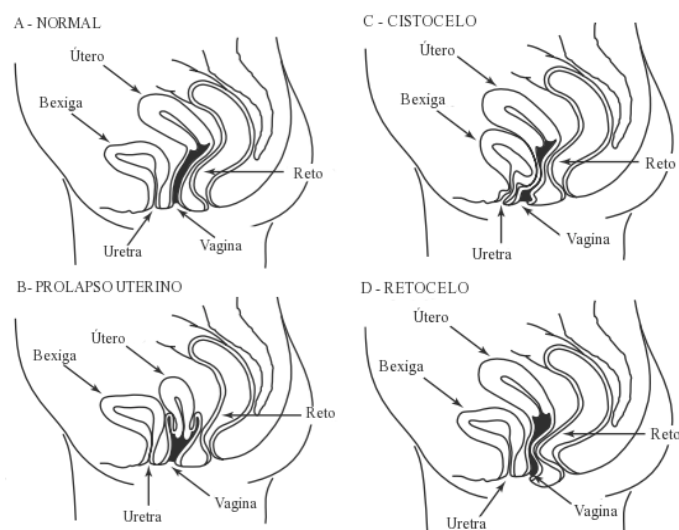


Figura 10 - Tipos de prolapso: A - posição normal dos órgãos; B - prolapso uterino; C - cistocele; D - retocelo (adaptado de [20]).

3.2 Epidemiologia

A epidemiologia é o estudo da frequência e da distribuição de doenças nas populações, no tempo e no espaço [21].

A incidência global do prolapso genital é de difícil determinação uma vez que o acesso das pacientes a cuidados médicos e o número de médicos treinados para reconhecer a doença é limitado e existe um elevado número de mulheres que não procura aconselhamento médico ou porque não quer partilhar o problema com o seu médico ou porque não sabe que o possui por estar num estágio assintomático. Além disso, a definição de prolapso genital bem como as técnicas de exame são variáveis, pois nem todos os médicos utilizam o sistema POP-Q, que é uma ferramenta objetiva para quantificar o grau do prolapso. Estes aspetos dificultam o estudo da prevalência da doença levando a que a sua incidência seja subestimada [19, 22-24]. Contudo, são vários os estudos epidemiológicos encontrados na literatura.

Um estudo realizado pela *Women's Health Initiative* [25], em 27343 mulheres, revelou que, das mulheres com útero (16616), 41,1% apresentaram alguma forma de prolapso sendo que 34,3% sofria de cistocele, 14,2% de prolapso uterino e 18,6% de retocelo e das 10727 mulheres sem útero, 32,9% tinha cistocele e 18,3% retocelo. Foi estimado que entre as mulheres com mais de 60 anos de idade, a prevalência do prolapso seja de aproximadamente 25% [26].

No Quebec, entre 1981 e 1988, o prolapso genital foi a razão mais comum para a realização de histerectomias em mulheres com mais de 50 anos e contribuiu para 13% das histerectomias realizadas considerando todas as idades. Em 1984, na África do Sul, o prolapso foi o principal sintoma em 29% de 2901 histerectomias [27]. Em 1997, 30,8% de 487 mulheres

suecas com idades compreendidas entre os 20 e os 59 anos experienciaram algum grau de prolapso [3].

Luber et al. sugeriram que a prevalência do prolapso genital vai dobrar dentro dos próximos 30 anos, representando um real problema de saúde pública [28].

A nível de tratamento cirúrgico, nos Estados Unidos, o prolapso genital leva à realização de 300000 a 400000 procedimentos cirúrgicos por ano [29] sendo que em 1997, estas cirurgias apresentaram um custo de 1012 milhões de dólares [30]. Olsen et al. [4] descobriram que aos 80 anos de idade, 11,1% das mulheres já foram submetidas a cirurgia para prolapso, incontinência urinária ou ambas e 29,2% necessitou de repetir a cirurgia. No Reino Unido, na lista de espera para cirurgias ginecológicas 20% das mulheres aguardam por cirurgia para o prolapso [23]. Entre 1989 e 1993, em dois hospitais da África Oriental, 17 a 20% das principais operações ginecológicas realizadas foram para tratamento do prolapso genital [27].

3.3 Etiologia e Fatores de Risco

A etiologia do prolapso genital resulta da combinação de vários fatores de risco que variam de paciente para paciente. Embora as mulheres, frequentemente, atribuam a ocorrência do prolapso a um evento independente, como levantamento de pesos, ou a um episódio traumático no qual sentem os tecidos a ceder, o processo de desenvolvimento do prolapso, além de multifatorial, é um processo que ocorre durante vários anos. Deste modo, é rara a paciente cujo prolapso possa ser atribuído a um fator de risco ou evento independente. São vários os fatores de risco postulados para o prolapso genital incluindo gravidez, parto vaginal, idade, aumento da pressão intra-abdominal crónica, menopausa, hipoestrogenismo, trauma, fatores genéticos, raça, doenças músculo-esqueléticas, doenças crónicas, tabagismo e cirurgia prévia [31]. A disfunção da bacia e hipermobilidade das articulações também já foram indicadas como fatores que aumentam o risco de prolapso [27].

O estudo *Pelvic Organ Support Study* [32] realizado em 1004 mulheres com idades compreendidas entre os 18 e os 83 anos determinou que o aumento do número de partos está relacionado com o avanço do prolapso, sendo que o risco de prolapso aumenta 1,2 vezes por cada parto vaginal. Em 1997, num estudo em 487 mulheres suecas, o prolapso ocorreu em 44% das mulheres com, pelo menos, um parto e em 5,8% das mulheres sem partos [3]. No estudo da *Oxford Family Planning* [27], mulheres com dois partos apresentaram uma probabilidade 8,4 vezes maior de serem submetidas a cirurgia do que mulheres sem partos. Por sua vez, num estudo com mulheres turcas descobriu-se que as mulheres com quatro ou mais partos vaginais apresentam uma probabilidade 11,7 vezes maior de sofrerem de prolapso ou incontinência [31]. Estes estudos demonstraram que os partos estão relacionados com o aumento de possibilidade de ocorrência de prolapso.

No *Pelvic Organ Support Study* [32], o risco de prolapso aumentou 100% por cada década de vida. O estudo em 487 mulheres suecas confirmou o aumento do prolapso com a idade sendo que a prevalência de alguma forma de prolapso foi de 6,6% nas mulheres entre os 20 e os 29 anos e de 55,6% entre as mulheres com idade compreendida entre os 50 e os 59 anos [3]. O envelhecimento é um processo complexo e o aumento do prolapso pode resultar da combinação de envelhecimento fisiológico, hipoestrogenismo e do aumento da incidência de doenças degenerativas e orgânicas relacionadas com o envelhecimento [31].

O aumento da pressão intra-abdominal crônica também tem sido apontado como possível fator de risco. Embora esta condição não seja bem definida, acredita-se que seja resultado da obesidade, prisão de ventre crônica, tosse crônica ou levantamento de pesos repetitivos.

No *Pelvic Organ Support Study* [32], anteriormente referido, o risco de prolapso também aumentou com o índice de massa corporal, no entanto, há outros estudos que não encontraram relação entre o risco e este índice [31]. Este estudo indicou também que o elevado peso dos recém-nascidos por parto normal propicia a doença. Além disso, os Hispânicos e os Negros bem como pessoas cujo emprego envolva trabalho manual apresentaram maior risco de desenvolver a patologia [32]. Quanto a este último fator, um estudo Dinamarquês descobriu que assistentes de enfermagem que costumam levantar pesos, quando comparadas com a população na generalidade, têm um risco 1,6 vezes maior de necessitarem de ser submetidas a cirurgia para o prolapso [31].

3.4 Diagnóstico

O diagnóstico do prolapso genital, apesar dos desenvolvimentos nas técnicas de imagiologia, continua a ser conseguido, principalmente, através da história clínica da paciente e de exames físicos.

Este diagnóstico deve identificar quer as áreas do suporte pélvico afetadas quer a gravidade do defeito e sintomas associados para cada compartimento (anterior, apical e posterior). A gravidade dos defeitos anatómicos pode ser objetivamente medida através de sistemas de quantificação como o sistema de quantificação do prolapso genital, POP-Q (*Pelvic Organ Prolapse Quantification*), aprovado pela *International Continence Society*, *American Urogynecologic Society* e *Society of Gynecologic Surgeons* [33]. A gravidade dos sintomas é determinada através das mudanças na qualidade de vida da doente e pode ser quantificada através de questionários [34].

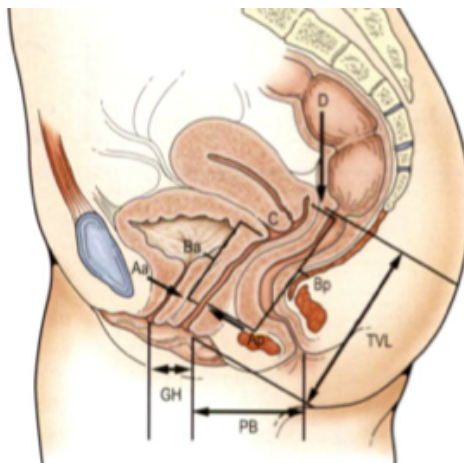


Figura 11 - Medições usadas no sistema POP-Q [34].

Na Figura 11 estão representadas as nove medições que constituem o sistema POP-Q e que caracterizam os compartimentos. O compartimento anterior é caracterizado pelos pontos Aa e Ba, o apical é caracterizado pelos pontos C e D e o compartimento posterior pelos pontos Ap e Bp.

Os pontos são definidos como [34]:

Aa: ponto fixo na linha média da parede vaginal anterior, 3 cm proximal ao meato uretral. A sua relação com o hímen em prolapso máximo é medida sendo, por definição, -3 nas pacientes com suporte perfeito e +3 quando completamente prolapsado.

Ba: ponto flutuante, localizado entre Aa e C, que apresenta menor prolapso para a tensão máxima. No caso do suporte pélvico não estar danificado, Ba é igual a Aa. Quando existe prolapso completo, Ba é igual a C.

Ap: ponto fixo, na linha média da parede vaginal posterior, a 3 cm do hímen. A sua relação com o hímen, durante a manobra de valsalva, é medida sendo, por definição, -3 na ausência de prolapso e +3 para prolapso completo.

Bp: ponto flutuante identificado do mesmo modo que o ponto Ba mas relativamente à parede posterior, pelo que se localiza entre Ap e C.

C: extremidade, do colo do útero ou da cúpula vaginal, mais suspensa, em pacientes com prolapso pós-histerectomia.

D: refere-se ao fundo de saco posterior, em pacientes que ainda têm colo do útero.

TVL: comprimento vaginal total.

GH: distância entre a linha média posterior do hímen e o meio do meato uretral.

PB: distância entre a linha média posterior do hímen e a abertura anal.

A partir destas medições, é possível a quantificação do prolapso em estágio 0, I, II, III ou IV. O estágio 0 corresponde ao suporte pélvico perfeito, sem prolapso e é indicado quando Aa, Ba, Ap e Bp são iguais a -3 e a diferença entre TVL e C é menor ou igual a 2 cm. No estágio I há presença de prolapso mas nenhum ponto está mais baixo do que 1 cm acima do hímen. Este estágio é definido quando qualquer valor dos pontos Aa, Ba, Ap, Bp ou C é

superior a -1. O estágio II ocorre quando a parte mais distal do prolapso se encontra a 1 cm, abaixo ou acima, do hímen. O estágio III é atribuído quando a parte mais distal do prolapso se encontra a mais de 1cm abaixo do hímen mas a diferença entre TVL e C é superior a 2 cm. Por fim, o estágio IV corresponde a uma diferença entre TVL e C menor do que 2 cm, indicando eversão vaginal completa [34].

3.4.1 História Clínica

Como em qualquer outra doença, a avaliação da paciente para subsequente diagnóstico começa na definição da sua história clínica, extraíndo a natureza e gravidade dos seus principais sintomas e queixas. A pressão pélvica é um sintoma muito comum em pacientes com prolapso, presente em 60 a 75% das pacientes. No entanto, este sintoma correlaciona-se muito fracamente com o grau de prolapso e não se relaciona de forma alguma com o prolapso de um compartimento específico. A protusão a partir da vagina é um sintoma menos comum mas mais relacionado com o aumento da gravidade do prolapso. Durante a anamnese, entrevista realizada pelo médico para obtenção da informação sobre a história dos doentes, o médico deve questionar a doente sobre características específicas dos seus sintomas, como o início e duração, bem como a ausência e presença de qualquer dor relacionada ou disfunção do intestino, da bexiga ou sexual. No caso da paciente se queixar de protusão, o médico deverá perceber quão longe é que a massa se projeta e se é visível. O prolapso genital está associado a uma significativa perda de qualidade de vida e de capacidade de participação em atividades sociais, por isso o médico deverá também fazer perguntas relativamente a este aspeto. Para além de toda esta informação, a obtenção dos antecedentes pessoais é essencial [34].

3.4.2 Exames Físicos

Os exames físicos devem incluir a avaliação completa dos restantes sistemas de órgãos. No entanto, uma vez que o prolapso é um problema primariamente confinado à pélvis, a examinação pélvica é a avaliação mais importante. Os exames pélvicos iniciam-se com uma observação de cicatrizes ou qualquer deformidade das estruturas vulvares normais e com a examinação neurológica da vulva. Depois da avaliação neurológica, examina-se o colo do útero e a parte superior da vagina de modo a detetar possíveis lesões ou outros sinais da patologia, seguindo-se o exame segundo o sistema POP-Q [34].

3.4.3 Exames Complementares de Diagnóstico

Apesar dos exames físicos serem relativamente bem sucedidos na avaliação e classificação do prolapso genital, as técnicas de imagiologia, na maior parte dos casos, revelam anormalidades não detetadas durante a examinação física [35]. Neste sentido, tem-se vindo a recorrer à ultrassonografia e à ressonância magnética para obtenção de imagens da zona pélvica, como diagnóstico complementar. A ultrassonografia tem vindo a assumir um papel cada vez mais central na definição do diagnóstico de disfunções do pavimento pélvico. O desenvolvimento tecnológico trouxe a possibilidade da reconstrução 3D das imagens e consequente melhoria na precisão do diagnóstico. Esta técnica apresenta duas alternativas de abordagem, perineal e endovaginal. A abordagem perineal envolve o uso de uma sonda translabial convexa de 5 a 7 MHz (Figura 12). Durante o exame, a paciente realiza a manobra de Valsalva (expiração forçada contra a glote fechada e o diafragma e a parede abdominal contraídos) com contração dos músculos pélvicos de modo a facilitar a análise do efeito da posição alterada das estruturas anatómicas [15].



Figura 12 - Colocação da sonda translabial: abordagem perineal [15].

Na ultrassonografia endovaginal podem-se utilizar vários tipos de transdutores de ultrassom incluindo sondas radiais mecânicas com um campo de 360° e sondas eletrônicas biplanares. O transdutor de rotação do tipo 2050 é uma sonda radial mecânica com um campo de 360°, tem um comprimento de eixo de 270 mm e um cristal de dupla rotação na ponta. Esta sonda tem uma gama de frequências entre os 6 e os 16 MHz com uma distância focal de 2 a 5 cm e um plano de 90° (Figura 13).

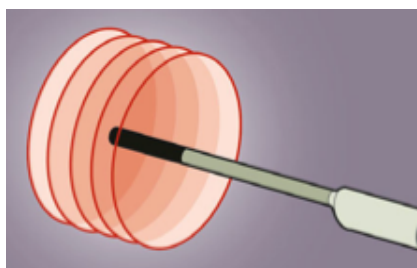


Figura 13 - Transdutor do tipo 2050 [15].

O transdutor eletrônico biplanar do tipo 8848, apresenta uma gama de frequências entre os 5 e os 12 MHz, distância focal de 3 a 60 mm e direções linear e transversal. Através da conexão da sonda a um motor de rotação de 180° é possível a aquisição controlada por

computador de 350 imagens paralelas, longitudinalmente, em vinte e cinco segundos. Para avaliação do compartimento anterior (Figura 14A) a rotação dá-se da posição de nove para as três horas do paciente, enquanto que para avaliação do compartimento posterior (Figura 14B) se dá da posição das três para a de nove horas [15].

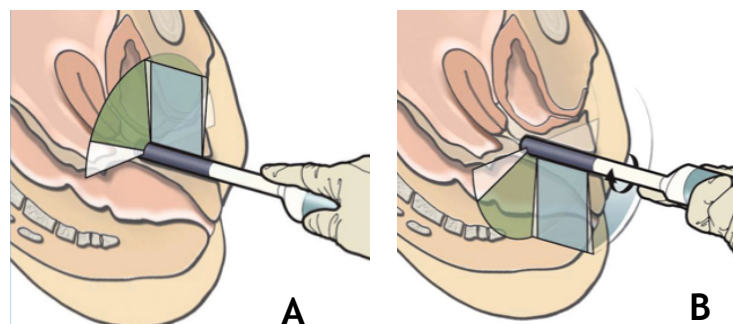


Figura 14 - Ultrassonografia endovaginal realizada pela sonda 8848 para a visualização do compartimento anterior (A) e do compartimento posterior (B) [15].

A ressonância magnética, por sua vez, é também uma técnica que se tem tornado valiosa na avaliação dos problemas do pavimento pélvico. Os estudos com esta técnica têm alterado significativamente o conhecimento da anatomia do pavimento pélvico uma vez que a ressonância magnética permite uma avaliação mais precisa da condição dos músculos e ligamentos. A ressonância magnética estática fornece informação detalhada sobre a anatomia do pavimento pélvico através da aquisição de imagens por aplicação de um campo magnético de 1,5 Tesla. Esta forma de ressonância é conseguida através da utilização de bobinas pélvicas ou faseadas, com a paciente na posição de supinação [15]. A ressonância magnética dinâmica é realizada no plano médio sagital durante três manobras diferentes: manobra de compressão para avaliar a contração do puborretal, simulação de defecação e manobra de Valsalva. A ressonância magnética tem a vantagem de melhorar a visualização da bexiga, da uretra e do útero sem necessidade de instilação de contraste, de ter o potencial de avaliação anatómica dos esfíncteres anais e de permitir a visualização direta do pavimento pélvico. A resolução temporal e a necessidade de supinação são as principais desvantagens desta técnica [35].

3.5 Tratamento

O tratamento do prolapso genital tenta recuperar a anatomia normal e funcional mas depende dos sintomas, da sua interferência na qualidade de vida, dos sinais físicos e das suas condições associadas. Deste modo, o tratamento pode ser conservador (não-cirúrgico), recorrendo à utilização de pessários e ao fortalecimento do pavimento pélvico, ou cirúrgico, recorrendo a vários tipos de cirurgias consoante o tipo e o estágio do prolapso. O tratamento

cirúrgico pode ser adiado até que os sintomas se tornem intrusivos e é apropriado para situações de incômodo associado à patologia ou de fracasso do tratamento conservador [36].

3.5.1 Tratamento Conservador

Um pessário é um dispositivo colocado na vagina para repor os órgãos prolapsados à sua posição anatômica normal (Figura 16) [1]. Os pessários têm sido muito utilizados no tratamento do prolapso, mas devido ao avanço das técnicas cirúrgicas o seu uso tem vindo a diminuir. Apesar disso, estão disponíveis numa grande variedade de tamanhos e formas (Figura 15), de modo a adaptarem-se a pacientes diferentes. Estes podem ser de dois tipos: de suporte, que encaixam abaixo da sínfise púbica e do sacro para elevar a vagina, ou de ocupação [23].



Figura 15 - Pessários da Milex Products Inc [37].



Figura 16 - Exemplo de aplicação de pessário de ocupação [19].

O fortalecimento dos músculos do pavimento pélvico pode ser conseguido através da realização de exercícios de Kegel, estimulação elétrica ou através de treino de *biofeedback*. Os exercícios de Kegel consistem na contração muscular consciente e devem ser realizados diariamente. As pacientes são ensinadas a manter a contração muscular por três segundos e a relaxar durante o mesmo período de tempo sendo que à medida que o músculo vai fortalecendo, o tempo de contração, bem como de relaxamento, vai aumentando. No entanto, as mulheres nem sempre são capazes de realizar estes exercícios de forma correta, necessitando de assistência. Nestes casos, recorre-se ao treino de *biofeedback* e à estimulação elétrica. O *biofeedback* ajuda a paciente a identificar e isolar os músculos do pavimento pélvico uma vez que permite a visualização da força muscular bem como a duração e isolamento da contração. Estas informações são obtidas através da aplicação perineal de eletrodos de eletromiografia de superfície ou de sondas de pressão. A terapia de *biofeedback* pode incluir a utilização de cones de Kegel (Figura 17), cones vaginais cujo peso (entre 20 a 70 gramas) exercido na superfície superior dos músculos perineais estimula a contração dos músculos do pavimento pélvico para reter o cone na vagina. A estimulação

elétrica pode ser usada em conjunto com o *biofeedback* para ajudar no isolamento dos músculos pélvicos [21].

A eficácia do treino muscular do pavimento pélvico na reversão e tratamento do prolapso genital não está estudada. No entanto, este fortalecimento muscular tem revelado melhorias nos sintomas associados [1].



Figura 17 - Cones de Kegel [1].

3.5.2 Tratamento Cirúrgico

O tratamento cirúrgico tenta restituir a anatomia e funcionalidade do pavimento pélvico feminino, baseando-se em considerações anatômicas e fazendo uso de imagens médicas [38]. As cirurgias podem ser autólogas, usando os próprios tecidos da paciente ou heterólogas, utilizando implantes protéticos. As cirurgias autólogas apresentam uma percentagem de falhas entre os 30 e os 50% enquanto que as cirurgias heterólogas apresentam apenas uma falha de 7% [6].

Quer sejam autólogas quer sejam heterólogas, a maior parte das cirurgias realizadas consiste na suspensão do tecido vaginal, quer usando sutura cirúrgica dos tecidos autólogos (suspensão paravaginal, por exemplo) quer usando sutura de próteses [39].

As cirurgias de tratamento do prolapso genital, autólogas e heterólogas, podem ser classificadas de acordo com o compartimento envolvido (anterior, apical ou posterior) e com a sua abordagem (vaginal ou abdominal) [23]. No compartimento anterior são realizadas, principalmente, duas cirurgias: a colporrafia anterior, correspondente à plicatura mediana da fáscia endopélvica da parede vaginal anterior, e a reparação paravaginal, suspensão da parede vaginal lateral à fáscia do arco tendíneo. O compartimento apical inclui a sacrocolpopexia, a sacrocolpoperineopexia, a fixação à fáscia ileococcígea, miorrafia do músculo elevador do ânus com plicatura apical, culdoplastia Mayo, suspensão ao ligamento sacroespinhoso e suspensão ao ligamento uterossagrado. A sacrocolpopexia corresponde à fixação vaginal ao ligamento longitudinal anterior do sacro e a sacrocolpoperineopexia é a fixação vaginal ao mesmo ligamento mas a partir do corpo perineal. A culdoplastia Mayo suspende o ápex vaginal aos ligamentos uterossagrados plicados. No compartimento posterior efetuam-se a colporrafia posterior, que é plicatura mediana da fáscia endopélvica da parede vaginal posterior, a correção posterior sítio-específico, que consiste na identificação e

correção dos defeitos específicos na fásia retovaginal, e a correção transanal, com separação da mucosa retal e plicatura do septo retovaginal através do lado retal [40].

A realização destas cirurgias de uma forma autóloga tem revelado elevadas percentagens de falha e de recorrência. Para contornar este problema têm surgido várias técnicas heterólogas de suspensão através de redes sintéticas e xenoenxertos (enxertos provenientes de outra espécie) [28] (Figura 18).

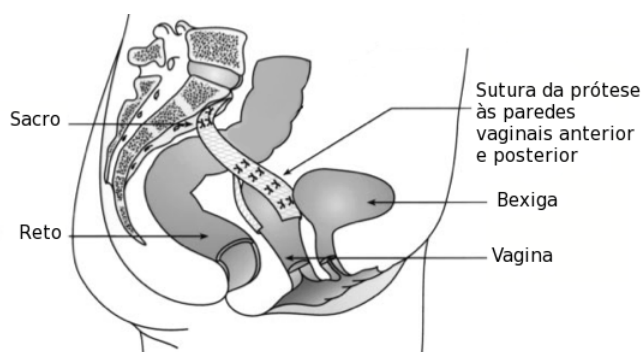


Figura 18 - Sacrocolpopexia com suspensão de uma rede sintética (adaptado de [41]).

As redes sintéticas embora tenham começado por ser metálicas, de prata, tantálio, e aço inoxidável, durante o decorrer dos anos e do seu desenvolvimento deram lugar às não metálicas. As redes não metálicas começaram por ser constituídas por polivinil, evoluindo para outros materiais como o nylon, teflon, fibras de carbono, poliéster, polipropileno e politetrafluoretileno expandido [42]. A utilização de redes sintéticas, no entanto, é restrita devido a complicações como dor, erosão e enrugamento. As características da rede, a técnica cirúrgica, a experiência do cirurgião e a histerectomia associada têm sido fatores considerados no aparecimento dessas complicações [43].

A densidade da rede está diretamente relacionada com a indução de fortes e persistentes reações inflamatórias que, por sua vez, estão também relacionadas com as complicações existentes. Para combater este fator, surgiram as redes de propileno de baixo peso (baixa densidade) e os xenoenxertos. Deprest et al. [44] realizaram um estudo onde compararam os resultados e taxas de complicações de uma sacrocolpopexia com xenoenxertos (enxertos suínos), com uma sacrocolpopexia com redes de polipropileno. No entanto, com este estudo concluíram que o uso de xenoenxertos está associado a uma maior taxa de falhas e de recorrências do que as redes de polipropileno, sem alteração da função, e não reduziu a taxa de complicações associadas.

Novitsky et al. [45], por sua vez, implantaram redes com diferentes composições em coelhos e avaliaram a incorporação da rede, a complacência da rede e dos tecidos e a formação de adesões. As redes, de polipropileno, de politetrafluoretileno expandido, de polipropileno de baixo peso e de celulose regenerada oxidada, foram removidas passado um ano. As redes de politetrafluoretileno expandido puro embora tenham apresentado a melhor

complacência e não tenham induzido adesões, exibiram maior enrugamento. As redes de polipropileno demonstraram uma menor complacência, o que influencia negativamente a qualidade de vida das pacientes. As redes de baixo peso induziram menos respostas inflamatórias nos tecidos adjacentes.

Num estudo realizado por Ozog et al. [46] concluiu-se que a redução da densidade das redes não diminui o enrugamento.

Uma vez que um material mais duro em contacto com um mais macio pode induzir erosão no material mais macio, a rigidez das redes tem sido associada à probabilidade de erosão do tecido. Para o mesmo material, a rigidez está relacionada com a geometria, a manufatura e a espessura da rede [47]. Por esta razão, Afonso et al. [47] compararam a rigidez de diferentes redes. Com este estudo, concluíram que uma menor rigidez inicial, ou seja, baixa resistência à deformação para forças abaixo do limite elástico, pode ser, em parte, responsável pelo sucesso clínico das redes.

Estes estudos mostram que há diferenças significativas nas propriedades mecânicas da vasta gama de redes disponíveis e que, apesar de melhorarem os resultados relativamente às cirurgias autólogas, as redes ainda produzem resultados indesejáveis.

Dois dos objetivos das cirurgias são a durabilidade e a conservação da função da vagina. A nível da durabilidade, as próteses são uma boa opção. No entanto, quando são utilizadas próteses com propriedades biomecânicas muito diferentes das propriedades biomecânicas dos tecidos podem provocar mudanças nas propriedades dos tecidos ou dos órgãos fazendo com que a sua função fique aquém da função ótima [48]. Por outro lado, as propriedades dos tecidos autólogos, como rigidez ou resistência, não são bem conhecidas. Estes tecidos, supostamente danificados, possivelmente apresentarão propriedades biomecânicas diferentes dos tecidos normais, não danificados, o que poderá explicar a elevada percentagem de falhas das cirurgias autólogas [6]. O estudo quer das propriedades biomecânicas dos tecidos normais, quer dos tecidos danificados possibilitaria melhorias quer nas cirurgias autólogas quer na escolha das propriedades das próteses para as cirurgias heterólogas.

Capítulo 4

Modelo Computacional

O uso de modelos computacionais, precisos, da cavidade pélvica feminina fornece as ferramentas necessárias para a simulação realista da função do pavimento pélvico e dos efeitos das suas disfunções, proporcionando um maior conhecimento dos mecanismos que originam o prolapso genital. Este conhecimento ajudará na prevenção do prolapso genital, na escolha mais acertada do tipo de prótese a implantar e permitirá aos cirurgiões planejar as cirurgias e realizarem-nas de uma forma mais controlada e fiável. No entanto, para que este conhecimento seja conseguido é necessária uma boa descrição geométrica da região pélvica e bons modelos do complexo comportamento mecânico dos músculos e estruturas de suporte [7]. O conhecimento exato da geometria de cada órgão envolvido na estática pélvica não é suficiente para a modelação numérica e, por isso, a definição dos ligamentos que suportam os órgãos e das condições de restrição é essencial.

Para o desenvolvimento dos modelos são utilizados dados recolhidos de imagens de ressonância magnética, pois permitem boa visualização das estruturas do pavimento pélvico. Uma vez que a anatomia e as propriedades dos tecidos variam de paciente para paciente, para que forneçam informação prática os modelos têm que ser calibrados para cada paciente [14, 49].

4.1 Modelo Geométrico

O modelo utilizado foi desenvolvido num trabalho anterior. Através de imagens disponíveis online [50], da utilização do software *Pictmod3D* (disponível em <http://styxar.com>) e do *SolidWorks* conseguiu-se a geometria final dos órgãos (Figura 19)[51].

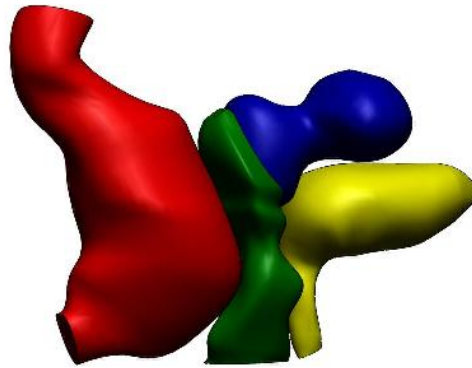


Figura 19 - Modelo geométrico dos órgãos: reto (vermelho), vagina (verde), útero (azul) e bexiga (amarelo).

O pavimento pélvico foi construído através de informação geométrica de uma malha previamente criada por Parente et al. [52], a partir de pontos geométricos medidos em cadáveres por Janda et al. [53]. O períneo foi criado em *SolidWorks* de modo a adaptar-se ao pavimento pélvico e aos orifícios dos órgãos pélvicos. Na Figura 20 está apresentado o modelo final, contemplando os órgãos pélvicos, o pavimento pélvico e o períneo.

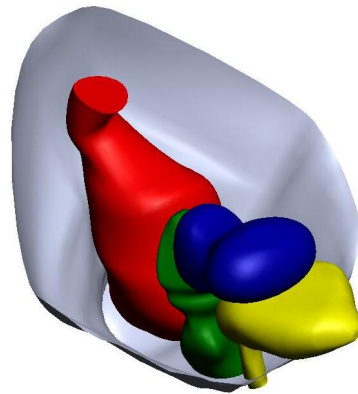


Figura 20 -Modelo geométrico completo: órgãos pélvicos, pavimento pélvico e períneo (cinzento).

Para completar este modelo, foram criados, em FEMAP, os pares de ligamentos uterossagrados, pubouretrais, cardinais e vesico-uterinos. Estes ligamentos ajudam no suporte do útero, vagina e bexiga, o que lhes confere um papel de relevância no estudo do prolapso genital. Para limitar o movimento da bexiga, de modo a que não se deslocasse mais do que anatomicamente seria possível, acrescentou-se, ao modelo, o osso púbico (Figura 22).

4.2 Método dos Elementos Finitos

O método dos elementos finitos é uma ferramenta matemática que, a partir do conhecimento das equações diferenciais que regem o comportamento de meios contínuos e da integração de estratégias de resolução aproximadas dessas equações, consegue determinar os estados de tensão e de deformação de um sólido, com qualquer geometria, sujeito a ações exteriores [54, 55].

A ideia básica do método dos elementos finitos é dividir o corpo (sólido) em elementos finitos ligados por nós para que se consiga obter uma solução aproximada. Ao conjunto dos elementos e dos nós resultantes, chama-se malha de elementos finitos (Figura 21).

A metodologia sistemática utilizada por este método permite que as soluções possam ser determinadas por programas informáticos. Para problemas lineares, a solução é determinada através da resolução de sistemas de equações lineares sendo que o número de incógnitas é igual ao número de nós. No entanto, de modo a obter-se uma solução razoavelmente precisa é necessária a utilização de milhares de nós, o que faz com que os computadores sejam essenciais para a resolução das equações. Normalmente, os resultados são tanto mais precisos quanto maior for o número de nós e de elementos utilizado, mas, por outro lado, quanto maior for o número de nós e de elementos maior é o custo computacional. Os resultados obtidos costumam ser apresentados como visualizações gráficas [56].

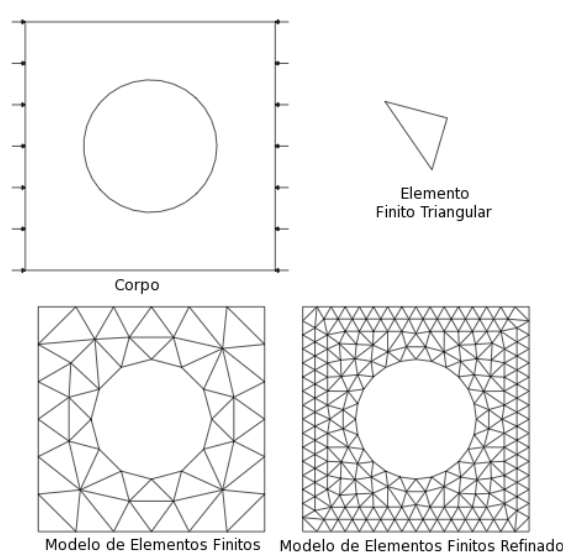


Figura 21 - Elementos, nós e malha de elementos finitos (adaptado de [56]).

A modelação do pavimento pélvico através do método de elementos finitos permite introduzir algumas hipóteses sobre a anatomia e fisiologia do sistema e validá-las quando comparadas com a evolução de pacientes normais e patológicos. Além disso, permitirá uma melhor compreensão sobre o mecanismo de ocorrência do prolapso genital e desenvolver ferramentas especiais para o diagnóstico de doentes mais delicadas ajudando no desenvolvimento de estratégias de prevenção da doença. Os resultados da simulação permitirão estratégias terapêuticas individuais otimizadas [2]. A longo prazo, estes modelos permitirão simular as limitações existentes e os resultados das cirurgias planeadas para todos os doentes [38].

4.2.1 Malha de Elementos Finitos

A malha de elementos finitos do modelo foi construída em Abaqus. A malha dos órgãos, do osso púbico e dos ligamentos foi criada com elementos tetragonais (C3D4) com tamanho aproximado de 2 mm. Por sua vez, para o pavimento pélvico e períneo foi criada uma malha de elementos sólidos de oito (C3D8) e seis (C3D6) nós. O número de nós e de elementos encontra-se discriminado na Tabela 1.

Tabela 1 - Número de nós e de elementos do modelo.

	<i>Número de Nós</i>	<i>Número de Elementos</i>
Bexiga	7733	23949
Ligamentos Cardinais	556	1213
Ligamentos Pubouretrais	681	1882
Ligamentos Uterossagrados	676	1836
Ligamentos Vesico-uterinos	87	301
Osso Púbico	3170	13053
Pavimento Pélvico	16518	10871
Períneo	3284	1963
Reto	29974	159412
Útero	12128	62802
Vagina	10699	53153
Total	85506	330435

Na Figura 22 encontra-se o modelo geométrico final com a malha de elementos finitos construída.

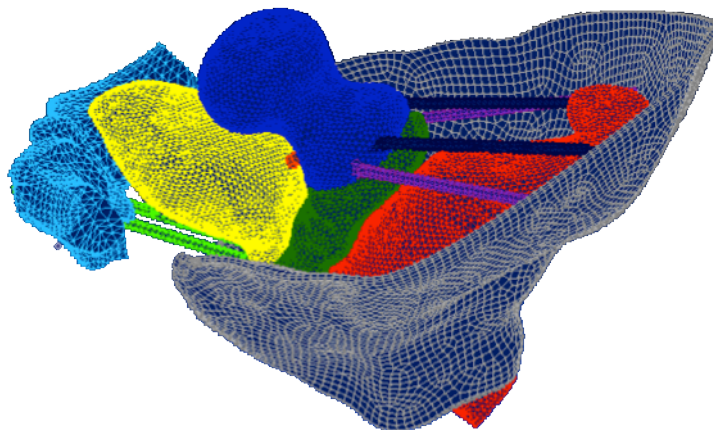


Figura 22 - Modelo geométrico com malha de elementos finitos: osso púbico (azul claro), ligamentos pubouretrais (verde claro), bexiga (amarelo), ligamentos vesico-uterinos (laranja), útero (azul), vagina (verde), ligamentos cardinais (lilás), ligamentos uterossagrados (azul escuro), reto (vermelho) e pavimento pélvico (cinzento).

4.3 Propriedades dos Materiais

A análise biomecânica dos tecidos fornece informações necessárias à compreensão dos seus mecanismos de função e de lesão, alargando o conhecimento dos médicos na etiologia do prolapso. Deste modo, estudos biomecânicos dos principais tecidos envolvidos no suporte pélvico ajudarão na compreensão da ocorrência do prolapso [6]. A determinação das propriedades biomecânicas do tecido vaginal pode, também, explicar algumas falhas cirúrgicas uma vez que este tecido, cujas propriedades não são totalmente conhecidas, é utilizado como suporte corretivo em tratamentos cirúrgicos [57] e no design de próteses [48].

Ademais, as propriedades biomecânicas da pélvis feminina são de extrema importância para a construção do modelo computacional uma vez que permitem que este se aproxime da realidade. Para que estas sejam encontradas é necessária a realização de ensaios de tração dos tecidos dos órgãos e músculos pélvicos. No entanto, as propriedades biomecânicas obtidas nos testes realizados dependem da quantidade de colagénio e de elastina presentes nos tecidos. Enquanto a elastina se pode alongar até 70% do seu comprimento sem romper, o colagénio, até à rutura, só consegue alongar 4%. Além disso, as propriedades dos tecidos dependem da orientação e diâmetro das fibras de colagénio, do tipo de colagénio e da idade da pessoa, uma vez que o envelhecimento altera significativamente a quantidade de colagénio [48]. Neste sentido, Cosson et al. [58] descobriram que a tensão e alongamento, na tensão de cedência, do tecido vaginal são muito variáveis em mulheres pós-menopausa com prolapso e Rubod et al. [38] realizaram testes de tensão uniaxial em tecidos vaginais de cinco pacientes diferentes, com patologias diferentes. As curvas de tensão-alongamento obtidas (Figura 23) foram diferentes para todas as pacientes. Estes estudos comprovam que o mesmo tecido, com diferentes origens, pode apresentar uma grande variedade de comportamentos biomecânicos.

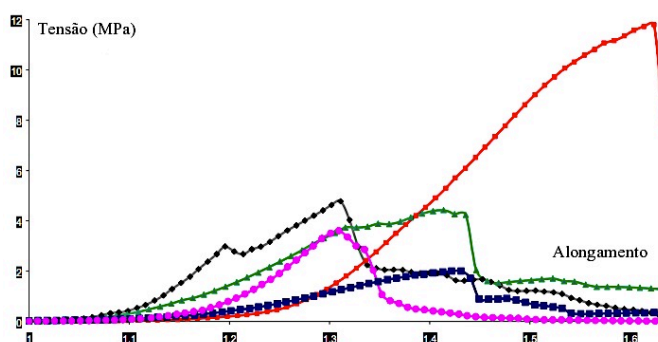


Figura 23 - Testes de tensão uniaxial para cinco pacientes diferentes (adaptado de [38]).

Martins et al. [59] através da realização de ensaios de tração uniaxiais em tecido proveniente de bexigas de cadáveres sem disfunções do pavimento pélvico, caracterizaram o comportamento do tecido da bexiga (Figura 24).

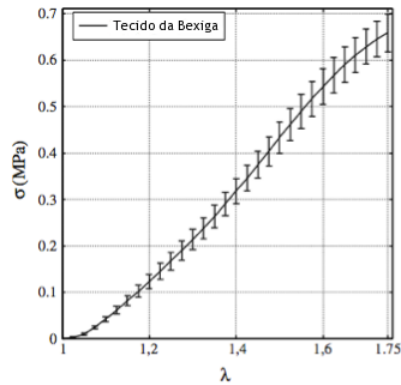


Figura 24 - Comportamento típico do tecido da bexiga (adaptado de [59]).

Em testes realizados em tecido vaginal prolapsado de oito pacientes pós-menopausa, Martins et al. [60] obtiveram as curvas apresentadas na Figura 25. Tal como referido anteriormente, pode visualizar-se a diversidade de comportamentos do tecido vaginal.

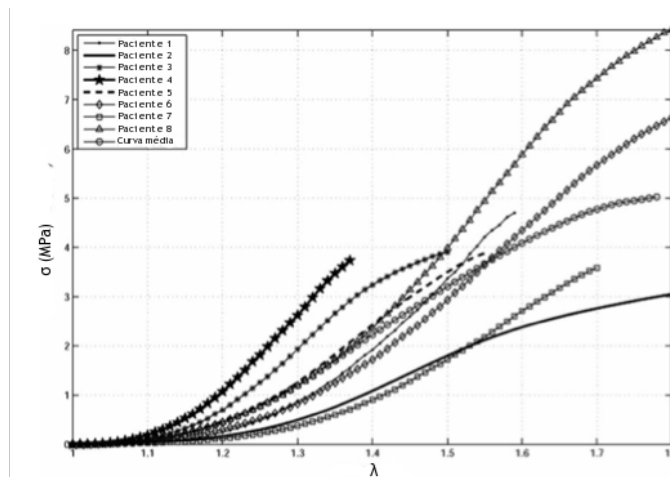


Figura 25 - Dados experimentais que caracterizam o comportamento do tecido vaginal (adaptado de [60]).

Rubod et al. [61] realizaram testes em amostras retiradas de cinco cadáveres sem prolapso de modo a caracterizarem o comportamento dos tecidos da vagina, do reto e da bexiga. Os resultados obtidos encontram-se representados na Figura 26.

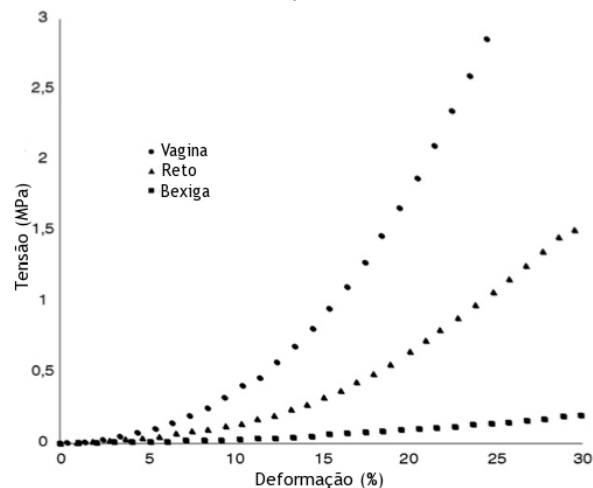


Figura 26 - Propriedades biomecânicas do reto, vagina e bexiga obtidas por Rubod et al. [61].

Janda [62] efetuou testes de tração uniaxiais a amostras do pavimento pélvico de três cadáveres. Os dados experimentais encontram-se apresentados na Figura 27. Estes testes, além de apresentarem diversidade de curvas de cadáver para cadáver, apresentam curvas diferentes para testes de amostras do mesmo cadáver.

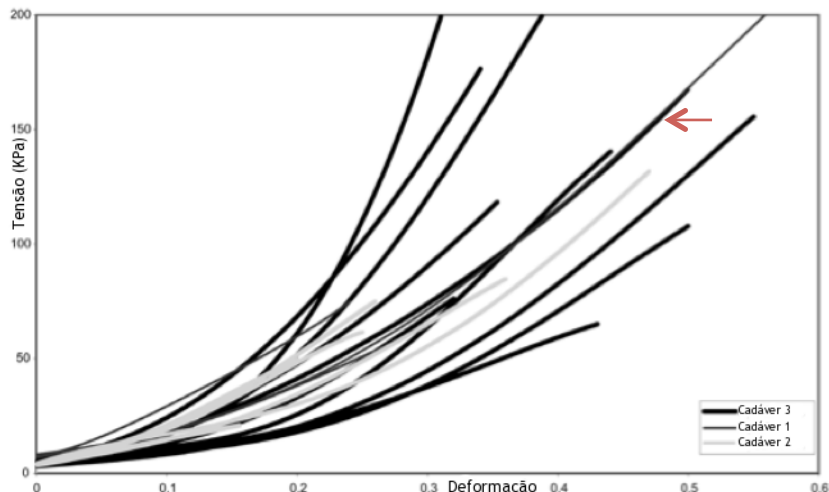


Figura 27 - Dados experimentais obtidos por Janda [62].

Na Figura 28 encontram-se representados os dados experimentais correspondentes ao comportamento biomecânico dos ligamentos uterossagrados, redondos e largos, resultantes de um estudo realizado por Rivaux et al. [63].

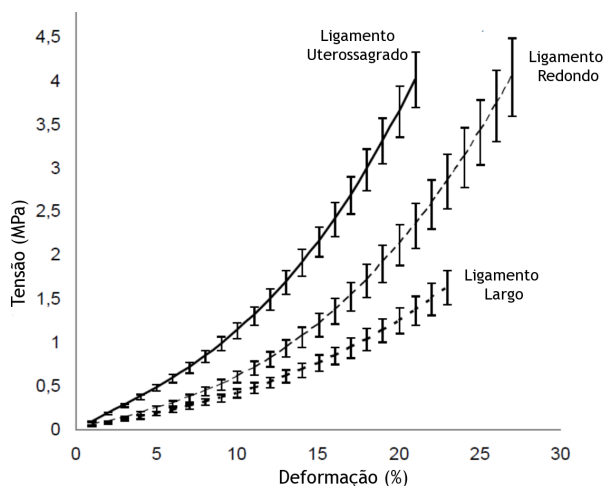


Figura 28 - Comportamento biomecânico dos ligamentos uterossagrados, redondos e largos (adaptado de [63]).

Apesar da maior parte dos estudos existentes na literatura assumir um comportamento linear para os tecidos da pélvis feminina, Rubod et al. [64], em 2008, descobriram que o tecido vaginal tem um comportamento hiperelástico sem relação linear entre a tensão e a deformação, ou seja, estudar as propriedades mecânicas do tecido vaginal utilizando o módulo de Young e uma relação linear entre a tensão e a deformação, não é uma aproximação precisa do comportamento destes tecidos. Para comprovar, Rubod et al. [64], compararam a utilização de um modelo hiperelástico e de dois lineares com resultados

experimentais. O modelo hiperelástico apresentou um erro máximo de 15% e os modelos lineares apresentaram erros de 90% e de 4000% [64]. Em 2010, Peña et al. [65] desenvolveram um estudo do comportamento de amaciamento, efeito de Mullins, do tecido vaginal nas direções longitudinal e transversal do eixo vaginal. Os dados experimentais deste estudo revelaram um comportamento mecânico não linear, hiperelástico, tal como Rubod et al. [64] tinham descoberto em 2008.

Ao contrário dos materiais elásticos, os materiais hiperelásticos não apresentam uma relação linear entre a deformação e a tensão, logo não podem ser caracterizados pelo módulo de Young. O comportamento destes materiais é representado por funções de densidade da energia de deformação, no entanto, devido às grandes deformações apresentadas e às grandes diferenças de comportamento entre os materiais, torna-se difícil escolher uma função de densidade da energia por deformação que represente, adequadamente, as relações tensão - deformação obtidas experimentalmente [66].

Os modelos Neo-Hookeano, Mooney-Rivlin e Ogden são exemplos de funções de densidade da energia de deformação cujas equações constitutivas pretendem representar o comportamento dos materiais hiperelásticos. O modelo Neo-Hookeano, como o próprio nome indica, é semelhante à lei de Hooke e é uma função de densidade da energia de deformação (W) polinomial reduzida com a seguinte forma:

$$W = \sum_{i=1}^N C_i (\bar{I}_1 - 3)^i \quad (4.1)$$

sendo C_i uma constante do material e \bar{I}_1 o tensor esquerdo de Cauchy-Green modificado. O parâmetro N pode assumir valores de um a seis. O modelo Neo-Hookeano é obtido substituindo-se N por um.

O modelo de Mooney-Rivlin, assim denominado por ter sido introduzido por Melvin Mooney e Ronald Rivlin, apresenta uma função de densidade de energia de deformação (W):

$$W = C_1 (\bar{I}_1 - 3) + C_2 (\bar{I}_2 - 3) \quad (4.2)$$

com C_1 e C_2 como constantes do material e \bar{I}_1 e \bar{I}_2 como tensores esquerdos Cauchy-Green modificados.

Introduzido, em 1972, por Ogden, o modelo de Ogden é definido pela função de densidade de energia de deformação (W):

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) \quad (4.3)$$

onde λ é a deformação principal e μ_i e α_i são constantes do material [66, 67].

A introdução de dados experimentais no Abaqus permite a avaliação da aproximação das diferentes funções de densidade de energia aos valores introduzidos. Através desta avaliação e da utilização dos dados uniaxiais anteriormente apresentados foi possível a definição dos modelos hiperelásticos para cada material do modelo.

Na Figura 29 encontra-se apresentado o resultado da avaliação correspondente à bexiga. A laranja estão representados os dados experimentais, retirados de Martins et al. [59] (Figura 24), as restantes curvas correspondem aos modelos hiperelásticos, estáveis, testados. Analisando as diferentes curvas pode-se facilmente perceber que o modelo polinomial reduzido com $N=2$ é o que melhor se aproxima aos dados experimentais.

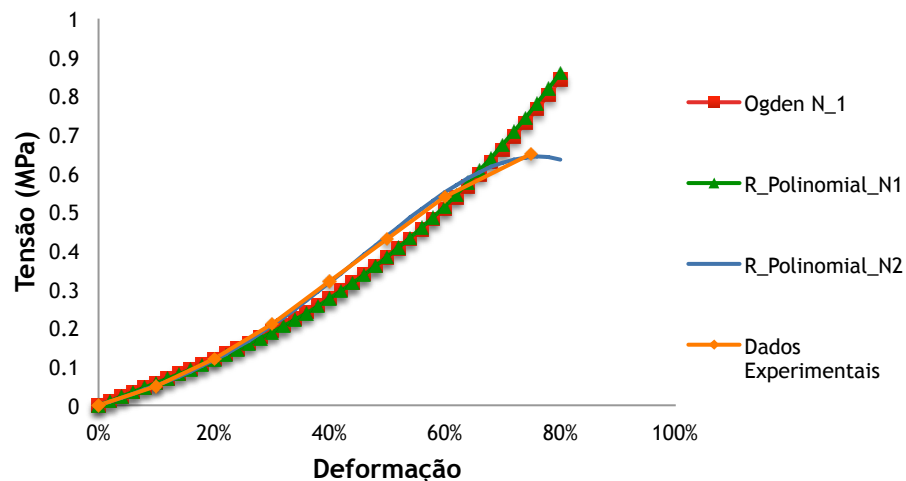


Figura 29 - Dados experimentais e modelos hiperelásticos estáveis para o tecido da bexiga.

Os dados experimentais do tecido vaginal, obtidos da curva média da Figura 25, e respetivos modelos hiperelásticos avaliados estão representados na Figura 30. De todos os modelos estáveis testados aquele que melhor se aproxima à curva descrita pelos dados experimentais é o modelo polinomial reduzido, para N igual a quatro e seis. De entre estes dois, utilizou-se o modelo polinomial reduzido com N igual a quatro. O material obtido para caracterizar o comportamento biomecânico do tecido vaginal foi também utilizado para caracterizar o útero.

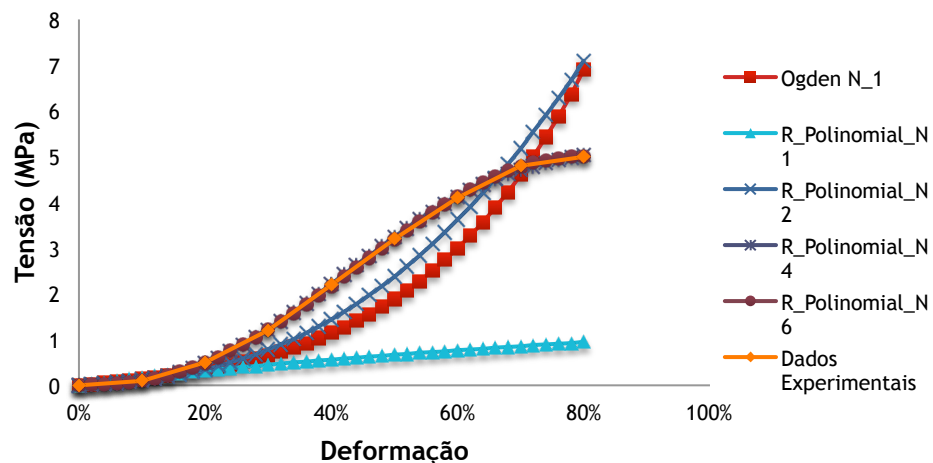


Figura 30 - Modelos hiperelásticos e dados experimentais para o tecido vaginal.

A Figura 31 contém as curvas respectivas ao comportamento do reto (Figura 26) e as funções de densidade de energia de deformação. A função Ogden, com N igual a um e dois, foi a que melhor se aproximou à curva experimental. A função com N igual a um foi a utilizada para caracterizar este material.

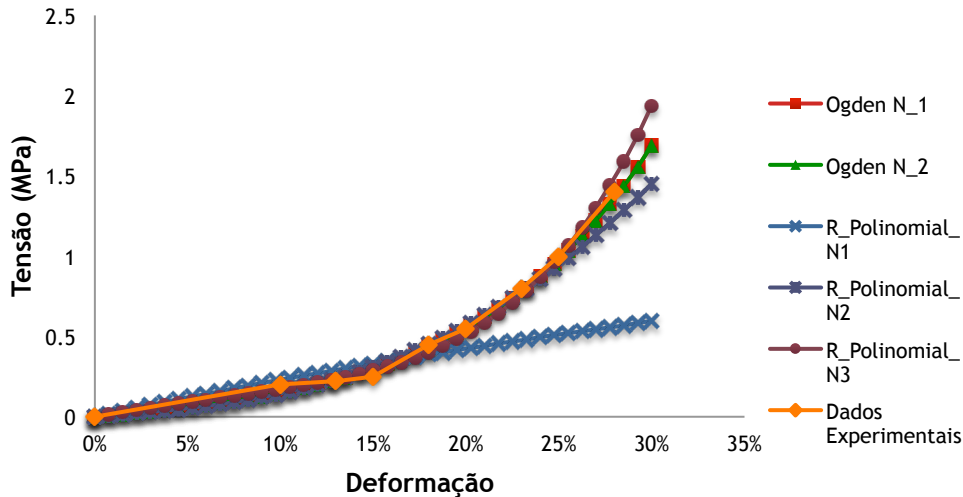


Figura 31 - Funções de densidade de energia de deformação e dados experimentais para o tecido do reto.

Para a obtenção do material do períneo foram utilizados os dados correspondentes à curva do indivíduo 3, Figura 27, assinalada com a seta a vermelho. Na Figura 32 encontram-se as curvas referentes aos dados experimentais e modelos testados. Os modelos Ogden ($N=1$) e polinomial reduzido ($N=2$) foram os que melhor se aproximaram à curva experimental sendo que o modelo utilizado foi o Ogden.

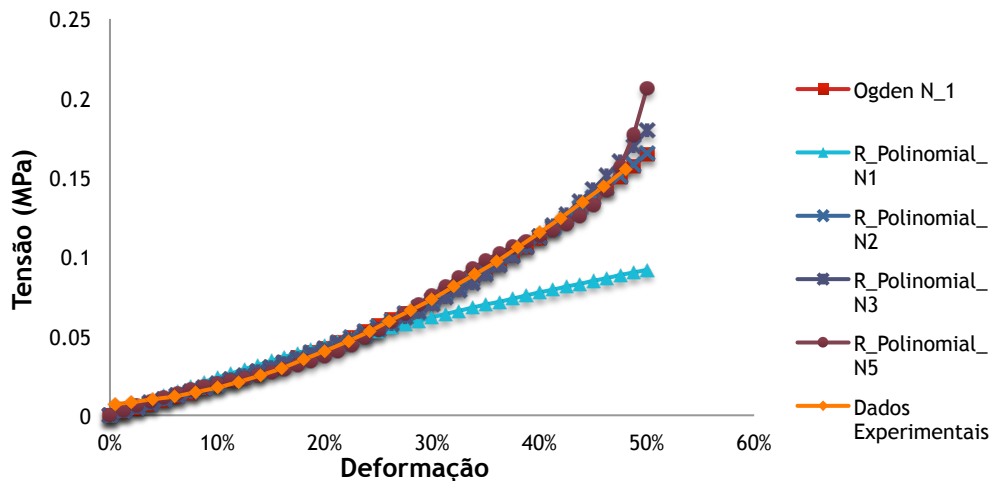


Figura 32 - Valores experimentais e modelos hiperelásticos testados para caracterização do material do períneo.

Para a definição do material de todos os ligamentos, foi utilizada a curva da Figura 28 referente aos ligamentos uterossagrados. Os modelos hiperelásticos testados e os dados experimentais utilizados encontram-se representados em forma gráfica na Figura 33. À exceção do modelo polinomial reduzido com $N=1$ (modelo Neo-Hookeano), todos os modelos

descrevem uma curva próxima à experimental. No entanto, o modelo utilizado foi o Ogden ($N=3$).

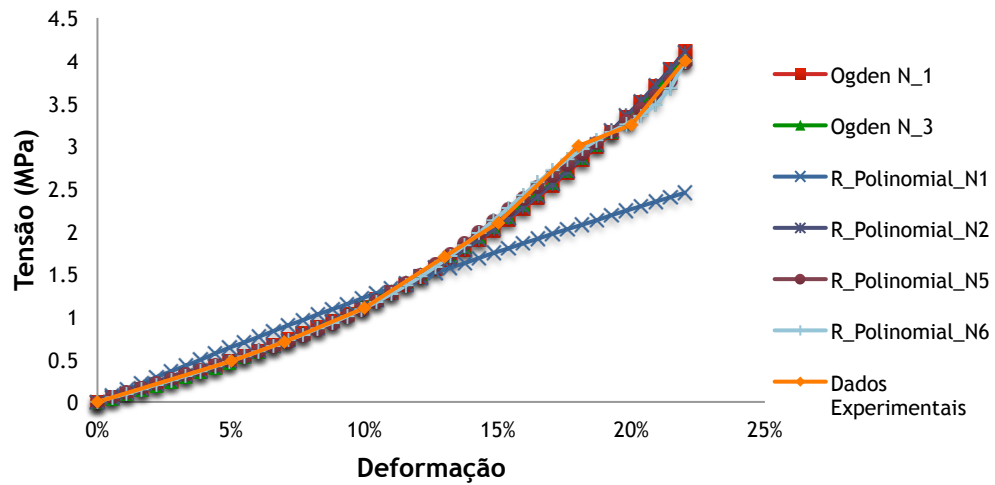


Figura 33 - Modelos hiperelásticos e dados experimentais para o material respetivo aos ligamentos.

O osso púbico foi caracterizado por um módulo de Young de 100 MPa e um coeficiente de Poisson de 0,2 [68].

O material do pavimento pélvico não foi definido por um destes modelos hiperelásticos mas sim caracterizado pelo modelo constitutivo apresentado por Parente et al. [69], através de uma sub-rotina *umat*, que permite a simulação da ativação muscular. A função de densidade da energia de deformação deste modelo (4.4) consiste na soma de um termo relacionado com a incorporação da matriz (W_I), um termo associado às fibras musculares (W_f) e um termo associado às alterações de volume (W_J).

$$W = W_I(\bar{I}_1^c) + W_f(\bar{\lambda}_f, \alpha) + W_J(J) \quad (4.4)$$

W_I é descrito por:

$$W_I = c\{exp[b(\bar{I}_1^c - 3)] - 1\} \quad (4.5)$$

sendo \bar{I}_1^c o primeiro invariante do tensor de deformação de Cauchy-Green à direita. Por sua vez, W_f pode ser dividida numa parte correspondente ao comportamento passivo das fibras (W_p) e outra correspondente ao comportamento ativo (W_A), devido à contração. O comportamento passivo das fibras pode ser descrito por:

$$W_p = A\{exp[a(\bar{\lambda}_f - 1)^2] - 1\} \quad (4.6)$$

sendo que $\bar{\lambda}_f$ representa a razão de deformação das fibras. O comportamento ativo é descrito pela expressão (4.7).

$$W_A = \alpha T_0^M \int_1^{\bar{\lambda}^f} 1 - 4(\lambda^M - 1)^2 d\lambda^M \quad (4.7)$$

O termo W_J pode ser dado por:

$$W_J = \frac{1}{D}(J - 1)^2 \quad (4.8)$$

sendo J a alteração de volume. As constantes do modelo (c , b , A , a e D) foram definidas por: $c = 1,85 \times 10^{-2} N/mm^2$, $b = 1,173$, $A = 2,80 \times 10^{-2} N/mm^2$, $a = 0,6215$ e $D = 1 \times 10^{-4} mm^2/N$. O parâmetro T_0^M , relacionado com a tensão máxima produzida pelo músculo em repouso, foi definido por $0.682 Pa$.

4.4 Condições de Restrição

As condições de restrição do modelo incluem as condições fronteira, contactos mecânicos e superfícies solidárias.

A definição das condições fronteira do modelo é de extrema importância uma vez que permite limitar os movimentos dos diferentes constituintes do modelo aos movimentos permitidos às estruturas anatómicas correspondentes.

A todos os órgãos pélvicos, à exceção do reto, foi permitido o movimento sem restrição. A extremidade superior do reto, uma vez que continuaria com o intestino grosso, encontra-se encastrada, sem qualquer tipo de movimento permitido. O encastramento foi também aplicado ao osso púbico, à extremidade superior do pavimento pélvico e às extremidades livres dos ligamentos (Figura 34).

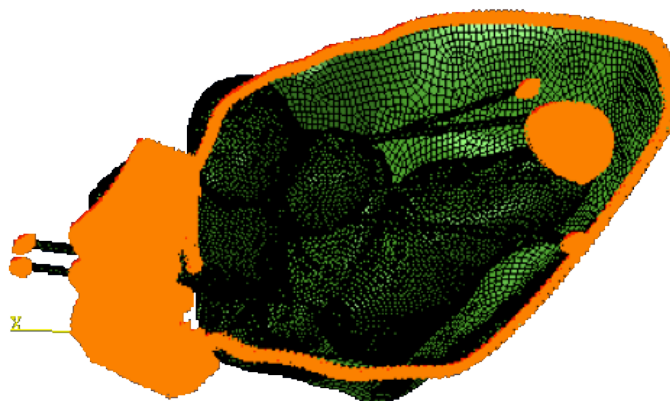


Figura 34 - Condições fronteira do modelo.

O contacto, tal como a denominação sugere, existe quando sólidos se tocam em um ou mais pontos, podendo ou não deformar-se [70]. Neste sentido, o Abaqus inclui uma função (*Contact Pair) que permite a definição de pares de superfícies ou de conjuntos de nós e

superfícies que apresentem contacto entre si, durante a análise. Este contacto pode ser definido com uma interação *Small-sliding* ou *Finite-sliding*. No contacto *Small-sliding* as superfícies em contacto só podem sofrer um deslizamento relativamente pequeno entre si enquanto que no contacto *Finite-sliding* pode ser maior [67].

Deste modo, foram definidos contactos entre os pares de superfícies em contacto. Surgindo assim o contacto entre o reto e o pavimento pélvico, útero e bexiga, vagina e reto, vagina e bexiga e, por fim, bexiga e osso púbico. Todos os contactos foram definidos com fricção zero e *Finite-sliding* com a exceção do contacto entre a bexiga e o osso púbico que, embora com fricção zero, foi definido como *Small-sliding*.

Uma vez que as estruturas foram criadas de modo independente, encontram-se separadas entre si. No entanto, na pélvis feminina, o útero e a vagina são contínuos e a uretra, vagina e reto são “agarrados” pelo períneo. Assim, foram criadas superfícies solidárias (*ties*) para “amarrar” estas estruturas entre si e ainda para unir o períneo ao pavimento pélvico.

Capítulo 5

Simulação Numérica

A simulação dos movimentos dos órgãos pélvicos e dos músculos do pavimento pélvico permite a obtenção das deformações e tensões, devido à existência de forças mecânicas envolvidas no suporte dos órgãos pélvicos, possibilitando um maior conhecimento dos mecanismos de prolapso genital. As simulações foram realizadas no sentido de avaliar a importância mecânica dos ligamentos envolvidos no suporte dos órgãos pélvicos e de analisar os esforços desenvolvidos de acordo com a pressão intra-abdominal a que estes são sujeitos. No entanto, para que as deformações e tensões medidas sejam credíveis, é necessário comparar o modelo com a realidade, ou seja, validar o modelo. Após validação do modelo é possível a realização de simulações numéricas com diferentes parâmetros para obtenção de resultados e consequente análise.

5.1 Validação do Modelo

Para validação do modelo, comparou-se o deslocamento do colo vesical obtido neste estudo com o deslocamento do colo vesical medido através de ultrassonografia perineal em mulheres nulíparas sem incontinência urinária, por Peschers et al. [71]. Para medição do deslocamento do colo vesical, Peschers et al. [71] aplicaram um sistema de coordenadas com o eixo do x correspondente ao eixo longitudinal da sínfise púbica e o eixo do y perpendicular ao eixo do x na extremidade posterior da sínfise (Figura 35) e mediram a posição do colo vesical antes e depois do deslocamento, ou seja, em repouso e em Valsalva. A magnitude do vetor criado entre as duas posições (Figura 35) foi calculado através da seguinte fórmula:

$$\sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2} \quad (5.1)$$

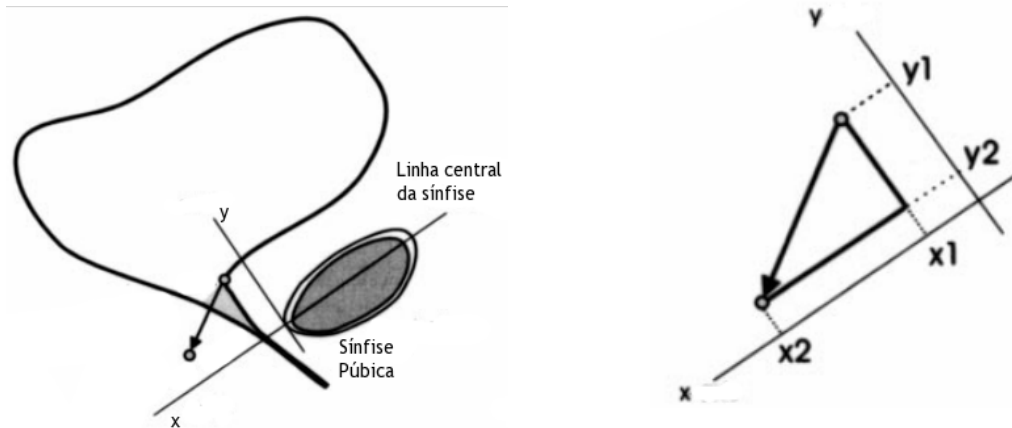


Figura 35 - Deslocamento do colo vesical, eixo de coordenadas e vetor de deslocamento (adaptado de [72]).

Para a manobra de Valsalva, com uma pressão intra-abdominal de 60 cm (± 5) H₂O , realizada por 18 mulheres, Peschers et al. [71] obtiveram uma descida média do colo vesical de 14 mm, com um mínimo de 2 mm e um máximo de 31 mm.

Com o objetivo de validar o modelo, realizou-se uma simulação com a aplicação de uma pressão intra-abdominal de 0,00588 MPa (correspondente aos 60 cmH₂O) na superfície superior dos órgãos pélvicos e na superfície interior do pavimento pélvico.

No resultado da simulação, foi criado um sistema de coordenadas como o apresentado na Figura 35, apenas com o eixo do x no sentido contrário (Figura 36), e aplicado aos valores de deformação.

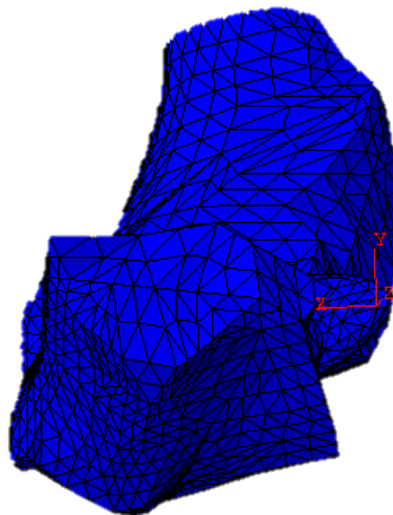


Figura 36 - Sistema de coordenadas criado para medição do deslocamento do colo vesical.

Assim, foi possível obter-se os valores de deformação de acordo com o eixo de coordenadas pretendido, sendo a deformação em x (U_1) correspondente a x_1-x_2 e a deformação em y (U_2) correspondente a y_1-y_2 . Tirando valores de prova de U_1 e de U_2 de nós pertencentes ao colo vesical (Figura 37) foi possível calcular-se a magnitude do vetor de deslocamento. Os resultados obtidos encontram-se apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 - Deslocamentos obtidos para dez nós do colo vesical, média e desvio padrão.

<i>Nó</i>	<i>U1 (mm)</i>	<i>U2 (mm)</i>	<i>Magnitude (mm)</i>
204144	-14,4979	-10,0301	17,63
204147	-16,4548	-11,4735	20,06
204173	-15,0718	-9,83245	18,00
204091	-12,9502	-10,6701	16,78
204205	-15,0439	-9,55811	17,82
204309	-15,5421	-8,82155	17,87
204310	-14,7907	-8,63951	17,13
204238	-14,3037	-8,91694	16,86
204272	-15,8028	-9,16197	18,27
204308	-16,8032	-9,04119	19,08
		Média	17,95
		Desvio Padrão	1,01

O deslocamento do colo vesical obtido encontra-se dentro do intervalo obtido por Peschers et al. [71] e é apenas 4 mm maior do que a média que apresentam, o que permite a validação do modelo. Deste modo, o modelo pode ser utilizado para simular os movimentos dos órgãos pélvicos e consequente obtenção de resultados.

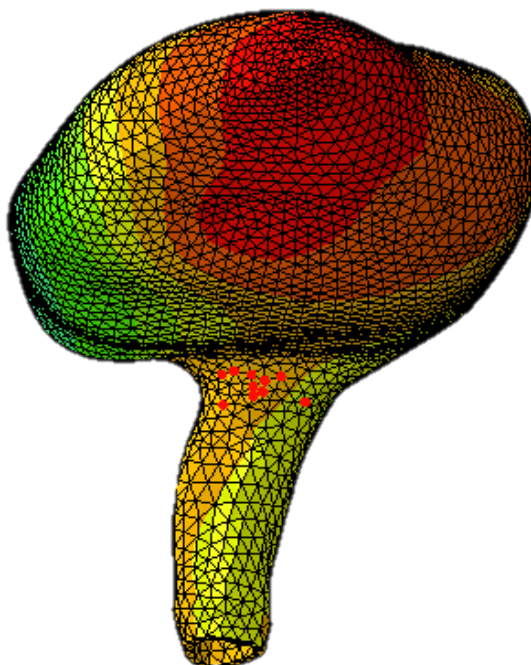


Figura 37 - Bexiga com seleção dos dez nós pertencentes ao colo vesical medidos (pontos vermelhos).

5.2 Simulações

Com o objetivo de estudar o prolapso genital e, mais especificamente, a importância dos ligamentos no suporte dos órgãos pélvicos e a análise dos esforços desenvolvidos de acordo com a pressão intra-abdominal aplicada e ativação do pavimento pélvico, foram simulados danos nos diferentes ligamentos, sujeitos a várias pressões intra-abdominais e com diferentes níveis de ativação muscular do pavimento pélvico.

A simulação da pressão intra-abdominal foi realizada através da aplicação de uma pressão uniforme na superfície superior dos órgãos pélvicos (Figura 38) e na superfície interior do pavimento pélvico (Figura 39). Foram simuladas a pressão intra-abdominal de Valsalva correspondente a uma pressão de 0,00529 MPa (39,7 mmHg), a pressão intra-abdominal em pé com o valor de 0,00267 MPa (20,0 mmHg) [73] e a pressão intra-abdominal em repouso de 0,000867 MPa (6,5 mmHg) [74].

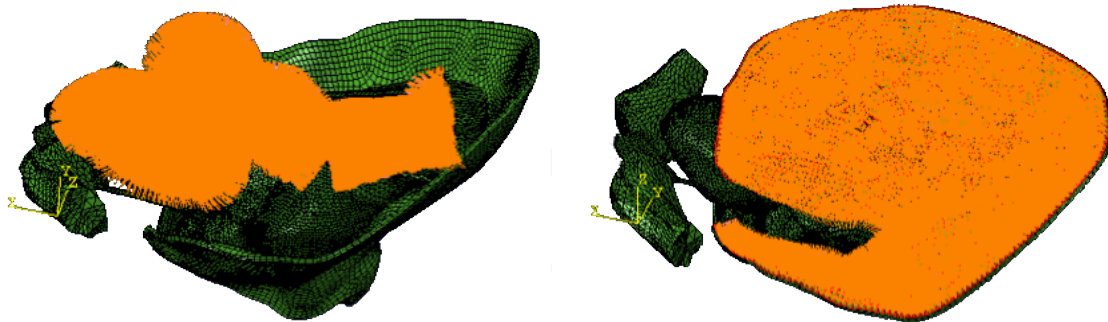


Figura 38 - Pressão aplicada nos órgãos pélvicos. Figura 39 - Pressão aplicada no pavimento pélvico.

O dano nos ligamentos foi simulado através da utilização de materiais mais fracos, atribuídos aos ligamentos. Deste modo, os ligamentos foram enfraquecidos trocando o material inicial por um material definido pelos dados experimentais das curvas correspondentes aos ligamentos redondos e aos ligamentos largos, presentes na Figura 28. O modelo hiperelástico utilizado para aproximar as curvas descritas foi o Ogden ($N=3$). Assim, os ligamentos foram definidos por três materiais diferentes: o Material 1, mais rígido e correspondente à curva dos ligamentos uterossagrados; o Material 2, correspondente à curva dos ligamentos redondos e o Material 3, mais fraco, correspondente aos ligamentos largos. As simulações realizadas contemplaram o enfraquecimento de todos os ligamentos em simultâneo, ou seja, a atribuição de um material mais fraco a todos os ligamentos ao mesmo tempo, e o enfraquecimento de cada par de ligamentos individualmente, mantendo os restantes com o Material 1. Além do enfraquecimento, foi simulada a inexistência de cada par de ligamentos.

Para analisar o efeito da ativação do pavimento pélvico, foram realizadas simulações sem ativação, com ativação a 5% e com ativação a 10%.

5.3 Resultados

Na Figura 40 está presente a magnitude do deslocamento do modelo depois de aplicada a pressão intra-abdominal de Valsalva. O osso púbico, a extremidade superior do reto e as extremidades livres dos ligamentos, uma vez que foram encastrados, não se deslocaram, apresentando o deslocamento mínimo, a azul. As zonas não encastradas deslocaram-se, sendo que a extremidade anterior do útero, a vermelho, foi a zona que sofreu maior deslocamento.

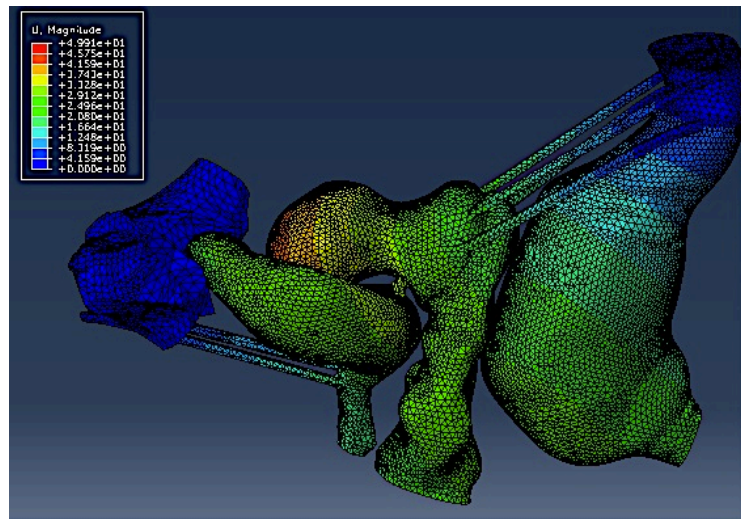


Figura 40 - Magnitude do deslocamento dos órgãos e ligamentos pélvicos depois da aplicação da pressão intra-abdominal de Valsalva.

Para avaliar a influência do suporte dos órgãos pélvicos efetuado pelos ligamentos pélvicos e da variação da pressão intra-abdominal e da ativação no desenvolvimento do prolapso genital, mediu-se o deslocamento vertical (descaimento) da parede vaginal anterior (PVA), da parede vaginal posterior (PVP) e do útero (Figura 41), nas diferentes condições.

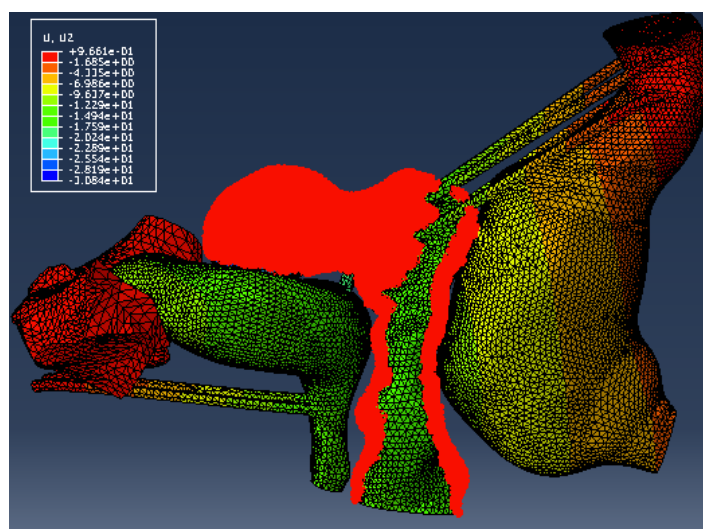


Figura 41 - Representação da PVA, da PVP e do útero.

O deslocamento do colo vesical (CV) foi medido do mesmo modo utilizado para a validação, para que os resultados fossem comparáveis. Além destes deslocamentos, foram

medidas as tensões normais a cada par de ligamentos. Para isso, foram criados sistemas de coordenadas com o eixo do x na direção longitudinal de cada par de ligamentos. Os valores de tensão resultantes foram transformados de acordo com cada sistema de coordenadas para que esses valores fossem representados de acordo com o sistema de coordenadas pretendido e retiraram-se os valores da tensão em x (S11) para o par de ligamentos correspondente.

Os deslocamentos máximos e mínimos obtidos para CV, PVA, PVP e Útero para as três pressões simuladas, sem enfraquecimento dos ligamentos, encontram-se na Tabela 3.

Tabela 3 - Deslocamentos máximos e mínimos, sem enfraquecimento dos ligamentos.

		<i>Deslocamento (mm)</i>	
		Mínimo	Máximo
Repouso	CV	6,36	6,49
	PVA	5,93	7,07
	PVP	4,92	6,90
	Útero	5,39	12,97
Em pé	CV	13,12	14,19
	PVA	13,52	17,14
	PVP	12,52	16,67
	Útero	13,61	30,74
Valsalva	CV	16,37	19,49
	PVA	18,63	26,31
	PVP	18,95	25,68
	Útero	20,84	49,60

Os deslocamentos, mínimo e máximo, do colo vesical encontram-se no intervalo considerado na validação. Embora os deslocamentos mínimos das paredes vaginais e do útero sejam próximos, o deslocamento máximo do útero é, para as três pressões, aproximadamente o dobro dos deslocamentos máximos das paredes vaginais. Com isto pode deduzir-se que o útero apresenta zonas com deslocamentos muito diferentes, ou seja, apresenta uma grande amplitude de deslocamentos. Quer o deslocamento mínimo quer o deslocamento máximo, de todas as regiões medidas, aumenta com o aumento da pressão intra-abdominal aplicada sendo que quanto maior é a pressão, maior é a diferença entre estes deslocamentos.

Na Figura 42 estão representados os deslocamentos médios medidos para as três pressões intra-abdominais simuladas. A azul encontram-se os deslocamentos medidos para as simulações realizadas com todos os ligamentos definidos com o Material 1, o vermelho corresponde aos ligamentos caracterizados com o Material 2 e o verde com o Material 3.

Analisando os resultados apresentados na Figura 42, pode-se observar que os deslocamentos, tal como seria de esperar, aumentam com o aumento da pressão intra-abdominal, atingindo um máximo de 36,54 mm no útero para Valsalva e um mínimo de 6,12

mm na PVP em repouso. O deslocamento do CV encontra-se dentro do intervalo obtido por Peschers et al. [71], de 2 a 31 mm, para todas as pressões. O deslocamento do útero é consideravelmente maior do que o da PVA e da PVP. Por sua vez, os deslocamentos da PVA e da PVP são próximos, mas menor para a PVP em todas as pressões. Este resultado pode dever-se ao facto do suporte da vagina ser realizado essencialmente pelos ligamentos uterossagrados e cardinais que, por sua vez, se encontram fixados à parte posterior do anel cervical, mais próximos da PVP. É visível, em todas as situações, um aumento dos deslocamentos com o enfraquecimento dos ligamentos. Este resultado vai de encontro ao resultado esperado uma vez que o enfraquecimento dos ligamentos corresponde a uma diminuição do suporte dos órgãos, permitindo um maior descaimento. Além disso, a variação da pressão intra-abdominal provoca uma maior variação dos deslocamentos do que o enfraquecimento dos ligamentos.

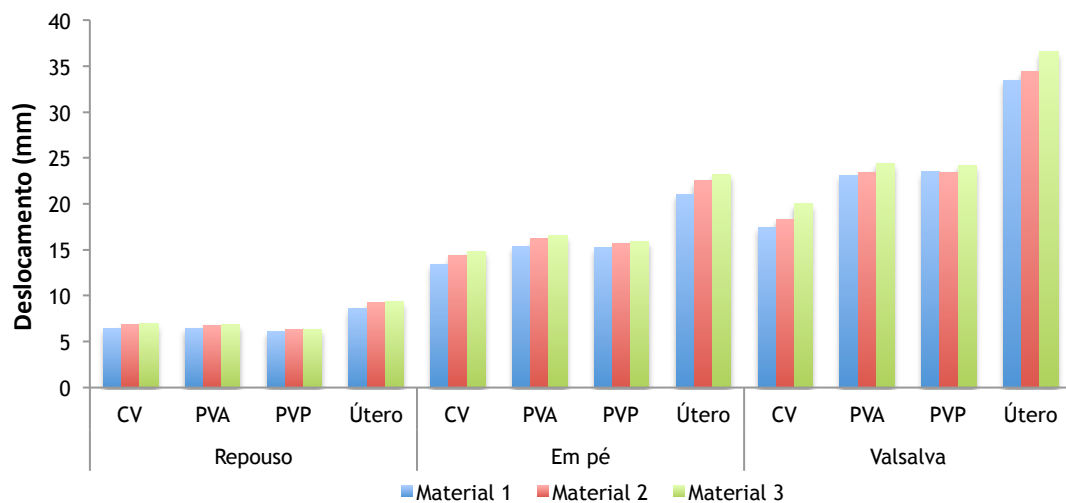


Figura 42 - Deslocamento do colo vesical (CV), da parede vaginal anterior (PVA), da parede vaginal posterior (PVP) e do útero para as pressões intra-abdominais de repouso, em pé e de Valsalva para todos os ligamentos definidos com o Material 1, Material 2 e Material 3.

A influência da ativação do pavimento pélvico nos diferentes deslocamentos medidos pode analisar-se na Figura 43. A ativação do pavimento pélvico, ou seja, a sua contração, aumenta a rigidez do músculo melhorando o suporte dos órgãos. Por sua vez, quando melhor for o suporte do órgão espera-se que menor seja o seu descaimento. Os resultados obtidos (Figura 43) vão de encontro a este raciocínio, observando-se uma diminuição do deslocamento com o aumento da ativação para todas as zonas medidas.

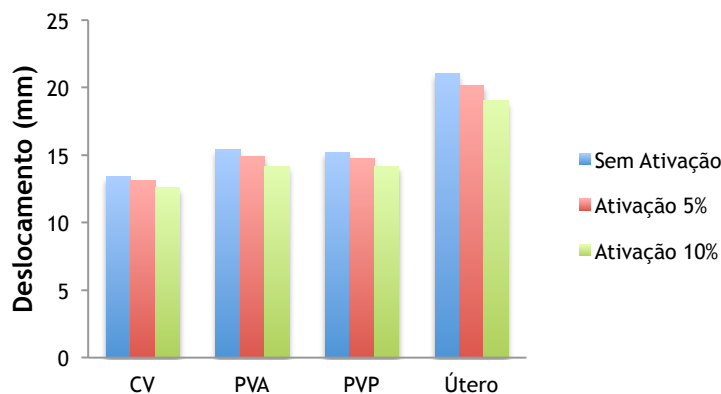


Figura 43 - Deslocamentos do colo vesical (CV), parede vaginal anterior (PVA), parede vaginal posterior (PVP) e útero para diferentes percentagens de ativação, pressão intra-abdominal na posição em pé.

Na Figura 44 encontram-se as médias dos deslocamentos verticais (descaimentos) medidos para o enfraquecimento individual de cada par de ligamentos e a sua inexistência quando aplicada a pressão intra-abdominal para a posição em pé. A azul encontram-se os deslocamentos obtidos quando todos os ligamentos foram definidos com o Material 1, a vermelho apresentam-se os deslocamentos medidos quando o par de ligamentos correspondente foi definido com o Material 2 e os restantes com o Material 1, a verde estão os deslocamentos quando o par de ligamentos correspondente foi caracterizado com o Material 3 e os restantes com o Material 1 e a violeta os deslocamentos obtidos quando o ligamento correspondente foi retirado. Através destes resultados, mais uma vez, é visível a diferença entre os deslocamentos obtidos para o útero e para as paredes vaginais.

Comparando a Figura 42 com a Figura 44, conclui-se que o enfraquecimento de todos os ligamentos em conjunto provoca um aumento dos deslocamentos mais significativo do que o enfraquecimento dos ligamentos individualmente. Analisando a Figura 44, é ainda possível concluir-se que o enfraquecimento dos ligamentos uterossagrados (LU) traduz-se numa diferença maior dos deslocamentos e, por outro lado, o enfraquecimento dos ligamentos vesico-uterinos (LV) não altera os deslocamentos medidos. Os ligamentos uterossagrados suportam o útero e a vagina, o facto dos deslocamentos medidos corresponderem ao descaimento da parede vaginal anterior, da parede vaginal posterior e do útero explica esta diferença.

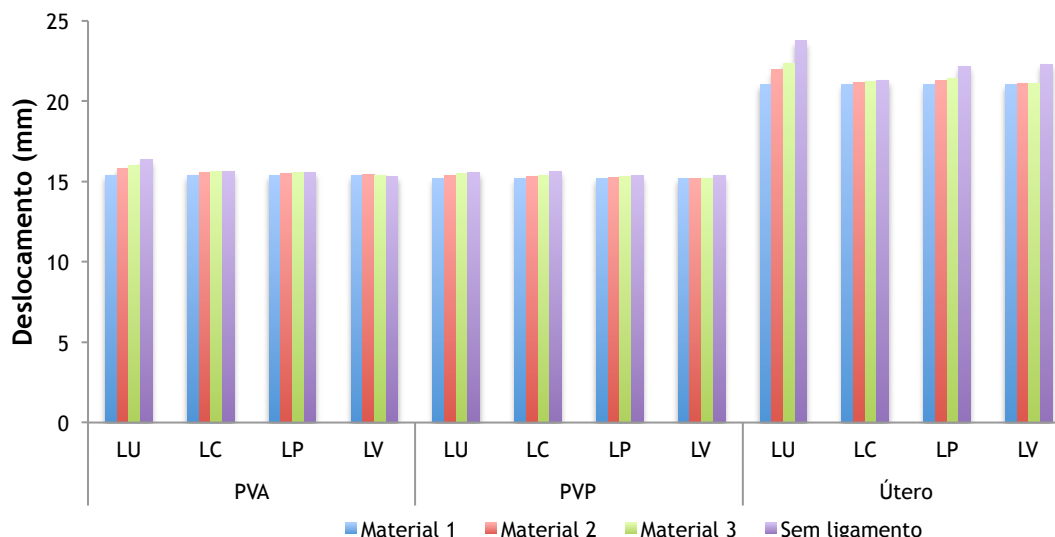


Figura 44 - Deslocamentos medidos para a parede vaginal anterior (PVA), parede vaginal posterior (PVP) e útero para o enfraquecimento individual dos ligamentos uterossagrados (LU), ligamentos cardinais (LC), ligamentos pubouretrais (LP) e ligamentos vesico-uterinos (LV) para a pressão intra-abdominal em pé.

Tal como referido, para além dos deslocamentos, foram retiradas as tensões normais aos ligamentos. Na Tabela 4 encontram-se as tensões normais máximas aos ligamentos uterossagrados (LU), ligamentos cardinais (LC), ligamentos pubouretrais (LP) e ligamentos vesico-uterinos (LV), definidos com o Material 1, para as três pressões intra-abdominais simuladas. De entre estas tensões, a tensão máxima é de 1,16 MPa para os ligamentos uterossagrados em condições de Valsalva e a tensão mínima é de 0,0859 MPa para os ligamentos vesico-uterinos em repouso. Para todas as pressões, os ligamentos uterossagrados são os que apresentam um tensão normal mais elevada e os ligamentos vesico-uterinos são os que apresentam menores tensões. Para todos os casos, há um aumento das tensões normais com o aumento das pressões intra-abdominais.

Tabela 4 - Tensões normais máximas.

		<i>Tensão (MPa)</i>
Repouso	LU	2,19E-01
	LC	1,63E-01
	LP	2,05E-01
	LV	8,59E-02
Em pé	LU	6,43E-01
	LC	4,56E-01
	LP	4,51E-01
	LV	2,57E-01
Valsalva	LU	1,16E+00
	LC	6,91E-01
	LP	8,11E-01
	LV	4,20E-01

Apresentados os valores das tensões normais máximas, foi feita uma média por par de ligamentos de modo a permitir comparações entre ligamentos. A Figura 45 apresenta a variação das tensões normais a cada par de ligamentos com as pressões intra-abdominais aplicadas e com a alteração dos materiais de todos os ligamentos em conjunto. Analisando o gráfico é possível concluir-se que a tensão normal diminui com o enfraquecimento dos ligamentos, sendo essa diminuição maior para os ligamentos uterossagrados. As tensões médias dos ligamentos uterossagrados são as mais elevadas, seguidas dos ligamentos pubouretrais, dos ligamentos cardinais e, por fim, dos ligamentos vesico-uterinos.

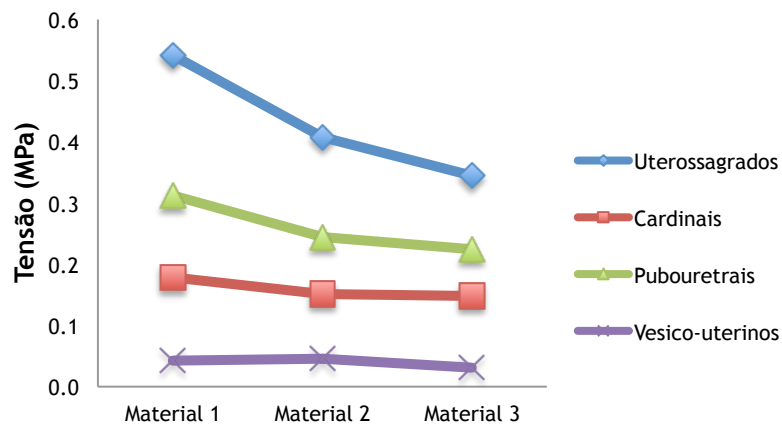


Figura 45 - Tensões normais aos ligamentos uterossagrados, cardinais, pubouretrais e vesico-uterinos quando enfraquecidos em conjunto, para a pressão de Valsalva.

Uma vez que a variação das tensões normais é maior nos ligamentos uterossagrados, na Figura 46 está representada a variação das tensões normais aos ligamentos uterossagrados com a variação das pressões intra-abdominais e do material destes ligamentos. A tensão diminui com o enfraquecimento dos ligamentos e com a diminuição da pressão intra-abdominal. A diminuição da tensão com o enfraquecimento dos ligamentos é maior quanto maior for a pressão intra-abdominal, descendo de 0,542 MPa para 0,344 MPa para Valsalva.

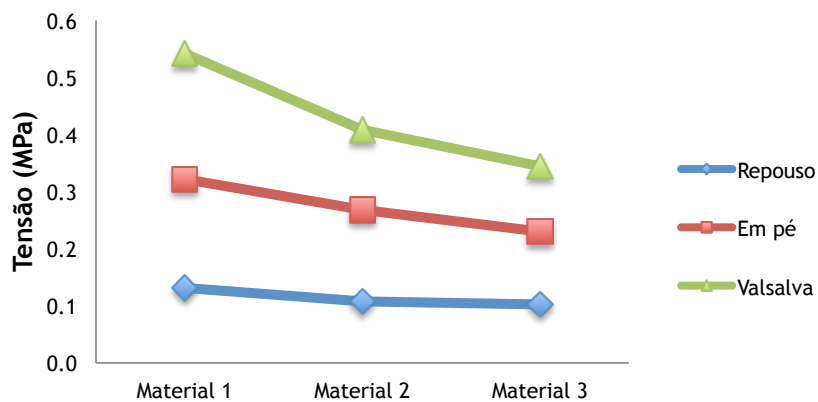


Figura 46 - Tensões normais aos ligamentos uterossagrados, definidos com o Material 1, Material 2 e Material 3 para as pressões intra-abdominais de repouso, em pé e de Valsalva.

Analisada a variação da tensão normal com o enfraquecimento dos ligamentos e com o aumento da pressão intra-abdominal e feita a comparação entre os ligamentos aquando o seu enfraquecimento conjunto, é possível comparar a tensão normal entre ligamentos quando estes são enfraquecidos individualmente. Na Figura 47 está representada a variação da tensão normal para cada par de ligamentos com o enfraquecimento dos ligamentos uterosagrados, quando aplicada uma pressão intra-abdominal de Valsalva. Tal como concluído anteriormente, o enfraquecimento dos ligamentos resulta numa diminuição da tensão normal, ou seja, o enfraquecimento dos ligamentos uterosagrados provocou um decréscimo dos valores da tensão normal a estes ligamentos. No entanto, contrariamente aos ligamentos pubouretrais e vesico-uterinos, a tensão normal aos ligamentos cardinais aumentou. Este resultado pode dever-se ao facto dos ligamentos cardinais e uterosagrados se fixarem na zona posterior do anel cervical, realizando um suporte dos órgãos aproximado, ou seja, a diminuição do suporte realizado pelos ligamentos uterosagrados é compensada pelo suporte realizado pelos ligamentos cardinais.

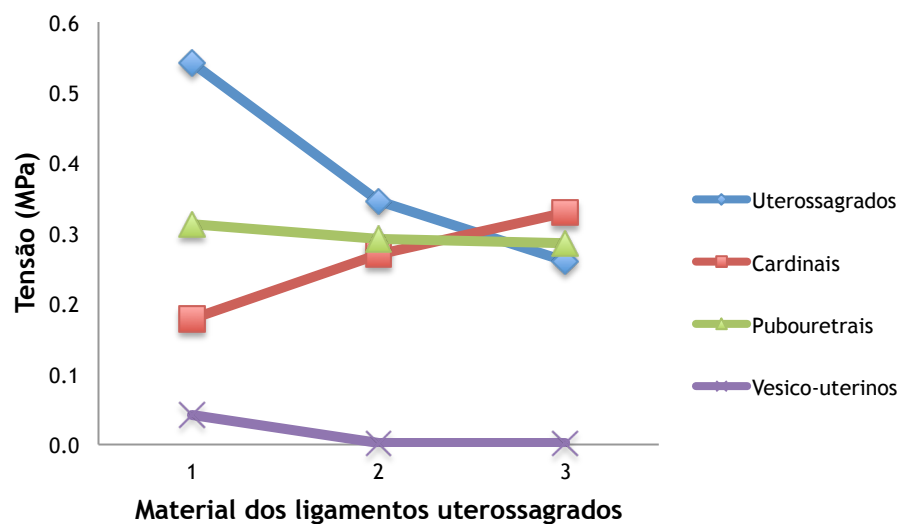


Figura 47 - Variação da tensão normal a cada par de ligamentos com o enfraquecimento dos ligamentos uterosagrados, para a pressão intra-abdominal de Valsalva.

De um modo idêntico, na Figura 48 está apresentada a variação da tensão normal quando aplicada uma pressão intra-abdominal de Valsalva e os ligamentos cardinais são enfraquecidos. Observa-se, novamente, uma diminuição da tensão normal com o enfraquecimento dos ligamentos e, de um modo análogo ao discutido para o enfraquecimento dos ligamentos uterosagrados, um aumento da tensão normal aos ligamentos uterosagrados. Além de pequenas, as variações das tensões normais aos ligamentos pubouretrais e vesico-uterinos não apresentam uma tendência predominante.

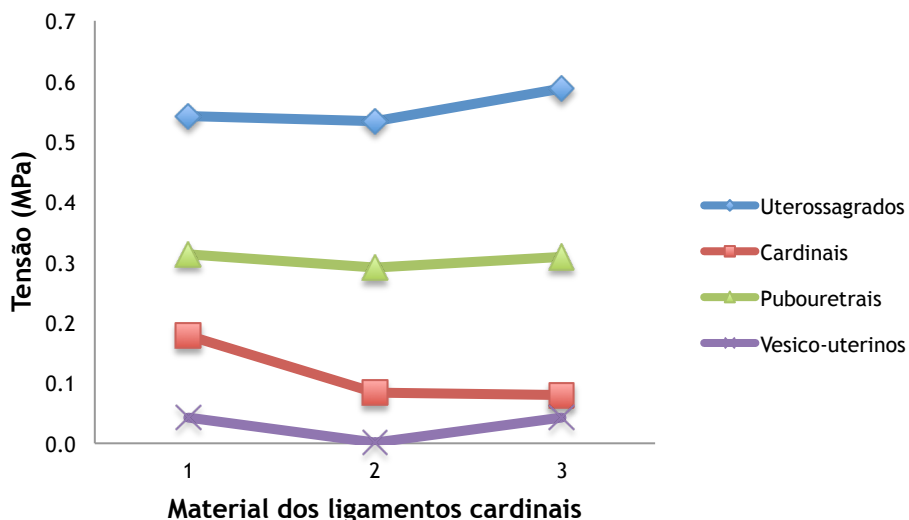


Figura 48 - Variação da tensão normal a cada par de ligamentos com o enfraquecimento dos ligamentos cardinais, para a pressão intra-abdominal de Valsalva.

A variação da tensão normal aos diversos pares de ligamentos com o enfraquecimento dos ligamentos pubouretrais encontra-se na Figura 49. Neste caso pode observar-se uma diminuição da tensão normal para todos os ligamentos. No entanto, contrariamente ao observado até este ponto, a diminuição da tensão normal aos ligamentos pubouretrais é maior das que as restantes diminuições, corroborando a ilação de que a tensão normal aos ligamentos diminui com o seu enfraquecimento.

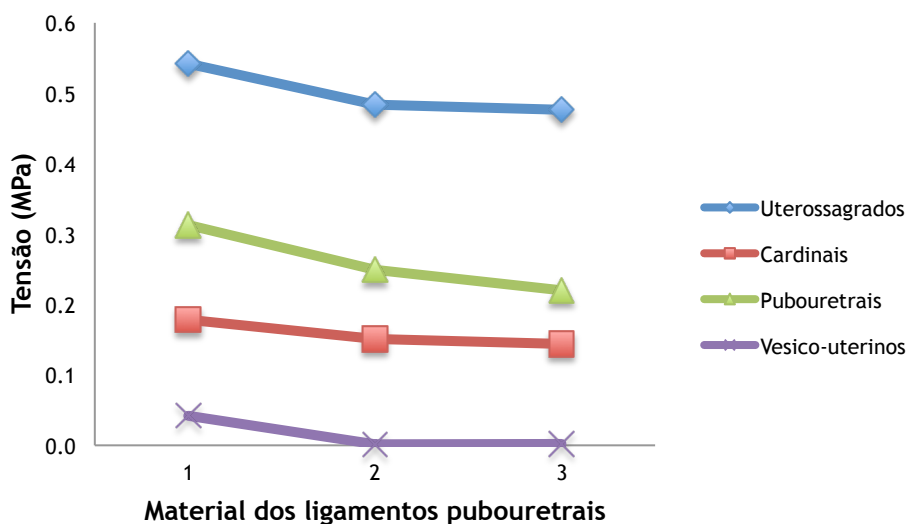


Figura 49 - Variação da tensão normal a cada par de ligamentos com o enfraquecimento dos ligamentos pubouretrais, para a pressão intra-abdominal de Valsalva.

Por fim, na Figura 50 está a variação da tensão normal aos ligamentos com o enfraquecimento dos ligamentos vesico-uterinos, quando aplicada uma pressão intra-abdominal de Valsalva. Embora se verifique uma diminuição das tensões com o enfraquecimento dos ligamentos, quando comparada com o enfraquecimento dos restantes

ligamentos, essa diminuição é a mais pequena. Tal como concluído anteriormente, o enfraquecimento dos ligamentos vesico-uterinos é o que resulta nas menores variações de deslocamentos e de tensões.

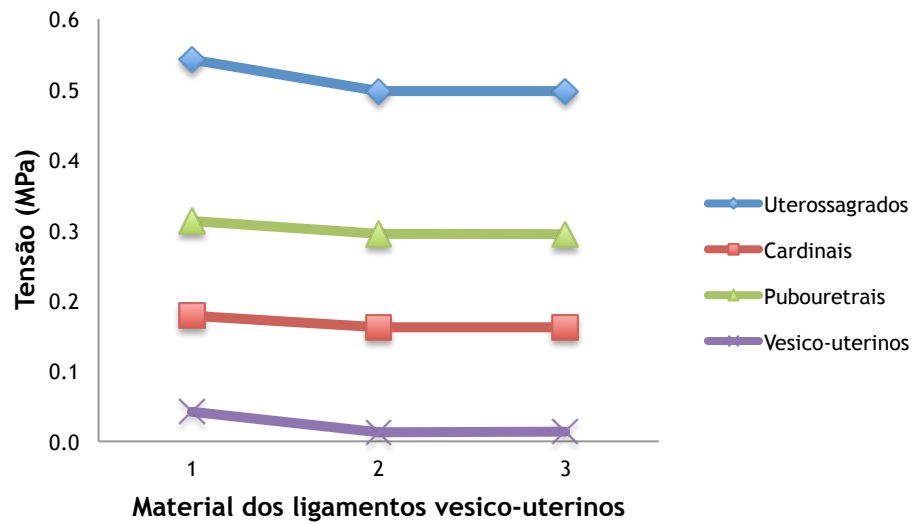


Figura 50 - Variação da tensão normal a cada par de ligamentos com o enfraquecimento dos ligamentos vesico-uterinos, para a pressão intra-abdominal de Valsalva.

Capítulo 6

Conclusões e Trabalhos Futuros

O prolapso genital é uma disfunção cujo mecanismo, apesar de afetar uma percentagem significativa de mulheres e de terem sido desenvolvidos alguns estudos, ainda não é completamente compreendido.

A construção de modelos da cavidade pélvica fornece as ferramentas necessárias a uma simulação realista da função dos ligamentos pélvicos e dos efeitos das suas disfunções através da aplicação do método dos elementos finitos. Deste modo, consegue-se a simulação dos movimentos dos órgãos pélvicos e dos músculos do pavimento pélvico, o que permite a obtenção das deformações e tensões devidas às forças mecânicas envolvidas no suporte dos órgãos pélvicos possibilitando um maior conhecimento dos mecanismos de prolapso genital.

Para uma pressão intra-abdominal de 0,00865 MPa, o modelo construído apresentou um descaimento do colo vesical médio de 17,95 mm. Para a mesma pressão, Peschers et al. [71] mediram uma descida média do colo vesical de 14 mm, com um mínimo de 2 mm e um máximo de 31 mm. O valor obtido encontra-se dentro deste intervalo e próximo da média de 14mm, o que permite concluir que o modelo permite uma simulação realista do movimento dos órgãos pélvicos quando sujeitos a uma pressão intra-abdominal.

Analisando os resultados obtidos nas diferentes simulações pode concluir-se que os deslocamentos aumentam com o aumento da pressão intra-abdominal. O deslocamento do útero é maior do que os deslocamentos da parede vaginal anterior e da parede vaginal posterior. Por sua vez, o deslocamento da parede vaginal posterior é ligeiramente menor do que o deslocamento da parede vaginal anterior. Além de aumentarem com a pressão intra-abdominal, os deslocamentos aumentam com o enfraquecimento dos ligamentos. O enfraquecimento dos ligamentos uterossagrados resulta num aumento dos deslocamentos mais significativo do que os restantes ligamentos. Por sua vez, o enfraquecimento dos ligamentos vesico-uterinos não afeta os deslocamentos obtidos. Quanto aos deslocamentos, pode ainda concluir-se que estes diminuem com o aumento da ativação do pavimento pélvico.

Ao contrário dos deslocamentos, a tensão normal aos ligamentos diminui com o enfraquecimento conjunto dos ligamentos. O enfraquecimento individual de cada par de ligamentos provoca uma diminuição da sua tensão normal. No entanto, o enfraquecimento dos ligamentos uterossagrados provoca um aumento da tensão normal aos ligamentos cardinais e, por sua vez, o enfraquecimento dos ligamentos cardinais provoca um aumento da tensão normal aos ligamentos uterossagrados. Ademais, a tensão normal diminui com a diminuição da pressão intra-abdominal sendo que quanto maior for a pressão intra-abdominal, maior é a diminuição da tensão normal. Essa variação é maior nos ligamentos uterossagrados.

Num trabalho futuro seria interessante simular o enfraquecimento dos tecidos dos órgãos pélvicos e analisar as suas consequências. Desta forma perceber-se-ia a influência do dano dos diferentes órgãos no desenvolvimento do prolapso genital.

Para compreender a elevada percentagem de falhas das cirurgias que tentam recuperar a anatomia normal e funcional da pélvis feminina e, assim, melhorar o tratamento do prolapso genital, poder-se-ia simular a suspensão do tecido vaginal, realizada nas cirurgias, quer usando tecidos autólogos quer usando próteses.

Referências

1. Kuncharapu, I., B.A. Majeroni, and D.W. Johnson, *Pelvic organ prolapse*. American Family Physician 2010. **81**(9): p. 1111-1117.
2. Rao, G.V., et al., *Experiments and finite element modeling for the study of prolapse in the pelvic floor system*. Comput Methods Biomech Biomed Engin. , 2010. **13**: p. 349-357.
3. Samuelsson, E.C., et al., *Signs of genital prolapse in a Swedish population of women 20 to 59 years of age and possible related factors*. Am J Obstet Gynecol, 1999. **180**(2): p. 299-305.
4. Olsen, A.L., et al., *Epidemiology of surgically managed pelvic organ prolapse and urinary incontinence*. Obstetric & Gynecology, 1997. **89**: p. 501-506.
5. Hoyte, L., et al., *Two- and 3-dimensional MRI comparison of levator ani structure, volume, and integrity in women with stress incontinence and prolapse*. Am J Obstet Gynecol, 2001. **185**(1): p. 11-9.
6. Jean-Charles, C., et al., *Biomechanical properties of prolapsed or non-prolapsed vaginal tissue: impact on genital prolapse surgery*. Int Urogynecol J, 2010. **21**(12): p. 1535-8.
7. Martins, J.A., et al., *Finite element studies of the deformation of the pelvic floor*. Ann N Y Acad Sci, 2007. **1101**: p. 316-34.
8. Moore, K.L. and A.F. Dalley, *Clinically Oriented Anatomy*. 5th ed 2006: Lippincott Williams & Wilkins.
9. Tate, P., *Seeley's Principles of Anatomy & Physiology*. 2nd ed: Mc Graw Hill.
10. d'Aulignac, D., J.A.C. Martins, and E.B. Pires, *Physical modeling of the pelvic floor muscles using shell elements*, in ECCOMAS2004.
11. Law, Y.M. and J.R. Fielding, *MRI of pelvic floor dysfunction: review*. AJR Am J Roentgenol, 2008. **191**(6 Suppl): p. S45-53.
12. Sapsford, R., *Rehabilitation of pelvic floor muscles utilizing trunk stabilization*. Manual Therapy, 2004. **9**(1): p. 3-12.
13. Rouvière, H. and A. Delmas, *Anatomía Humana: Descriptiva, Topográfica y Funcional*. 11.^a ed. Vol. 2. 2005: Masson.
14. d'Aulignac, D., et al., *A shell finite element model of the pelvic floor muscles*. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2005. **8**(5): p. 339-347.
15. Santoro, G.A., P. Wiczorek, and C.I. Bartram, *Pelvic Floor Disorders: Imaging and Multidisciplinary Approach to Management* 2010: Springer Verlag.
16. Petros, P., *The Female Pelvic Floor*. 2nd ed 2006: Springer.
17. Vu, D., et al., *Surgical anatomy of the uterosacral ligament*. Int Urogynecol J, 2010. **21**(9): p. 1123-8.
18. Kobayashi, E., et al., *A novel technique for the management of the vesicouterine ligament during radical hysterectomy*. Gynecologic Oncology, 2009. **115**(1): p. 56-59.
19. Davila, G.W., G.M. Ghoniem, and S.D. Wexner, *Pelvic Floor Dysfunction: A Multidisciplinary Approach* 2008: Springer.

20. Inc, W.s.H.Q.W. 2008 [cited 2011 6 December]; Available from: http://www.womhealth.org.au/factsheets/genital_prolapse.htm.
21. Cardozo, L. and D. Staskin, *Textbook of Female Urology and Urogynaecology*2004: ISIS Medical Media.
22. Culligan, P.J. and R.P. Goldberg, *Urogynecology in Primary Care*2007: Springer.
23. Thakar, R. and S. Stanton, *Management of genital prolapse*. *BMJ*, 2002. **324**: p. 1258-1262.
24. Zimmern, P.E., et al., *Vaginal Surgery for Incontinence and Prolapse*2006: Springer.
25. Hendrix, S., *Pelvic organ prolapse in the women's health initiative: Gravity and gravidity*. *Am J Obstet Gynecol*, 2002. **186**(6): p. 1160-1166.
26. Lei, L., Y. Song, and R. Chen, *Biomechanical properties of prolapsed vaginal tissue in pre- and postmenopausal women*. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct*, 2007. **18**(6): p. 603-7.
27. Mant, J., R. Painter, and M. Vessey, *Epidemiology of genital prolapse: observations from the Oxford Family Planning Association study*. *Br J Obstet Gynaecol*, 1997. **104**: p. 579-585.
28. Darai, E., et al., *Genital prolapse repair using porcine skin implant and bilateral sacrospinous fixation: midterm functional outcome and quality-of-life assessment*. *Urology*, 2009. **73**(2): p. 245-50.
29. Model, A.N., K.L. Shek, and H.P. Dietz, *Levator defects are associated with prolapse after pelvic floor surgery*. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*, 2010. **153**(2): p. 220-3.
30. Riansuwan, W., et al., *Combined surgery in pelvic organ prolapse is safe and effective*. *Colorectal Dis*, 2010. **12**(3): p. 188-92.
31. Schaffer, J.I., C.Y. Wai, and M.K. Boreham, *Etiology of pelvic organ prolapse*. *Clinical Obstetrics Gynecology*, 2005. **48**: p. 639-647.
32. Swift, S., et al., *Pelvic Organ Support Study (POSST): the distribution, clinical definition, and epidemiologic condition of pelvic organ support defects*. *Am J Obstet Gynecol*, 2005. **192**(3): p. 795-806.
33. Bump, R.C., et al., *The standardization of terminology of female pelvic organ prolapse and pelvic floor dysfunction*. *Am J Obstet Gynecol*, 1996. **175**(1): p. 10-7.
34. Chapple, C.R., et al., *Multidisciplinary Management of Female Pelvic Floor Disorders*2006: Elsevier.
35. Stoker, J., et al., *Imaging Pelvic Floor Disorders*2008: Springer.
36. Baessler, K., et al., *Pelvic Floor Re-education - Principles and Practice*2008: Springer.
37. Drutz, H.P., S. Herschorn, and N.E. Diamant, *Female Pelvic Medicine and Reconstructive Pelvic Surgery*2003: Springer.
38. Rubod, C., et al., *A biomechanical model of the pelvic cavity: first steps*, in *EMBS Annual International Conference*2006: USA. p. 968-971.
39. Cosson, M., *A study of pelvic ligament strength*. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, 2003. **109**(1): p. 80-87.
40. Mascarenhas, T., *Disfunções do pavimento pélvico: incontinência urinária e prolapso dos órgãos pélvicos*
41. Carey, M.P. and P.L. Dwyer, *Genital prolapse: vaginal versus abdominal route of repair*. *Curr Opin Obstet Gynecol*, 2001. **13**(5): p. 499-505.
42. Theobald, P.V., C.W. Zimmerman, and G.W. Davila, *New Techniques in Genital Prolapse Surgery*2011: Springer.
43. Tayrac, R.d. and V. Letouzey, *Basic science and clinical aspects of mesh infection in pelvic floor reconstructive surgery*. *Int Urogynecol J*, 2011. **22**: p. 774-780.
44. Deprest, J., et al., *Medium term outcome of laparoscopic sacrocolpopexy with xenografts compared to synthetic grafts*. *J Urol*, 2009. **182**(5): p. 2362-8.
45. Novitsky, Y.W., et al., *Comparative evaluation of adhesion formation, strength of ingrowth, and textile properties of prosthetic meshes after long-term intra-abdominal implantation in a rabbit*. *J Surg Res*, 2007. **140**(1): p. 6-11.
46. Ozog, Y., et al., *Shrinkage and biomechanical evaluation of lightweight synthetics in a rabbit model for primary fascial repair*. 2011(9): p. 1099-1108.
47. Afonso, J., et al., *Mechanical properties of polypropylene mesh used in pelvic floor repair*. 2008(3): p. 375-380.

48. Goh, J.T., *Biomechanical and biochemical assessments for pelvic organ prolapse*. Curr Opin Obstet Gynecol, 2003. **15**(5): p. 391-4.
49. Chou, Q. and J.O. DeLancey, *A structured system to evaluate urethral support anatomy in magnetic resonance images*. Am J Obstet Gynecol, 2001. **185**(1): p. 44-50.
50. *PrimalPictures*. [cited 2012 25 Junho]; Available from: www.primalpictures.com.
51. Albertino Arteiro, M.P., Renato Natal Jorge, *Construção de um modelo 3D dos órgãos da cavidade pélvica feminina*. 2009.
52. Parente, M., et al., *Deformation of the pelvic floor muscles during a vaginal delivery*. Int Urogynecol J, 2008. **19**(1): p. 65-71.
53. Janda, Š., F.C.T. van der Helm, and S.B. de Blok, *Measuring morphological parameters of the pelvic floor for finite element modelling purposes*. J Biomech, 2003. **36**(6): p. 749-757.
54. Azevedo, A.F.M., *Método dos elementos finitos*. Vol. FEUP. 2003.
55. *Método dos Elementos Finitos*. 2010 [cited 2011 December 28]; Available from: http://grids.web.ua.pt/grids_ev_WMEF10.html.
56. Fish, J. and T. Belytschko, *A first course in finite elements* 2007: John Wiley & Sons.
57. Rubod, C., et al., *Biomechanical properties of vaginal tissue. Part 1: new experimental protocol*. J Urol, 2007. **178**(1): p. 320-5; discussion 325.
58. Cosson, M., *A biomechanical study of the strength of vaginal tissues Results on 16 post-menopausal patients presenting with genital prolapse*. European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology, 2004. **112**(2): p. 201-205.
59. Martins, P.A., et al., *Uniaxial mechanical behavior of the human female bladder*. Int Urogynecol J, 2011. **22**(8): p. 991-5.
60. Martins, P., et al., *Prediction of nonlinear elastic behaviour of vaginal tissue: experimental results and model formulation*. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2010. **13**(3): p. 327-37.
61. Rubod, C., et al., *Biomechanical properties of human pelvic organs*. Urology, 2012. **79**(4): p. 968 e17-22.
62. Janda, S., *Biomechanics of the pelvic floor musculature*, 2006, Technische Universiteit Delft.
63. Géraldine Rivaux, C.R., Bruno Dedet, Mathias Brieu, Boris Gabriel, Michel Cosson, *Comparative analysis of pelvic ligaments: a biomechanics study*. International Urogynecology Journal.
64. Rubod, C., et al., *Biomechanical properties of vaginal tissue: preliminary results*. Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct, 2008. **19**(6): p. 811-6.
65. Pena, E., et al., *Mechanical characterization of the softening behavior of human vaginal tissue*. J Mech Behav Biomed Mater, 2011. **4**(3): p. 275-83.
66. Kim, B., et al., *A comparison among Neo-Hookean model, Mooney-Rivlin model, and Ogden model for chloroprene rubber*. International Journal of Precision Engineering and Manufacturing, 2012. **13**(5): p. 759-764.
67. SIMULIA, *Abaqus Theory Manual 6.11*.
68. Dalstra, M., et al., *Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone*. J Biomech, 1993. **26**(4-5): p. 523-535.
69. Parente, M.P., et al., *The influence of the material properties on the biomechanical behavior of the pelvic floor muscles during vaginal delivery*. J Biomech, 2009. **42**(9): p. 1301-6.
70. Johnson, K.L. and K.L. Johnson, *Contact Mechanics* 1987: Cambridge University Press.
71. Peschers, U.M., et al., *Bladder neck mobility in continent nulliparous women*. British Journal of Obstetrics and Gynaecology, 2001. **108**: p. 320-324.
72. Schaer, G.N., et al., *Sonographic evaluation of the bladder neck in continent and stress-incontinent women*. Obstetrics & Gynecology, 1999. **93**(3): p. 412-416.
73. Cobb, W.S., et al., *Normal Intraabdominal Pressure in Healthy Adults*. Journal of Surgical Research, 2005. **129**(2): p. 231-235.
74. Sugrue, M., *Intra-abdominal pressure: time for clinical practice guidelines?* Intensive Care Medicine, 2002. **28**(4): p. 389-391.