

FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO

# **Impacto Biomecânico de um Parto Subsequente no Pavimento Pélvico Feminino**

**Maria Campos**



Mestrado em Engenharia Biomédica

Orientador: Dulce Alves de Oliveira (PhD)

Co-orientador: Marco Paulo Lages Parente (PhD)

10 de julho de 2023



# **Impacto Biomecânico de um Parto Subsequente no Pavimento Pélvico Feminino**

**Maria Campos**

Mestrado em Engenharia Biomédica

10 de julho de 2023



# Resumo

Estima-se que mais de um terço das mulheres sofrerá de disfunções do pavimento pélvico ao longo da sua vida, sendo que estas constituem um dos principais problemas que afetam a saúde pública, no que respeita à prevalência, custo e impacto na qualidade de vida das mulheres. Ao longo dos últimos anos, estas disfunções têm sido amplamente estudadas, em particular, no que diz respeito ao efeito do parto e da própria gravidez. As lesões sofridas durante o parto vaginal constituem, de acordo com diversos estudos, um fator significativo no desenvolvimento destas disfunções. De forma a permitir a passagem fetal, ocorrem durante o parto diversas alterações no pavimento pélvico, que por razões clínicas, técnicas e éticas não podem ser medidas *in vivo*. Estas alterações podem ser estudadas recorrendo à modelação computacional da cavidade pélvica, que permite analisar as deformações e tensões a que esta está sujeita quando existem forças envolvidas, por exemplo, durante o parto.

Apesar de existirem cada vez mais estudos focados na influência de um primeiro parto no risco de disfunção do pavimento pélvico, o conhecimento existente em relação a partos subsequentes é ainda escasso. Dados epidemiológicos demonstram que partos subsequentes estão associados a um maior risco de desenvolvimento de prolapso dos órgãos pélvicos. Para além disso, diversos estudos demonstram que o risco de disfunção do pavimento pélvico aumenta com o número de partos. Por este motivo, torna-se essencial estudar o efeito de partos subsequentes nestas lesões.

O objetivo desta dissertação consistiu no estudo da influência biomecânica de um primeiro parto vaginal nas lesões que ocorrem num parto subsequente. Para tal, simulações computacionais foram realizadas para analisar o impacto tanto de um primeiro como segundo parto vaginal.

Numa primeira fase, um modelo de elementos finitos simplificado foi desenvolvido e parametrizado, permitindo a simulação da descida fetal e avaliação do impacto nos músculos do pavimento pélvico, para diferentes dimensões e propriedades mecânicas, tendo-se verificado que quanto maior o tamanho da cabeça fetal, maiores as tensões máximas nos músculos. Posteriormente, uma sub-rotina UMAT com um modelo de dano implementado foi utilizada para caracterizar os músculos do pavimento pélvico, tendo sido também desenvolvidos *scripts* que permitem a simulação em simultâneo para diferentes dimensões da cabeça fetal, bem como obter os resultados desejados, de forma mais rápida e prática. Por fim, e de forma a estudar a influência biomecânica de um primeiro parto vaginal nas lesões que ocorrem num parto subsequente, procedeu-se a uma segunda simulação do parto vaginal, inicializando a sub-rotina com as variáveis de dano obtidas numa primeira simulação. Através dos resultados obtidos verificou-se que um segundo parto implicou um aumento de dano nos músculos, bem como uma diminuição das tensões e da força necessária para realizar o parto, o que poderá ser indicativo de uma duração do parto menor num segundo parto vaginal.

**Palavras-Chave:** Simulação numérica, Parametrização, *Python*, Abaqus, Método dos Elementos Finitos



# Abstract

It is estimated that more than one third of women will suffer from pelvic floor dysfunction throughout their lives, and these constitute one of the main problems affecting public health, in terms of prevalence, cost and impact on women's quality of life. Over the past few years, these dysfunctions have been widely studied, particularly with regard to the effect of childbirth and pregnancy itself. The injuries sustained during vaginal delivery are, according to several studies, a significant factor in the development of these dysfunctions. In order to allow fetal passage, several changes in the pelvic floor occur during delivery, which for clinical, technical, and ethical reasons cannot be measured *in vivo*. These changes can be studied using computer modeling of the pelvic cavity, that allow to analyze the stresses and strains to which it is subjected when forces are involved, for example, during labor.

Although there are more and more studies focused on the influence of a first delivery on the risk of pelvic floor dysfunction, the existing knowledge regarding subsequent deliveries is still scarce. Epidemiological data show that subsequent deliveries are associated with an increased risk of pelvic organ prolapse. In addition, several studies show that the risk of pelvic floor dysfunction increases with the number of deliveries. For this reason, it is essential to study the effect of subsequent deliveries on these lesions.

The aim of this dissertation was to study the biomechanical influence of a first vaginal delivery on the lesions that occur in subsequent deliveries. To this end, computer simulations were performed to analyze the impact of both a first and second vaginal delivery.

In a first phase, a simplified finite element model was developed and parameterized, allowing the simulation of the fetal descent and evaluation of the impact on the pelvic floor muscles, for different dimensions and mechanical properties, having been verified that the larger the fetal head size, the greater the maximum stresses in the muscles. Then, an UMAT subroutine with an implemented damage model was used to characterize the pelvic floor muscles, and scripts were also developed, that allow the simultaneous simulation for different dimensions of the fetal head, as well as obtain the desired results, in a faster and more practical way. Finally, and in order to study the biomechanical influence of a first vaginal delivery on the injuries that occur in a subsequent delivery, a second simulation of vaginal delivery was performed, initializing the subroutine with the damage variables obtained in a first simulation. Through the results obtained, it was verified that a second delivery implied an increase in muscle damage, as well as a decrease in tension and in the force needed to perform the delivery, which could be indicative of a shorter duration of delivery in a second vaginal delivery.

**Keywords:** Numeric Simulation, Parameterization, *Python*, Abaqus, Finite Element Method



# Agradecimentos

A realização deste projeto de Dissertação contou com a contribuição de um grupo de pessoas que, direta ou indiretamente, influenciaram de forma positiva o meu trabalho. A todos eles, expresso os meus sinceros agradecimentos.

Em primeiro lugar, queria agradecer à minha orientadora, Professora Dulce Oliveira, pelo apoio constante, dedicação e disponibilidade facultada, fundamentais durante esta etapa.

Ao meu co-orientador, Professor Marco Parente, dirijo um agradecimento por todo o apoio prestado e contribuição no desenvolvimento deste projeto.

À Rita, agradeço pela disponibilidade, opinião e todo o apoio dado ao longo de todo o trabalho realizado.

Ao INEGI e à Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, agradeço as condições e meios dispensados.

Agradeço também o apoio da Fundação para a Ciência e a Tecnologia ao abrigo do Contrato de Investigador Júnior CEECIND/ 01522/2020, e o financiamento do Projeto UIDB/50022/2020.

Por último, e não menos importante, gostaria de agradecer em especial aos meus pais pelo apoio, paciência e força transmitida ao longo de todo este percurso.

Maria Campos



# Conteúdo

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>1</b>
1.1	Contexto . . . . .	1
1.2	Motivação . . . . .	3
1.3	Objetivos . . . . .	3
1.4	Estrutura da Dissertação . . . . .	4
<b>2</b>	<b>Anatomia Pélvica</b>	<b>5</b>
2.1	Pelve Feminina . . . . .	5
2.1.1	Tipos Pélvicos . . . . .	6
2.2	Pavimento Pélvico . . . . .	8
2.2.1	Músculos do Pavimento Pélvico . . . . .	9
2.2.2	Tecidos Conjuntivos . . . . .	11
<b>3</b>	<b>Disfunções do Pavimento Pélvico</b>	<b>13</b>
3.1	Fatores de Risco . . . . .	14
3.1.1	Impacto do Parto . . . . .	14
3.2	Prolapso dos Órgãos Pélvicos . . . . .	15
3.3	Incontinência Urinária . . . . .	17
3.4	Incontinência Fecal . . . . .	18
3.5	Técnicas de Diagnóstico . . . . .	18
3.5.1	Ultrassom . . . . .	19
3.5.2	Fluoroscopia . . . . .	19
3.5.3	Ressonância Magnética . . . . .	20
3.5.4	POP-Q . . . . .	20
3.6	Tratamentos . . . . .	20
3.6.1	Cirurgia Reconstructiva . . . . .	21
3.6.2	Pessários . . . . .	21
<b>4</b>	<b>Biomecânica da Cavidade Pélvica</b>	<b>23</b>
4.1	Dinâmica do Pavimento Pélvico . . . . .	23
4.1.1	Dinâmica da Uretra . . . . .	23
4.1.2	Dinâmica Anorretal . . . . .	24
4.1.3	Manobra de Valsalva . . . . .	24
4.2	Propriedades dos Tecidos Pélvicos . . . . .	24
4.2.1	Técnicas <i>ex vivo</i> . . . . .	26
4.2.2	Técnicas <i>in vivo</i> . . . . .	26

<b>5</b>	<b>Parto</b>	<b>27</b>
5.1	Estrutura Anatômica do Feto . . . . .	28
5.2	Preparação Fisiológica para o Parto . . . . .	29
5.3	Parto Normal e Nascimento . . . . .	30
5.3.1	Primeira Fase do Trabalho de Parto . . . . .	30
5.3.2	Segunda Fase do Trabalho de Parto . . . . .	30
5.3.3	Terceira Fase do Trabalho de Parto . . . . .	31
5.3.4	Episiotomia . . . . .	32
5.3.5	Parto Vaginal vs Cesariana . . . . .	32
<b>6</b>	<b>Modelação Biomecânica da Cavidade Pélvica</b>	<b>35</b>
6.1	Método dos Elementos Finitos . . . . .	35
6.2	Modelos do Parto Vaginal . . . . .	36
6.2.1	Estudos Anteriores . . . . .	37
<b>7</b>	<b>Simulação Numérica do Parto Vaginal</b>	<b>41</b>
7.1	<i>Software</i> – Abaqus . . . . .	41
7.2	Materiais Hiperelásticos . . . . .	41
7.3	Modelos Constitutivos . . . . .	42
7.3.1	Modelo Mooney-Rivlin . . . . .	44
7.3.2	Modelo Neo-Hookean . . . . .	44
7.4	Sub-rotinas UMAT . . . . .	45
7.4.1	Modelo Material com Dano . . . . .	47
<b>8</b>	<b>Simulação do Parto Vaginal</b>	<b>51</b>
8.1	Modelo da Cabeça Fetal . . . . .	51
8.1.1	Caracterização Mecânica . . . . .	51
8.1.2	Malha . . . . .	53
8.2	Modelo do Pavimento Pélvico . . . . .	53
8.2.1	Caracterização Mecânica . . . . .	53
8.2.2	Malha . . . . .	55
8.3	Condições de Fronteira . . . . .	55
8.4	Interações . . . . .	56
8.5	Simulação . . . . .	56
8.6	Parametrização . . . . .	57
8.7	Modelo Material com Dano . . . . .	59
8.8	<i>Scripts</i> para simulação e obtenção de resultados . . . . .	59
8.8.1	<i>Script</i> para obtenção de resultados . . . . .	59
8.8.2	<i>Script</i> para simulação . . . . .	64
8.9	Simulação de um Segundo Parto Vaginal . . . . .	64
<b>9</b>	<b>Resultados e Discussão</b>	<b>67</b>
9.1	Simulação Primeiro Parto . . . . .	67
9.2	Simulação Primeiro Parto com Modelo de Dano . . . . .	68
9.2.1	<i>Scripts</i> para simulação e obtenção de resultados . . . . .	68
9.3	Simulação Segundo Parto Vaginal . . . . .	69
<b>10</b>	<b>Conclusão</b>	<b>73</b>
10.1	Trabalhos futuros . . . . .	75

<b>A</b>	<b>77</b>
A.1 Resumo submetido no Congresso Nacional de Biomecânica . . . . .	78
A.2 Resumo submetido no Encontro de Investigação Jovem da Universidade do Porto	81
A.3 Resumo submetido no Congresso da Sociedade Europeia de Biomecânica . . . . .	83
<b>Referências</b>	<b>85</b>



# Lista de Figuras

2.1	Representação esquemática da pelve óssea feminina: vista anterior . . . . .	5
2.2	Tipos de Pelve descritos por Caldwell & Moloy . . . . .	7
2.3	Representação esquemática do diafragma pélvico feminino: vista inferior . . . . .	9
6.1	Método dos Elementos Finitos . . . . .	36
7.1	Modelos Constitutivos Hiperelásticos . . . . .	43
7.2	Cabeçalho geral de uma sub-rotina UMAT . . . . .	45
7.3	Funcionamento da sub-rotina UMAT no Abaqus . . . . .	46
8.1	Geometria da cabeça fetal . . . . .	52
8.2	Modelo da cabeça fetal . . . . .	52
8.3	Visualização da malha de elementos finitos da cabeça fetal . . . . .	53
8.4	Geometria dos músculos do pavimento pélvico . . . . .	54
8.5	Modelo dos músculos do pavimento pélvico . . . . .	54
8.6	Visualização da malha de elementos finitos dos músculos do pavimento pélvico . . . . .	55
8.7	Fixação dos músculos do pavimento pélvico . . . . .	55
8.8	Restrições de contacto entre a esfera e o interior do cone . . . . .	56
8.9	Caminho criado ao longo da base do cone . . . . .	59
9.1	Visualização da malha de elementos finitos no modelo para diferentes diâmetros da cabeça fetal . . . . .	67
9.2	Distância normalizada ao longo do caminho definido em função da tensão. . . . .	68
9.3	Resultados obtidos no ficheiro de texto dos resultados . . . . .	69
9.4	Gráficos criados através da utilização dos <i>scripts</i> desenvolvidos . . . . .	69
9.5	Resultados obtidos no ficheiro de texto dos resultados relativo ao dano . . . . .	70
9.6	Resultados obtidos no ficheiro de texto dos resultados relativo ao dano . . . . .	70
9.7	Resultados obtidos no ficheiro dos resultados para cada uma das simulações . . . . .	71



# Lista de Tabelas

8.1	Parâmetros materiais utilizados nas simulações computacionais para a cabeça fetal	53
8.2	Parâmetros materiais constitutivos utilizados nas simulações computacionais para os músculos do pavimento pélvico . . . . .	54
8.3	Deslocamento vertical aplicado em cada <i>step</i> . . . . .	56
8.4	Parâmetros utilizados nas simulações computacionais . . . . .	58



# Acrónimos

DPP	Disfunções do Pavimento Pélvico
EF	Elementos Finitos
IF	Incontinência Fecal
IMC	Índice de Massa Corporal
IU	Incontinência Urinária
IUE	Incontinência Urinária de Esforço
IUM	Incontinência Urinária Mista
IUU	Incontinência Urinária de Urgência
LA	Elevador do Ânus
MEF	Método dos Elementos Finitos
MPP	Músculos do Pavimento Pélvico
PIA	Pressão Intra-Abdominal
POP	Prolapso dos Órgãos Pélvicos
POP-Q	Pelvic Organ Prolapse Quantification
PP	Pavimento Pélvico
RM	Ressonância Magnética
TPUS	Ultrassonografia Transperineal



# Capítulo 1

## Introdução

### 1.1 Contexto

As disfunções do pavimento pélvico (DPP) constituem um dos principais problemas que afetam a saúde pública, no que respeita à prevalência, custo e impacto na qualidade de vida [1]. Estas são comuns em mulheres, e altamente debilitantes, afetando significativamente as atividades diárias e a qualidade de vida das mesmas [2, 3].

Estima-se que ao longo da sua vida, mais de um terço das mulheres sofrerá destas disfunções. As suas causas são multifatoriais, sendo resultado da evolução humana, parto, estilo de vida, envelhecimento e exercícios de alto impacto [1]. Nos países em desenvolvimento, a prevalência de prolapso dos órgãos pélvicos (POP), incontinência urinária (IU) e incontinência fecal (IF) é de aproximadamente 19,7%, 28,7% e 6,9%, respetivamente [4]. A alta incidência de DPP pode ser devida a um conflito evolutivo entre um pavimento pélvico de suporte e um canal de parto largo o suficiente para a passagem de um bebé grande [5].

Estatísticas mostram que uma em cada dez mulheres apresenta DPP grave o suficiente para exigir cirurgia [6]. Estima-se que 23,7% das mulheres nos Estados Unidos são afetadas por estas disfunções, sendo realizadas mais de 200.000 cirurgias a cada ano para tratar a IU e o POP em mulheres. Cerca de 10 a 20% desses pacientes são sintomáticos [7, 8, 9].

Nos próximos 30 anos, espera-se que a população feminina com 60 anos ou mais cresça mais rapidamente do que a população em geral, com um aumento previsto de 45% na demanda por todos os serviços relacionados ao tratamento de DPP [7, 9]. Assim, é esperado que a necessidade de cuidados para estas disfunções aumente significativamente nos próximos anos [8].

Estas disfunções têm sido amplamente estudadas ao longo dos últimos anos, em particular, no que respeita ao efeito do parto e da própria gravidez [10]. Diversos estudos mostraram que as lesões sofridas durante o parto vaginal se traduzem num fator significativo no desenvolvimento destas disfunções, sendo este também uma das causas mais comuns das lesões neuromusculares [11, 10]. Durante a gestação, os músculos do pavimento pélvico (MPP) (juntamente com os músculos abdominais) sustentam o peso fetal. O peso proveniente do feto e da placenta gera durante vários meses uma sobrecarga, sendo que o parto normal se torna assim uma agressão

violenta para estes músculos [12]. Estima-se que entre 13 e 41% das mulheres com parto vaginal apresente algum grau de lesão da musculatura pélvica, especialmente durante o primeiro parto [13].

Os modelos matemáticos sugerem que a maioria dos traumas do pavimento pélvico (PP) ocorre devido ao primeiro parto, no entanto, dados epidemiológicos mostram que partos subsequentes estão associados a um risco aumentado de POP [14]. Em comparação com mulheres nulíparas, mulheres com um filho demonstraram um risco 4 vezes maior, e mulheres com dois filhos 8,4 vezes maior de desenvolver POP [15]. Rortveit et al. encontraram uma relação significativa entre o parto e a IU de esforço, com um risco relativo de 1,9 para mulheres primíparas e 2,3 para mulheres com dois partos [16]. A compreensão do mecanismo do dano no PP, é, no entanto, ainda muito limitada [10].

A biomecânica é uma área de estudo que engloba tanto o campo da biologia e fisiologia como o da engenharia mecânica, aplicando princípios da mecânica, e não só, ao corpo humano. Desta forma, permite estudar a influência mecânica em estruturas anatómicas [11]. Diversos estudos recentes têm-se também focado na caracterização das propriedades biomecânicas dos tecidos do PP. A evolução do conhecimento desta área aplicada ao estudo da cavidade pélvica da mulher permite uma melhor compreensão dos tecidos e patologias associadas, bem como o aprimoramento dos tratamentos existentes [17].

O PP sofre durante o parto diversas alterações biomecânicas que, devido a razões clínicas, técnicas e éticas, não podem ser medidas *in vivo*. O seu estudo pode ajudar a explicar alguns fenómenos subjacentes ao parto e gravidez, incluindo danos nos tecidos do PP [10].

Nos últimos anos, têm surgido diversas ferramentas de modelação computacional que aplicam modelos matemáticos com o objetivo de analisar, compreender e estudar os fenómenos por trás de problemas complexos, com uma vasta gama de áreas de aplicação, como é o caso da medicina [11]. Modelos biomecânicos têm sido utilizados para estimar mudanças mecânicas nos MPP durante o parto, analisar a descida fetal, bem como analisar o efeito da modelação da cabeça fetal no comportamento mecânico dos MPP [18].

Apesar de existirem ainda diversas questões a serem estudadas, progressos significativos foram já realizados no âmbito da biomecânica do PP. Alguns desafios e obstáculos têm sido abordados com soluções inovadoras que exploram novos modelos animais, aplicam testes mecânicos bem-sucedidos noutras áreas e quantificam imagens de diagnóstico médico para fornecer uma base para o tratamento adequado [19]. Com recurso a estes modelos torna-se possível qualificar a cavidade pélvica e as suas estruturas recorrendo à simulação [11]. A simulação de modelos da cavidade pélvica permite o estudo das disfunções pélvicas, bem como a análise das tensões e deformações a que estas estruturas estão sujeitas quando existe envolvimento de forças, por exemplo, durante o parto [17].

A compreensão da anatomia e biomecânica do PP pode assim ser uma mais-valia na prevenção das patologias referidas, sendo que a modelação destas estruturas permite uma melhor compreensão do seu comportamento biomecânico. A partir de um modelo geométrico, torna-se possível

aplicar uma ferramenta de grande importância na análise matemática – o Método dos Elementos Finitos (MEF) [20].

Atualmente, um dos softwares mais usados para esta simulação é o Abaqus. A partir do mesmo e do recurso ao MEF torna-se possível a visualização da dinâmica das estruturas da cavidade pélvica, quando sujeita a tensões, deformações e deslocamentos.

A construção de um modelo geométrico 3D da cavidade pélvica manipulável por métodos numéricos, com o objetivo de simular o humano vivo, é ainda um desafio, particularmente, devido à alta complexidade da anatomia humana. Para além disso, existe uma grande falta de compreensão da biomecânica contínua dos tecidos biológicos moles. Atualmente não existem ainda conhecimentos suficientes em relação às relações estruturais detetadas por ressonância magnética (RM) de forma a desenvolver uma modelação numérica precisa [10].

## 1.2 Motivação

O parto é, tal como referido, um dos fatores que mais contribui para o surgimento de DPP, sendo que ao longo dos últimos anos, diversos estudos têm sido realizados para avaliar o impacto do mesmo, sendo a maioria destes efetuados considerando apenas mulheres nulíparas. Estes estudos têm-se focado essencialmente na avaliação do impacto de um primeiro parto nos músculos do pavimento pélvico, e possíveis conseqüentes lesões. Assim, apesar de existirem vários estudos que avaliam o efeito de um primeiro parto nos MPP, o conhecimento acerca do efeito de partos subsequentes é ainda escasso.

Diversos estudos demonstram que o impacto das DPP aumenta com o número de partos. Desta forma, torna-se essencial estudar qual o impacto de um primeiro parto nas lesões sofridas em partos subsequentes.

## 1.3 Objetivos

Esta dissertação desenvolvida no âmbito do Mestrado em Engenharia Biomédica na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, teve então como objetivo compreender a influência biomecânica de um primeiro parto vaginal nas lesões que ocorrem num parto subsequente. Para tal, simulações computacionais foram realizadas para analisar o impacto de um primeiro parto vaginal e parto subsequente nos músculos do pavimento pélvico, aplicando o MEF com recurso ao *software* Abaqus. Propriedades hiperelásticas com dano foram também atribuídas aos MPP, recorrendo a sub-rotinas UMAT e à linguagem de programação Fortran, com posterior simulação biomecânica do parto vaginal.

Nesse sentido, os objetivos principais deste trabalho foram:

- Criação de um modelo de elementos finitos (EF) simplificado da cabeça fetal e dos MPP;
- Parametrização do modelo - Geração de um algoritmo para parametrizar o modelo em relação às dimensões e propriedades materiais;

- Simulação dos modelos - Simulação dos modelos parametrizados e análise dos resultados;
- Desenvolvimento de *scripts* para simulação e obtenção dos resultados desejados;
- Modelo constitutivo com dano - Alteração das propriedades dos MPP;
- Simulações numéricas de um primeiro e segundo parto vaginal.

Este trabalho foi submetido e apresentado no Congresso Nacional de Biomecânica (CNB) 2023 (Anexo A.1) e no Encontro de Investigação Jovem da Universidade do Porto 2023 (IJUP) (Anexo A.2). Um resumo do mesmo (Anexo A.3) foi também submetido no Congresso da Sociedade Europeia de Biomecânica (ESB) 2023.

## 1.4 Estrutura da Dissertação

Para além da introdução, este documento contém mais 9 capítulos. No capítulo 2, são introduzidos conceitos básicos necessários para este estudo, mais especificamente a anatomia da pelve feminina e dos músculos do pavimento pélvico. No capítulo 3 são apresentadas algumas patologias associadas à cavidade pélvica, bem como algumas técnicas de diagnóstico e tratamento existentes. No capítulo 4 é abordado o tema da biomecânica da cavidade pélvica, no que diz respeito à dinâmica do pavimento pélvico e às propriedades dos tecidos pélvicos. No capítulo 5 é apresentado o mecanismo do parto, em particular as fases que o constituem e a preparação fisiológica para o mesmo. No capítulo 6 é descrito o método dos elementos finitos, bem como apresentados alguns modelos do parto vaginal já desenvolvidos. No capítulo 7 é apresentado o software utilizado neste trabalho, o Abaqus, bem como abordado o tema dos modelos constitutivos e materiais hiperelásticos. Neste capítulo é também feita uma introdução aos modelos de dano que serão posteriormente utilizados nesta dissertação. No capítulo 8 é apresentado o modelo simplificado da cabeça fetal e músculos do pavimento pélvico desenvolvido, bem como apresentados os *scripts* desenvolvidos para simulação e obtenção de resultados. No capítulo 9 são apresentados os resultados, bem como uma análise dos mesmos. No capítulo 10 são apresentadas as principais conclusões a retirar deste trabalho.

## Capítulo 2

# Anatomia Pélvica

Sem uma compreensão adequada dos componentes musculoesqueléticos da pelve e das suas estruturas circundantes, um diagnóstico completo e preciso das disfunções do pavimento pélvico (DPP) torna-se difícil. A interação de diferentes sistemas do corpo na pelve (ginecológico, urológico, reumatológico, gastrointestinal, neurológico e endócrino) torna a avaliação do pavimento pélvico (PP) e condições associadas ainda mais complicada [21]. Assim, tendo em vista o diagnóstico de doenças pélvicas femininas, cirurgia pélvica, bem como mecanismos de disfunção urogenital e terapia, uma clara compreensão da anatomia pélvica torna-se fundamental [22].

### 2.1 Pelve Feminina

A pelve, representada na Figura 2.1, é definida por todos os ossos, músculos, órgãos e ligamentos que, de alguma forma, contribuem para a funcionalidade pélvica, sendo responsável por diferentes funções importantes, das quais se destacam a locomoção, o parto e o suporte dos órgãos abdominais [17, 23].

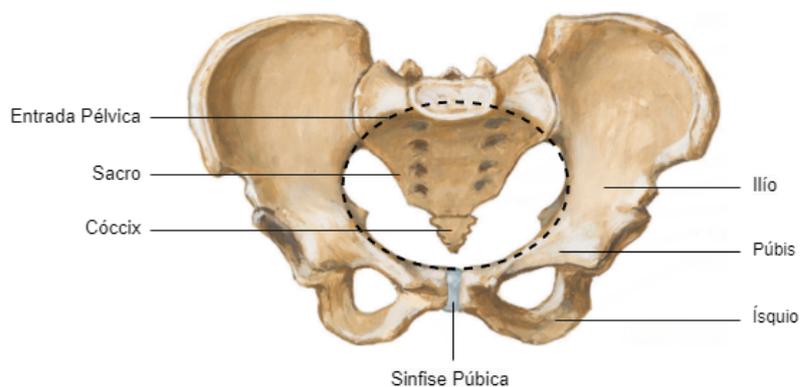


Figura 2.1: Representação esquemática da pelve óssea feminina: vista anterior (Adaptado de [24])

Esta permite conter, suportar e proteger os órgãos e as vísceras, estabilizar os MPP, dissipar a carga imposta pelo peso corporal e gravidade para as extremidades inferiores e a força de reação

imposta pela superfície. Fornece também interação com os membros inferiores, facilitando a locomoção, durante a qual o peso corporal é transmitido aos membros inferiores através da cintura pélvica [25, 23].

A pelve (ou bacia) é uma estrutura localizada na cintura pélvica e é composta pelo sacro, ísquio, ílio e púbis, sendo nela que músculos ligados ao movimento se apoiam e que se inserem os membros inferiores [12]. A pelve óssea constitui o elo de ligação entre a coluna vertebral e os membros inferiores [25]. Numa perspetiva tridimensional, verifica-se uma abertura interna composta pela pelve maior, estreito superior e estreito inferior. Posteriormente, os ossos da pelve estão conectados por duas articulações sacroilíacas, anteriormente pela sínfise púbica e também pela articulação sacrococcígea que se localiza entre a base do cóccix e o ápice do sacro [25].

Podemos dizer que a estrutura básica da pelve humana foi herdada dos nossos ancestrais quadrúpedes. No entanto, a evolução do bipedalismo levou a uma reformulação da forma muscular e esquelética da cintura pélvica. Para além disso, o aumento do tamanho do cérebro adulto e neonatal verificado posteriormente levou a modificações pélvicas adicionais [23].

Alguns trabalhos anteriores concluíram que a pelve humana apresenta uma alta capacidade de evolução quando comparada com outros primatas [23]. Jonathan Wells retrata que a desnutrição em populações com problemas socioeconómicos pode levar a uma redução tanto da estatura quanto das dimensões da pelve em mulheres. Por outro lado, e tendo em conta essas mesmas populações, a obesidade está a resultar em neonatos excessivamente grandes. Esta combinação poderá estar a resultar num impacto bastante negativo, com condições de parto mais difíceis e perigosas [26, 23].

Em comparação com a pelve masculina, a pelve feminina é relativamente mais larga. Existem alguns estudos que tentam explicar estas diferenças. Krogman afirmou que a pelve feminina precisa de ser larga de modo a facilitar o parto, mas não muito de forma a não comprometer a locomoção [27, 23]. Já o trabalho de Washburn sugeriu que o momento do nascimento do bebé estava relacionado com restrições de tamanho do canal de parto, sendo que caso nascesse muito cedo, o bebé correria maiores riscos, e caso nascesse muito tarde este seria muito grande para caber no canal do parto [28, 23]. Dunsworth et al. e Warrener et al. chegaram à conclusão que a pelve feminina mais larga não resultou num aumento do gasto energético durante a caminhada. Wall-Scheffler e Myers concluíram que a pelve mais larga nas mulheres poderia ser apenas uma adaptação para a locomoção, e não um subproduto obstétrico que resulta em custos locomotores [29, 30, 23].

### 2.1.1 Tipos Pélvicos

Os canais de parto ósseos femininos possuem uma forma significativamente variável, mais do que muitas outras partes do corpo [31].

A maioria dos livros sobre obstetrícia relata a classificação proposta por Caldwell & Moloy, retratada na Figura 2.2, baseada na forma da entrada do canal de parto conforme vista em imagens radiográficas. Esta classificação retrata quatro tipos principais de pelves: ginecóide (entrada oval ligeiramente transversal), platipelóide (forma oval transversal mais pronunciada), antropóide

(entrada ligeiramente oval anterior-posteriormente) e andróide (entrada vagamente em forma de coração que se assemelha à pelve masculina) [32, 31].

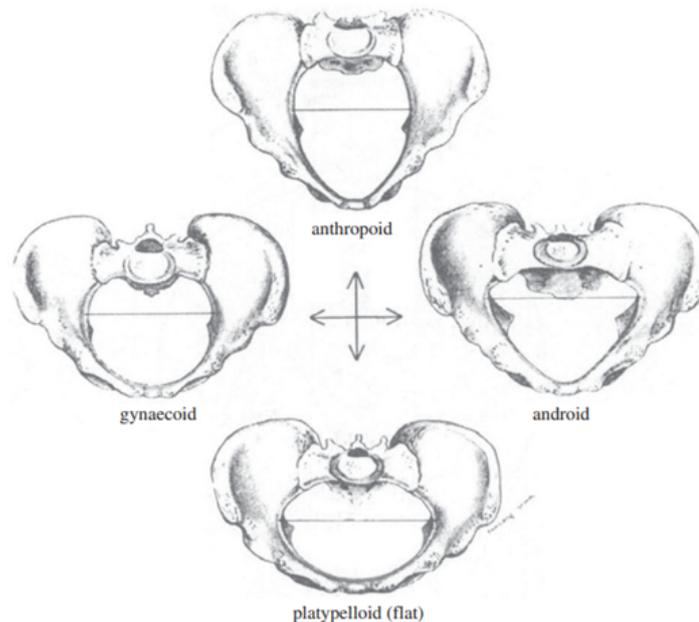


Figura 2.2: Tipos de Pelve descritos por Caldwell & Moloy (Retirado de [31])

Evidências antropológicas sugerem que apesar de todos os tipos pélvicos serem encontrados em mulheres, o tipo ginecóide é o mais adequado para o parto devido à sua abertura craniana ampla e elíptica, que fornece um acoplamento maior para acomodar a pressão da cabeça fetal [33]. A forma ginecóide foi também identificada por autores como a forma pélvica mais comum nas suas amostras, considerando-a representativa da forma feminina "normal" [31].

Os estudos de Kurki e Betti & Manica confirmaram que as mulheres europeias têm, em média, uma entrada pélvica transversalmente oval [34, 35, 31]. Por outro lado, em muitas populações da Ásia Oriental e da África Subsariana, a entrada é mais arredondada e frequentemente oval na direção antero-posterior [31].

Compreender as alterações morfológicas do canal de parto é extremamente importante na prática obstétrica, uma vez que a forma do canal de parto está envolvida em vários aspectos do processo de parto, incluindo a probabilidade de ocorrerem complicações e a posição e rotação do feto no canal de parto. Uma boa compreensão das mudanças na forma do canal e da rotação fetal esperada torna-se essencial em casos de complicações de parto que requerem intervenção mecânica para facilitar o parto. Fórceps ou ventosas são usados frequentemente quando o feto não consegue passar pelo canal ou apresenta sinais de sofrimento, devendo o trabalho de parto ser acelerado. Estes instrumentos são colocados na cabeça fetal e usados para o remover suavemente. Diferentes formatos do canal estão associados a probabilidades diferentes de complicações [31].

Há evidências claras de que a forma do canal de parto é altamente variável e varia dentro e entre as populações humanas, e, por esse motivo, o uso da forma ginecóide como modelo para todas as

mulheres não tem suporte empírico, é experimentalmente incorreto e potencialmente perigoso, em especial para mulheres de origem não europeia. No Reino Unido, as mulheres negras têm cinco vezes mais chances de morrer no parto do que as mulheres brancas, e as mulheres asiáticas têm um risco duas vezes maior. Diferenças étnicas semelhantes na mortalidade e morbidade materna foram verificadas noutros países desenvolvidos. A estas disparidades podem estar associados vários fatores, como diferenças étnicas no estatuto socioeconómico, disponibilidade e qualidade do atendimento pré-natal, exposições ambientais e racismo estrutural global. O modelo padrão de parto desenvolvido em mulheres predominantemente caucasianas pode também ser um fator contribuinte [31].

## 2.2 Pavimento Pélvico

O pavimento pélvico (PP) é constituído pelos músculos, fâscias e ligamentos da região urogenital, e está situado no limite inferior da cavidade pélvica, estendendo-se desde a púbis até ao cóccix [12, 36]. Este forma o limite caudal da cavidade visceral humana, sendo caracterizado por uma morfologia complexa, dado ser um local onde se reúnem vários sistemas funcionais [22].

A sua função consiste em dar sustentação aos órgãos pélvicos, bexiga e elementos da coluna vertebral [3]. Este desempenha também um papel importante na manutenção do correto funcionamento dos sistemas urinário, genital e gastrointestinal [37]. Corresponde a uma rede complexa e altamente interdependente de tecido conjuntivo e músculos projetados para neutralizar a gravidade, as forças inerciais e a pressão intra-abdominal (PIA) enquanto sustentam os órgãos pélvicos [19]. Os tecidos moles que sustentam o PP trabalham juntos a fim de manter os órgãos pélvicos num ambiente altamente dinâmico [36].

O PP é uma estrutura hexagonal conectada à pelve óssea no sacro, espinhas isquiáticas e ossos púbicos. É sustentado, na posição vertical, pela carga hidrostática resultante da altura do conteúdo líquido abdominal abaixo do diafragma, por parte do peso de órgãos genitais e pelo acúmulo de pressão abdominal pelos músculos abdominais e pelo tónus postural dos músculos diafragmáticos e/ou atividade respiratória [38].

As principais estruturas de suporte do PP são a fâscia endopélvica e os ligamentos formados a partir de condensações fasciais, o diafragma pélvico e o diafragma urogenital [7]. O suporte bem-sucedido do PP permite um suporte do ambiente de carregamento sem causar patologia. Este suporte depende das cargas nesses tecidos bem como das suas propriedades biomecânicas. Variações naturais no ambiente de carga ou nas propriedades do material podem colocar alguns indivíduos em maior risco de desenvolver DPP do que outros [36].

A deformação do PP sob pressão é influenciada por vários fatores, para além das propriedades do material, a geometria do mesmo também afeta a sua rigidez. À medida que este se torna mais largo ou fino tem menos "rigidez geométrica", resultando em maior deflexão [5].

### 2.2.1 Músculos do Pavimento Pélvico

Os músculos do pavimento pélvico (MPP) são maioritariamente compostos por fibras contraísseis que permitem envolver o conteúdo intra-abdominal e manter a forma e estrutura dos órgãos pélvicos. Estes permitem também controlar a abertura e fecho do ânus e da uretra [11, 17]. Estão localizados na parte inferior da pelve, presos ao osso pélvico [39]. Os MPP feminino consistem em várias camadas de estruturas anatómicas complexas contendo vários músculos bem organizados [40]. Alguns destes músculos encontram-se representados na Figura 2.3.

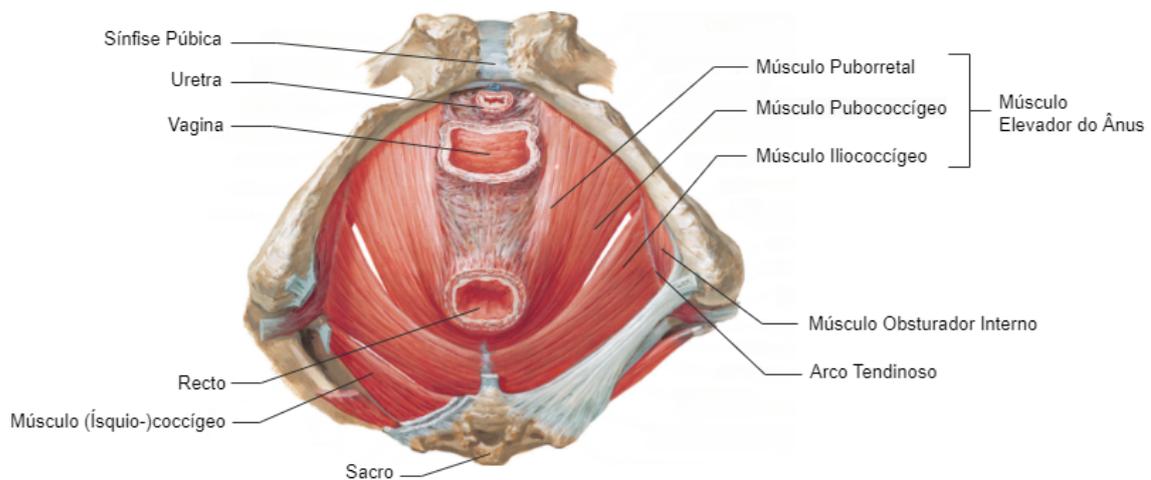


Figura 2.3: Representação esquemática do diafragma pélvico feminino: vista inferior (Adaptado de [24])

O PP está dividido em duas estruturas compostas por músculos: diafragma pélvico e diafragma urogenital (membrana perineal). O diafragma pélvico corresponde a uma separação muscular que cobre inferiormente a pelve, sendo formada pelo músculo elevador do ânus (LA) e músculo coccígeo. O diafragma urogenital é responsável pela ação voluntária da continência, sendo a camada mais superficial e distal do PP [11, 17].

#### 2.2.1.1 Diafragma Pélvico

O diafragma pélvico é composto pelo músculo LA e músculo coccígeo, bem como pelas fás-cias que os revestem posteriormente [17].

O músculo LA é composto pelos músculos iliococcígeo, pubococcígeo e puborretal [41]. O músculo iliococcígeo origina-se do arco tendinoso ao longo da parede lateral da pelve e estende-se horizontalmente atrás do reto até o cóccix [7]. Quando ativados, estes músculos elevam-se, pu-xando a junção anorretal para trás e estreitando o hiato genital [41]. Os músculos pubococcígeo e puborretal, com origem na púbis e arco tendinoso, formam uma banda em forma de U que envolve o recto, apresentando diferentes regiões de inserção: púbis (puborretal) e cóccix (pubococcígeo)

[17]. A abertura no músculo LA pela qual passam a vagina e a uretra é denominada de hiato urogenital do LA [42]. O hiato do LA corresponde à área mínima dentro do músculo LA [43].

Nos quadrúpedes, a principal função do músculo LA era o movimento da cauda. Quando os humanos assumiram uma posição vertical, perderam a cauda como um apêndice funcional, e o músculo LA assumiu um propósito completamente diferente [44].

O músculo LA possui uma função complexa, que inclui a manutenção do tônus em repouso e a capacidade de contrair e relaxar, possuindo um papel importante na proteção do tecido conjuntivo pélvico contra sobrecarga [43, 42]. É também o principal responsável por sustentar os órgãos pélvicos e abdominais e trabalha sinergicamente com o músculo estriado da parede abdominal anterior, criando PIA. Um possível aumento da PIA, como ao tossir ou espirrar, é aplicado uniformemente em todos os lados da pelve e parede abdominal [44].

Se o LA estiver patologicamente comprometido ou temporariamente inativado, a pressão num dos lados do órgão pélvico pode ser maior que no outro, fazendo com que o órgão desça (prolapso). Quando esse movimento move o órgão para fora da cavidade pélvica, a pressão é direcionada de forma desigual sobre o seu conteúdo e pode causar IU ou IF, no caso da bexiga ou do reto. A forma e espessura da região do LA em diferentes cargas fisiológicas podem indicar DPP [45].

O LA é um dos principais grupos musculares envolvidos no parto [41]. Estudos recentes de imagiologia mostraram que danos ao músculo LA podem ocorrer durante o parto vaginal, sendo que os defeitos tendem a ocorrer próximo à origem do músculo pubovisceral do osso púbico [42].

O músculo coccígeo (também designado isquiococcígeo) está localizado atrás do músculo LA, surgindo da espinha isquiática e inserindo-se na parte superior do cóccix e extremidade inferior do sacro [7, 17]. Este auxilia o LA na sustentação das vísceras pélvicas e na manutenção da PIA. Para além disso, puxa o cóccix para a frente, após este ser empurrado para trás após a defecação ou o parto [46].

### 2.2.1.2 Diafragma Urogenital

O diafragma urogenital é a camada mais caudal do PP, sendo composto por tecido conjuntivo e o músculo transverso profundo do perónio [7]. Este fecha o hiato do LA, dá suporte e age de forma semelhante ao esfíncter na vagina distal, fornece suporte estrutural à uretra distal e contribui para a continência por meio da sua fixação ao músculo estriado periuretral [47].

O esfíncter anal externo e os músculos transversos superficiais e profundos do períneo constituem os músculos do diafragma urogenital, que é rodeado por fâscias: a membrana perineal e a fâscia superior do diafragma urogenital [11]. A membrana perineal permite o preenchimento da abertura urogenital, funcionando como uma ponte entre a cavidade existente entre a púbis e o corpo perineal. Esta auxilia também no suporte da região mais distal da uretra e da vagina, pela fixação destas à pelve óssea [17].

### 2.2.1.3 Corpo Perineal

O corpo perineal localiza-se entre o reto e a vagina, sendo composto por tecido conjuntivo denso. Este separa o hiato urogenital e anal. Na área do corpo perineal, a pele está firmemente aderida ao tecido conjuntivo subjacente. Em mulheres, esta é uma região de elevado interesse clínico no que respeita lesões que surgem durante o parto e/ou episiotomia [22]. Durante o parto, o corpo perineal expande-se e depois contrai [47]. Este é uma parte importante do PP. Diretamente acima estão a vagina e o útero. A sua fraqueza adquirida causa alongamento e predispõe a lesões como retocele e enterocele [47].

### 2.2.2 Tecidos Conjuntivos

Os tecidos conjuntivos são os responsáveis por dar estabilidade ao PP. Estes correspondem a componentes fibrosos compostos por colagénio, elastina, fibroblastos, células de músculo liso e estruturas vasculares [17]. A interação entre os MPP e os seus ligamentos de suporte é importante para sustentar os órgãos pélvicos. Enquanto o grupo de músculos do LA funcionar corretamente para fechar o espaço genital, haverá uma tensão mínima nos ligamentos e fâscias que sustentam os órgãos pélvicos [42].

O papel da fâscia e ligamentos pélvicos passa por fortalecer e suportar os órgãos pélvicos, com os ligamentos a servir de locais de ligação entre músculos e ossos. Estes fornecem estabilidade aos órgãos para que possam suportar as alterações constantes de forças presentes. As suas características funcionais são comprometidas com o acontecimento de fenómenos como o parto, gravidez e envelhecimento, resultando num maior risco de desenvolvimento de DPP [17].

#### 2.2.2.1 Fâscia Endopélvica

A bexiga e a uretra, bem como a vagina e o útero, estão conectadas à parede pélvica por um sistema de tecido conjuntivo denominado fâscia endopélvica, localizada logo abaixo do peritónio [47]. Fâscia endopélvica é assim comumente usada para se referir ao tecido que se liga à pelve óssea e cobre o músculo LA e as vísceras pélvicas numa camada contínua. Essa fâscia é denominada de fâscia pubocervical entre a bexiga e a vagina e retovaginal entre a vagina e o reto [7].

O LA e a fâscia endopélvica interagem funcionalmente a fim de manter a continência e sustentar os órgãos pélvicos. Os defeitos geralmente são revelados quando um sistema está sob stress, tal como durante a tosse forte, que pode aumentar temporariamente a pressão abdominal acima de 150 cm H<sub>2</sub>O devido à forte contração do diafragma e dos músculos abdominais. Quando o LA é danificado, tal como ocorre durante o parto, os músculos desnervados atrofiam, deixando apenas a fâscia endopélvica responsável pela sustentação dos órgãos pélvicos. Com o tempo, sob carga constante, esses ligamentos esticam-se de forma gradual e esse comportamento viscoelástico leva ao desenvolvimento de POP [42].

A fâscia endopélvica é constituída maioritariamente por colagénio, elastina e músculo liso. O colagénio, a proteína mais abundante no corpo humano, pode ser encontrado nos ossos, músculos,

pele e tendões, e confere resistência à fáscia endopélvica. A elastina, por sua vez, é fundamental, uma vez que confere resistência e elasticidade aos órgãos e tecidos. A sua existência é preponderante em órgãos que necessitem de esticar e encolher (como vasos sanguíneos e pulmões) [11].

#### 2.2.2.2 Ligamentos Pélvicos

Os ligamentos são estruturas formadas por condensações da fáscia endopélvica, sendo compostos por músculos lisos, nervos e vasos sanguíneos. São estruturas contráteis ativas e, portanto, desempenham um papel fundamental no suporte dos órgãos pélvicos [48].

O PP inclui ligamentos que desempenham um papel fundamental nesse suporte: ligamentos uterosacrais, ligamentos cardinais, ligamentos pubovesicais, ligamentos pubouretrais e ligamentos anococcígeos [48]. Os ligamentos uterosacrais conectam o cérvix ao sacro e sustentam o útero, mantendo-o no lugar. Os ligamentos cardinais situam-se na margem inferior dos ligamentos externos e acolhem as artérias e veias uterinas. Os ligamentos pubovesicais, na bexiga, estão presos ao osso púbico e ao arco tendinoso da fáscia endopélvica. Os ligamentos pubouretrais, na uretra, correspondem a estruturas de tecido conjuntivo que se estendem desde a uretra até o osso púbico e são descritos como as estruturas responsáveis por sustentar a uretra e fechar o colo vesical. Por fim, os ligamentos anococcígeos, sustentam o ânus, sendo uma faixa de tecido fibroso que conecta o cóccix ao esfíncter anal externo. Apenas as ligações primárias importantes para o suporte estrutural foram referenciadas [49, 11].

## Capítulo 3

# Disfunções do Pavimento Pélvico

Devido à sua localização anatômica e às atividades diárias, o pavimento pélvico (PP) está continuamente a ser carregado pela pressão intra-abdominal (PIA), uma carga fisiológica transmitida dos pulmões e diafragma, através da cavidade abdominal, para os tecidos do PP. Como seria de esperar, as pressões máximas são exercidas sobre os músculos durante a segunda fase do trabalho de parto, na qual os níveis basais, que já estão elevados durante a gravidez, aumentam ainda mais. Apesar disso, um correto e bem-sucedido suporte do pavimento permite a resistência a essas mesmas cargas sem resultar numa patologia. Este suporte depende não só das cargas que esses tecidos sofrem, como também das propriedades biomecânicas desses mesmos tecidos [36].

Disfunção na cavidade pélvica é um termo que se refere a condições patológicas, como é o caso de prolapso dos órgãos pélvicos (POP), incontinência urinária (IU), incontinência fecal (IF), anomalias no esvaziamento do trato urinário inferior, entre outras [17]. Estas condições são caracterizadas pelo enfraquecimento dos tecidos de suporte do PP, diretamente relacionado com as propriedades biomecânicas [36].

Estudos recentes mostraram que pacientes com disfunções do pavimento pélvico (DPP) possuem características histomorfológicas alteradas, associadas a proporções alteradas de subtipos de colagénio e da homeostase das fibras elásticas [50]. A sua fisiopatologia exata permanece, no entanto, pouco compreendida. Alguns estudos sugeriram que fatores etiológicos podem incluir neuropatia do pudendo, trauma do PP ou isquemia. É também documentada na literatura uma associação entre parto vaginal e DPP, especialmente POP ou IU [51].

O desenvolvimento destes distúrbios é frequentemente um processo complexo e multifatorial. Enfraquecimento, fissuras, ou ambos, das estruturas que sustentam os órgãos pélvicos contribuem de diferentes maneiras para o aumento da mobilidade dos órgãos pélvicos, resultando em POP e, por fim, sintomas que variam desde dor pélvica e pressão até IU, IF, retenção urinária e distúrbios da defecação [7].

Segundo a Sociedade Internacional de Continência (ICS), estas disfunções podem ser categorizadas como hipo ou hiperativas, tendo em conta o comportamento dos músculos do pavimento. Estes podem ser considerados como hipoativos quando não são capazes de contrair voluntariamente quando apropriado, podendo surgir, como consequência, por exemplo, a IU ou o POP. Por

outro lado, quando são incapazes de relaxar ou contraem quando é funcionalmente necessário o relaxamento (durante a micção ou defecação) são considerados hiperativos, sendo a dor pélvica uma das consequências verificadas [52, 21].

Os sintomas associados a estes distúrbios podem causar impactos significativos na qualidade de vida, variando desde desconforto leve e constrangimento até sérios comprometimentos no seu funcionamento e qualidade [53]. Assim, as DPP são consideradas um importante problema de saúde pública dada a sua alta prevalência e impacto negativo na qualidade de vida e sistema de saúde [3]. À medida que a expectativa de vida humana aumenta, espera-se que a carga global de sintomas do PP aumente significativamente ao longo dos anos [54].

### 3.1 Fatores de Risco

Existem situações em que as características funcionais dos constituintes dos tecidos conjuntivos são comprometidas, gerando um maior risco de desenvolvimento de disfunção pélvica. Dentro destes acontecimentos, podemos destacar a gravidez, parto, envelhecimento, cirurgia pélvica anterior e PIA cronicamente elevada [7, 17].

As causas destas disfunções podem dever-se a fatores intrínsecos ou extrínsecos [40].

Fatores intrínsecos correspondem a, por exemplo, uma base anormal da matriz de colagénio, genética ou etnia [40]. Chen et al. verificaram que o conteúdo de colagénio na fáscia cervical púbica foi menor em mulheres com IU de esforço do que em mulheres saudáveis [55, 40]. Num estudo de Jack et al. foi demonstrado que a incidência de POP foi significativamente maior em mulheres de famílias em que tinha ocorrido POP [56, 40]. Graham et al. verificaram que mulheres de diferentes etnias apresentaram diferentes forças do PP, sendo que, por exemplo, mulheres asiáticas tinham fáscias e ligamentos pélvicos mais espessos do que mulheres caucasianas [57, 40].

Os fatores extrínsecos, por sua vez, incluem parto, histerectomia, ocupação, terapia de reposição hormonal e comorbilidades, sendo o parto considerado o fator principal [40]. Num estudo de Sze et al. foi avaliado o POP 36 semanas antes e 6 semanas após o parto em mulheres submetidas a parto vaginal espontâneo ou cesariana, tendo-se demonstrado uma taxa de POP de cerca de 3% no grupo de cesariana e de até 9% no grupo de parto vaginal [58, 40]. Woodman et al. constataram que entre as pessoas que foram submetidas à cirurgia de POP, os trabalhadores fabris constituíam a maior proporção, seguidos por donas de casa, trabalhadores de serviços, técnicos e profissionais liberais, o que indica que o trabalho de alta intensidade também causa DPP [59, 40].

A prevalência de DPP aumenta também de forma significativa com a idade, com cerca de 10% das mulheres entre 20 e 39 anos a sofrer de pelo menos uma condição de DPP, em comparação com 50% das mulheres com mais de 80 anos [60, 4]. Embora a prevalência destas disfunções aumente com a idade e o parto, estas são também comuns em mulheres jovens e nulíparas [5].

#### 3.1.1 Impacto do Parto

O parto pode originar lesões relacionadas com diversas DPP, predispondo a múltiplas condições resultantes de lesões de suporte, anatomia ou suprimento nervoso do pavimento e das suas

estruturas [33].

Durante o parto vaginal, afirma-se que os ramos do nervo pudendo são afetados, resultando em desnervação parcial do PP. Esta relação pode ser exacerbada com o tempo e com os partos subsequentes. Este pode ser o primeiro passo para o desenvolvimento de IU de esforço e POP que se poderão vir a desenvolver [4]. O aumento do peso intra-abdominal durante a gravidez e os danos nos tecidos do PP durante o parto estão associados com frequência à diminuição da força muscular do PP, o que pode levar ao surgimento de disfunções [61].

A compreensão do mecanismo subjacente ao dano nos componentes do PP pode ajudar a prevenir estas lesões, no entanto, esta é ainda muito limitada [62]. A evolução dos cuidados obstétricos durante o parto, com um aumento do uso do vácuo em detrimento de fórceps, bem como a introdução da analgesia epidural, faz com que a obtenção de conclusões confiáveis seja ainda mais difícil [1].

Mesmo na ausência de uma falha total, a acumulação de microlesões pode resultar em deformação permanente dos músculos pélvicos ou estruturas adjacentes que não se recuperam totalmente após o parto. Esse fenômeno é descrito como um aumento significativo na área do hiato genital pós-parto, uma observação amplamente reconhecida pelos ginecologistas durante exames vaginais em pacientes que passaram por pelo menos um parto [13].

A prevalência destas disfunções, quando associadas à gravidez e ao parto, é extremamente variável entre os dados fornecidos por diferentes autores, podendo esta diferença estar associada a diferentes populações estudadas, gestão do parto não padronizada ou ao uso de instrumentos não validados para avaliar as disfunções. Exemplos destas diferenças são a prevalência da IU e IF, que podem variar entre 3% e 67% e entre 6,8% e 18%, respetivamente [1].

Num estudo de Delancey et al., imagens de RM de 80 nulíparas e 160 mulheres primíparas vaginais foram adquiridas. Nenhum defeito do músculo LA foi identificado em mulheres nulíparas a partir dessas imagens. No entanto, entre as mulheres primíparas vaginais, 20% das mulheres tinham defeitos visíveis num ou em ambos os músculos LA, das quais 18% tinham defeitos na região pubiana do músculo e 2% na região iliocóccigea [63, 40]. Dietz e Lanzarone mostraram que até um terço das mulheres desenvolveu uma rutura da fáscia que sustenta os músculos do PP, após o parto vaginal, que foi associada à incontinência pós-parto de esforço durante o primeiro trimestre pós-parto [64, 39].

À medida que a população idosa cresce, as mulheres são cada vez mais afetadas por possíveis lesões no parto [38].

## 3.2 Prolapso dos Órgãos Pélvicos

O suporte pélvico normal é fornecido principalmente pelos músculos LA e pelas ligações dos tecidos conjuntivos da vagina com os flancos e a pelve. Com este suporte, a vagina fica horizontalmente sobre os músculos do LA [65]. Quando estes músculos estão relaxados ou danificados, o PP abre-se e faz com que a vagina seja posicionada entre as zonas de alta pressão abdominal e baixa pressão atmosférica fora do corpo. Apesar de os ligamentos poderem suportar essas cargas

por um curto período de tempo, o tecido conjuntivo distende-se quando os MPP já não são capazes de fechar o PP, e pode eventualmente falhar, causando prolapso dos órgãos pélvicos (POP) [42].

O POP ocorre assim devido à ausência de suporte dos órgãos pélvicos à pelve, por parte dos tecidos e MPP, o que resulta no decaimento (prolapso) dos mesmos em relação à sua posição anatómica original [11, 17]. O prolapso de estruturas pélvicas pode causar pressão pélvica ou abertura da vagina e pode estar associado a IU, IF, disfunção de esvaziamento, defecação incompleta e disfunção sexual [65].

A sua etiologia é complexa, envolvendo danos potenciais em múltiplos ligamentos, músculos e tecidos conjuntivos e na inervação da pelve [8].

Existem três tipos principais de prolapso, que ocorrem clinicamente numa variedade de combinações [66, 67]:

- **Rectocele** - prolapso da parede posterior da vagina, com conseqüente prolapso do recto;
- **Cistocele** - prolapso da parede anterior da vagina, com conseqüente prolapso da bexiga e uretra para a vagina;
- **Prolapso uterino** - descida do útero abaixo da sua localização normal, estando muito associado à cistocele.

Cerca de 30% de todas as mulheres terão algum grau de POP em algum momento das suas vidas, sendo a maioria dos pacientes assintomática [19, 65].

Até 2050, é esperado que o número de mulheres com POP aumente 46% [65].

Esta disfunção está associada a vários fatores de risco, incluindo idade, índice de massa corporal (IMC), paridade e circunferência abdominal [8]. Num estudo realizado, mulheres obesas mostraram ser mais propensas a desenvolver um POP de 1 cm ou mais num ano. O POP geralmente coexiste com outras DPP [65]. É também comumente relatado que o POP é muito comum em mulheres mais velhas, com a sua prevalência a aumentar com a idade e a menopausa [21, 68].

Embora as causas do POP sejam complexas e multifatoriais, diversos estudos, tanto em humanos como animais, sugerem que o trauma do parto desempenha um papel importante [50]. Um dos fatores de risco para o desenvolvimento de POP é o enfraquecimento dos tecidos vaginais e pélvicos verificado após o parto vaginal [68]. O parto vaginal confere um risco 4 a 11 vezes maior no desenvolvimento de prolapso [50]. Mant et al. descobriram que mulheres com um filho tinham 4 vezes mais chances de desenvolver POP que requeriam hospitalização do que mulheres nulíparas, e no caso de mulheres com dois filhos essas chances eram 8,4 vezes maiores [15, 69]. DeLancey et al. mostraram que mulheres com POP apresentam alterações óbvias na musculatura pélvica de suporte circundante. Essas pacientes podem gerar menos força no fechamento vaginal durante as contrações musculares e o seu hiato genital é mais amplo do que em pacientes sem POP [70, 50].

Quando o tecido está prolapsado, as paredes vaginais suportam menos stress e são mais distensíveis. Mudanças semelhantes ocorrem na biomecânica dos tecidos conjuntivos do PP durante a gravidez. Os processos de reparo e restauro pós-parto são desta forma essenciais para recuperar o suporte vaginal pós-parto [50]. Uma em cada dez mulheres, após parto vaginal, irá necessitar mais tarde de cirurgia para POP [68].

A terapia preventiva pode reduzir a necessidade de cirurgia, o que pode melhorar a qualidade de vida do paciente e reduzir o custo da reoperação [68]. As técnicas cirúrgicas para corrigir o POP são imperfeitas e muitas vezes não duráveis, sendo que aproximadamente 29% das mulheres submetidas à cirurgia para POP ou incontinência voltam a ser operadas, com o intervalo entre operações a diminuir a cada operação subsequente [50].

### 3.3 Incontinência Urinária

A manutenção da continência está dependente dos mecanismos de suporte do PP [33].

Segundo a ICS, a incontinência urinária (IU) pode ser definida como a queixa de perda involuntária de qualquer quantidade de urina e pode ser classificada tendo em conta os sintomas que causa [71, 61]. Os tipos mais comuns de IU feminina são: incontinência urinária de esforço (IUE), perda involuntária de urina durante esforço, ao espirrar ou ao tossir; incontinência urinária por urgência (IUU), perda involuntária de urina acompanhada por uma necessidade súbita e urgente de urinar; e incontinência urinária mista (IUM), associação de IUE com IUU [72, 61].

Esta é uma forma comum de DPP em mulheres, com prevalência a variar entre 8,5 e 38%, dependendo da idade, paridade e definição [42]. Além disso, as estatísticas demonstram que 30 a 40% das mulheres experimentarão alguma forma de incontinência durante a sua vida [73].

A idade e o IMC são alguns dos fatores de risco associados [72]. A sua prevalência varia com a idade, com um padrão de pico no início da meia-idade, seguido por um aumento constante na população idosa [69]. Esta é relatada em 25% das mulheres jovens, 44 a 57% em mulheres de meia-idade e na pós-menopausa e 75% em mulheres mais velhas [21].

IUE e IUU estão associadas a morbidade física e psicológica significativa e altos custos sociais [72]. Nos Estados Unidos, estudos mostram que 17 a 55% das mulheres mais velhas e 12 a 42% das mulheres mais jovens sofrem de IU, com um impacto económico de aproximadamente US\$ 12 bilhões anualmente [73].

Um dos fatores de risco mais importantes para esta disfunção pós-parto tendo sido o parto normal e/ou vaginal, dado que pode danificar as estruturas de sustentação do tecido conjuntivo pélvico, estruturas vasculares, músculos, nervos e trato urinário. Os mecanismos pelos quais o parto vaginal produz IU podem incluir a diminuição do suporte do PP e capacidade de manter a pressão uretral devido a ruturas de ligamentos e alongamento do pudendo e de outros nervos [33].

O enfraquecimento dos músculos pélvicos, resultado do seu alongamento durante o parto, pode alterar a posição do colo da bexiga e da uretra. Essas alterações podem culminar na IUE [74, 33]. Hunskaar et al. verificaram que o parto vaginal é o fator etiológico mais importante no desenvolvimento deste tipo de incontinência [75, 69]. Rortveit et al. encontraram uma relação significativa entre o parto e a IUE, com um risco relativo de 1,9 para mulheres primíparas e 2,3 para mulheres com dois partos [16, 69]. Num outro estudo relacionado com a incontinência, Rortveit et al. examinaram 15.307 mulheres e encontraram uma probabilidade de IUE 3,0 vezes maior para mulheres com parto vaginal em comparação com mulheres nulíparas, após ajuste para idade, paridade, anos desde o último parto e IMC [76, 69].

Vários outros estudos transversais relataram também uma maior prevalência de IU em mulheres múltiparas em comparação com mulheres nulíparas [69].

Durante a gravidez, 69% das grávidas apresentam um episódio de IU. As queixas de perda urinária podem persistir no período pós-parto imediato e tardio, reduzindo significativamente a qualidade de vida da mulher [33].

A necessidade de tratamento desta disfunção tende a aumentar com a idade [38].

Um grande conjunto de evidências indicam que no primeiro ano pós-parto a incidência de IUE é maior em mulheres com parto vaginal do que em mulheres com cesariana [72]. Um estudo em mulheres suecas grávidas descobriu que 1 ano após o parto, múltiparas que tiveram parto cesáreo eletivo tiveram um risco menor de IU em comparação com mulheres múltiparas com partos vaginais [69]. Vários estudos epidemiológicos têm mostrado que a cesariana fornece apenas proteção parcial contra a IUE, e que, mesmo essa proteção, pode diminuir com o tempo, apesar de os dados a longo prazo serem ainda muito limitados [77].

### 3.4 Incontinência Fecal

A incontinência fecal (IF) manifesta-se pela incapacidade de controlar a libertação de fezes ou gases, e pode ser classificada, tendo em conta os sintomas, como: incontinência fecal de urgência (IFU), incontinência fecal passiva (IFP) e incontinência fecal mista (IFM) [17].

A prevalência de IF é de 11 a 15% na população adulta residente na comunidade [69]. Já para mulheres com mais de 60 anos, esta prevalência varia entre 12 e 33% [8].

Os fatores de risco em mulheres incluem o parto, IU, diarreia crónica, alto IMC e cirurgia anorretal prévia [8].

Em mulheres, o parto com lesão do esfíncter é a causa mais comum de IF corrigível cirurgicamente. As lesões do esfíncter externo ocorrem em 6 a 30% das mulheres [22].

A coexistência de uma lesão não reconhecida do esfíncter anal interno pode explicar por que até metade das mulheres grávidas apresentam IF mesmo após o reparo de uma rutura identificada do esfíncter [69].

### 3.5 Técnicas de Diagnóstico

A avaliação clínica dos MPP é subjetiva, apresentando uma reprodutibilidade limitada [43]. A avaliação de um paciente com sintomas do PP começa com uma história médica completa e exame físico, mas a extensão e a presença de POP nem sempre são evidentes no exame clínico [7].

A implementação de estratégias que visam a prevenção e identificação precoce destas condições, bem como um aconselhamento adequado são extremamente importantes para uma melhor qualidade de vida do paciente [1].

Existem muitas maneiras de obter imagens desses pacientes, incluindo ultrassom, fluoroscopia e exames de ressonância magnética (RM) [7]. Estudos de imagem convencionais para pacientes com sintomas do PP incluem ultrassonografia da bexiga e esfíncter anal, exame urodinâmico com

ou sem uretrocistografia miccional e proctografia de evacuação ou cistocolpodefecografia. Recentemente, houve um aumento no interesse e pesquisa do uso da RM na avaliação de pacientes com DPP [7].

No que diz respeito aos métodos de digitalização adotados para obter o modelo, estes incluem atualmente, entre outros, a RM, imagem por tensor de difusão (DTI), tomografia computadorizada (CT) e ultrassom. Uma das vantagens da RM é o facto de evitar a radiação ionizante, tendo-se mostrado valiosa nas manifestações típicas dos defeitos dos MPP. A DTI pode também auxiliar nas pesquisas sobre doenças do PP [40].

### 3.5.1 Ultrassom

O ultrassom pode ser usado para avaliar os pacientes com sintomas de retenção ou IU e IF [7]. Os exames ultrassonográficos têm a vantagem de serem relativamente fáceis de realizar, sem o uso de radiação ionizante. O transdutor pode, no entanto, comprimir as estruturas pélvicas, como a uretra, a bexiga e o canal vaginal, levando a uma avaliação incorreta da morfologia e localização dos órgãos [7].

A ultrassonografia do POP usando ultrassom 3D e 4D foi recentemente descrita [7]. Com o surgimento de técnicas de imagem de ultrassom 3D, a ultrassonografia do PP permite agora gerar imagens tanto do complexo pubococcígeo-puborretal normal quanto das anormalidades observadas em mulheres pós-parto [77].

A ultrassonografia transperineal (TPUS) constitui uma ferramenta confiável e reproduzível para avaliação da integridade e função dos MPP, quer em condições estáticas como dinâmicas. Esta técnica é fundamental para entender a ligação entre o parto e a possível subsequente DPP. A capacidade de estudar mudanças dinâmicas no tamanho do PP durante a contração muscular e também durante o relaxamento é uma das principais vantagens da TPUS. Esta técnica de imagiologia foi descrita pela primeira vez em 2005, tendo sido padronizada internacionalmente desde então. A TPUS pode ser utilizada para avaliar a descida da cabeça fetal no canal do parto. Modelos de prognóstico que combinam os parâmetros da TPUS com outros preditores, como idade materna, biometria fetal e posição da cabeça, foram já propostos por diversos autores [43].

### 3.5.2 Fluoroscopia

Exames fluoroscópicos como, por exemplo, cistouretrografia miccional (VCUG), com ou sem estudos urodinâmicos, proctografia de evacuação e cistoproctografia, podem também ser utilizados para avaliar pacientes com sintomas do PP. As vantagens são a capacidade de obter imagens dos pacientes numa posição mais fisiológica, em pé ou sentado, e a disponibilidade e relativa facilidade de exame. As desvantagens incluem a natureza mais invasiva destes estudos, que requerem opacificação do órgão para geração de imagens, incapacidade de avaliar três secções pélvicas simultaneamente e o uso de radiação ionizante [7].

### 3.5.3 Ressonância Magnética

A mais recente técnica de imagem utilizada no caso de DPP é a ressonância magnética (RM). Esta permite uma avaliação relativamente não invasiva e dinâmica de todos os órgãos pélvicos em vários planos, com uma alta resolução em tecidos moles e temporais, sem o uso de radiação ionizante. A RM permite também gerar imagens diretamente dos músculos e ligamentos de sustentação do PP. As desvantagens do seu uso, para avaliação do PP, incluem a posição supina menos fisiológica do paciente durante a aquisição de imagens quando não há ímanes de assento aberto disponíveis, alto custo e experiência radiológica potencialmente limitada. O uso desta técnica para avaliação de DPP pode ser mais útil em pacientes com achados ou sintomas de exame físico em múltiplos compartimentos, anormalidades do compartimento posterior, prolapso grave ou sintomas recorrentes após reparo cirúrgico anterior [7].

As imagens de RM permitem, através da segmentação manual, a geração de sólidos tridimensionais (3D) dos MPP. O estudo do comportamento biomecânico destes músculos contribui para a análise desta estrutura muscular complexa [3].

Avanços recentes na RM forneceram evidências de dano muscular localizado em indivíduos, permitindo uma melhor compreensão da relação entre dano de uma parte específica de um músculo e problemas específicos do PP em mulheres [3].

### 3.5.4 POP-Q

Com o objetivo de entender o efeito da gravidez na história natural do POP, investigadores usaram o exame POP-Q (Pelvic Organ Prolapse Quantification) para examinar as mudanças no suporte pélvico durante a gravidez e pós-parto [51]. No entanto, poucos incluíram dados sobre pontuações específicas do POP-Q relativos a mulheres primíparas, existindo também poucos dados que descrevem a quantificação e incidência de POP após avaliação urodinâmica em mulheres primíparas 6 semanas pós-parto [51].

No passado, comparar os graus do prolapso uterino sem métodos de avaliação confiáveis, quantitativos e padronizados não era fácil. Com o desenvolvimento do sistema POP-Q, uma técnica padronizada com alta confiabilidade entre os investigadores e entre os avaliadores para verificar o POP, os investigadores passaram a ser capazes de avaliar e comparar melhor os achados físicos e a gravidade do POP [51].

## 3.6 Tratamentos

Independentemente do tratamento, os principais objetivos são melhorar os sintomas e, numa abordagem conservadora, minimizar a progressão da disfunção [65].

Os sintomas do PP são parcialmente tratados atualmente por diferentes especialistas em centros de cuidados secundários (ginecologistas, urologistas, etc.), mas geralmente num ambiente monodisciplinar com os especialistas mencionados, incluindo clínicos gerais. Tudo isto resulta

em diversos testes de diagnóstico seguidos, tratamentos abaixo do ideal, resultados potencialmente piores, alta carga de pacientes e custos médicos significativos [54].

Mudanças no estilo de vida durante a gravidez são recomendadas para prevenir a obstipação e a obesidade, que podem ser prejudiciais a DPP [4].

Os exercícios do PP, que contraem sistemicamente os músculos do LA, podem melhorar a função pélvica. Foi demonstrado que o exercício dos MPP melhora os sintomas associados à IU e pode ajudar a melhorar ligeiramente os sintomas em mulheres com prolapso leve [65]. Os exercícios para os MPP durante a gravidez e no início do pós-parto podem prevenir a IU durante o final da gravidez e no pós-parto [4].

### 3.6.1 Cirurgia Reconstrutiva

As DPP têm um impacto significativo na qualidade de vida das mulheres e muitas vezes requerem procedimentos cirúrgicos complexos [42]. Em algum momento das suas vidas, uma em cada dez mulheres, experimentarão alguma forma de DPP, grave o suficiente para que a cirurgia seja necessária, com um terço delas a necessitar de múltiplas cirurgias [45].

Num estudo de Olsen et al., com base numa população coberta pelo sistema de saúde, foi demonstrado que, durante a sua vida, 11% das mulheres foram submetidas a cirurgia para IU ou POP [78, 10]. De acordo com Wu et al. em 2050 o número de mulheres com DPP aumentará em 50% em comparação com 2010 [79]. Como resultado, espera-se um aumento das cirurgias reconstrutivas com uma taxa de reoperação de 30% [80, 2].

O risco de uma mulher ser submetida a cirurgia para POP aumenta significativamente com o parto vaginal [81]. Uma das razões é que durante o mesmo pode ocorrer lesão do músculo LA, o que pode resultar em dificuldades na manutenção do fechamento do hiato do LA [81].

A cirurgia do PP é considerada um procedimento de médio risco, possuindo uma mortalidade perioperatória inferior a 5%. A cirurgia de correção de POP deve abordar as deformidades específicas do PP existentes, incluindo defeitos nas paredes vaginais anterior, posterior e lateral e defeitos de suporte vaginal [8].

A maioria das mulheres que possui incontinência tem IUE e é tratada por tratamentos conservadores ou cirurgia. A maioria dos procedimentos cirúrgicos usados para a IUE envolve o princípio de melhorar o suporte do colo vesical [42].

### 3.6.2 Pessários

Pessários são dispositivos colocados na vagina a fim de restaurar a anatomia pélvica normal e aliviar os sintomas do prolapso uterino. Dois terços dos pacientes com POP inicialmente escolhem a terapia com pessário, com 30 a 77% a continuar a sua utilização após um ano. O uso de pessários é uma opção para todas as fases de POP e pode prevenir a progressão do mesmo e evitar ou retardar a necessidade de cirurgia [65].

Os pacientes devem retornar uma a duas semanas após a inserção do pessário para avaliar a satisfação com o dispositivo e a melhoria dos sintomas. Depois disso, as mulheres que efetuam

auto-cuidados podem retornar para exames anuais. Outras mulheres geralmente precisam de regressar a cada três meses para remover, limpar e examinar o pessário. As complicações mais comuns do uso do pessário são corrimento vaginal, úlceras, irritação, sangramento, dor e odor. A vaginose bacteriana ocorre em 30% dos pacientes que usam pessários, sendo mais comum quando este é removido com menos frequência [65].

## Capítulo 4

# Biomecânica da Cavidade Pélvica

### 4.1 Dinâmica do Pavimento Pélvico

A principal carga nos MPP é causada pela pressão intra-abdominal (PIA). Há também uma carga devido ao peso dos órgãos internos. Os músculos dos sistemas articulares são ativados para aplicar força nos ossos de acordo com a linha de ação do músculo. Por outro lado, os MPP são carregados por PIA perpendicularmente à linha de ação dos músculos [44].

#### 4.1.1 Dinâmica da Uretra

Para reter a urina na bexiga, a pressão de fecho uretral deve ser maior do que a pressão da bexiga tanto em repouso quanto com aumento da PIA. Quando a pressão da bexiga é muitas vezes maior do que a pressão uretral, durante atividades como tossir, um processo dinâmico aumenta a pressão de fechamento uretral, melhora o fechamento uretral e mantém a continência, sendo denominado “transmissão de pressão” [42].

A contração e relaxamento do músculo pubococcígeo determina os movimentos de abertura e fecho da uretra. A sua contração, bem como dos ligamentos pubouretrais sustenta a uretra e permite que o músculo LA e o músculo transverso profundo exerçam uma ampla força que faz com que a uretra proximal se mantenha fechada [17, 82].

O músculo liso uretral mantém funcionalmente a continência de diversas formas. Um plexo vascular proeminente envolve o lúmen, o que contribui para a continência ao formar uma selagem estanque através da coaptação das superfícies mucosas [42].

O normal funcionamento do sistema de suporte uretral envolve a contração do músculo LA, que sustenta a uretra através da fásia endopélvica. Ao tossir, o músculo LA contrai simultaneamente com o diafragma e os músculos da parede abdominal, criando PIA. Essa contração do músculo LA serve para apertar a camada de fásia suburetral, conforme evidenciado pela redução do movimento do colo vesical na ultrassonografia, o que aumenta a compressão uretral [42].

Em idosos, os músculos estriados demoram 35% mais tempo do que em adultos jovens para exercer a mesma força, e a força máxima também é reduzida em cerca de 35%. Estas diferenças

estão relacionadas a alterações na contractilidade do músculo estriado, e não a alterações nos padrões de recrutamento neural [42].

O suporte uretral e da parede vaginal distal estão intimamente conectados. A uretra está ligada à parede vaginal na maior parte do seu comprimento, e as estruturas que determinam a posição da uretra e da parede vaginal anterior distal são as mesmas [42].

A relação entre a pressão uretral em repouso, a transmissão da pressão e a pressão intravesical necessária para induzir o vazamento de urina é importante para entender a continência urinária. A contração do esfíncter uretral deforma a parede uretral, mantendo a pressão do fecho uretral maior que a pressão vesical, e essa diferença de pressão mantém a urina em repouso na bexiga [42].

#### 4.1.2 Dinâmica Anorretal

Petros et al mostraram que forças musculares direcionadas estão envolvidas no mecanismo de abertura e fecho anorretal, que é semelhante ao mecanismo de fecho do colo vesical. Quatro forças unidirecionais estão envolvidas nesse processo, resultantes da ação do músculo puborretal, dos ligamentos puborretais, dos ligamentos uterosacrais e do músculo LA. No processo de defecação apenas três forças direcionais estão envolvidas, LA, transverso profundo e pubococcígeo, verificando-se um relaxamento do músculo puborretal, que permite que forças direcionais determinem a abertura através das paredes anterior e posterior do orifício anal. Durante o fecho, com exceção da força do músculo puborretal, todas as forças musculares atuam contra os ligamentos em suspensão (puborretais ou uterosacrais) [82, 11].

#### 4.1.3 Manobra de Valsalva

A manobra de Valsalva consiste numa técnica em que se tenta exalar o ar com a boca e o nariz fechados, tendo sido inventada pelo Dr. Antonio Valsalva, com o objetivo original de tentar criar uma maneira de expelir o pus do ouvido médio [48].

Esta causa um grande aumento de pressão nas cavidades intratorácica e intra-abdominal. Este aumento da pressão causa, em geral, uma descida do PP e um rearranjo da uretra, da vagina e do útero, o que faz com que o reto se comprima e impeça a passagem das fezes [48].

### 4.2 Propriedades dos Tecidos Pélvicos

As propriedades biomecânicas podem ser uma ferramenta útil na compreensão das mudanças estruturais que ocorrem em condições fisiológicas e patológicas que alteram a função da parede vaginal e do seu suporte [50].

Os tecidos pélvicos são tecidos moles compostos por células que desempenham funções bioquímicas importantes, enquanto a elastina e o colagénio da matriz extracelular atuam como componentes de suporte de carga. As fibras de colagénio são as principais responsáveis pelo comportamento mecânico anisotrópico. A mecânica dos tecidos moles do PP é influenciada de forma

significativa pela concentração e arranjo estrutural dos componentes, determinados pela localização topográfica e função correspondente no PP. À medida que se adaptam durante a gravidez, estes tecidos sofrem alterações mecânicas e histológicas. Alguns investigadores encontraram uma relação entre a mecânica do tecido e a estrutura histológica. Enquanto o colagénio é amplamente responsável pela resistência à tração dos tecidos moles, a elastina torna-os mais flexíveis [83].

As propriedades biomecânicas dos tecidos incluem componentes ativos e passivos, podendo ser medidas recorrendo a técnicas *ex vivo* ou *in vivo* [36].

As propriedades ativas dizem respeito à capacidade de um tecido gerar força por meio da contração muscular. Os músculos LA e a parede vaginal, que possuem uma quantidade significativa de músculo liso, são importantes contribuintes para estas propriedades [36].

As propriedades biomecânicas passivas permitem que o tecido transmita cargas ou resista à deformação sem forças externas. Estas são importantes dado que os tecidos de suporte do PP estão sujeitos a tensões e deformações devido a uma variedade de atividades e condições fisiológicas e patológicas. Algumas condições fisiológicas incluem a idade, parto, andar, pular ou respirar. Já as condições patológicas incluem vômitos, obesidade, cirurgia prévia, tosse crónica, etc.. As propriedades passivas podem ser divididas em propriedades estruturais e mecânicas. As propriedades estruturais correspondem a medições efetuadas diretamente durante um teste, como cargas e deslocamentos, enquanto que as propriedades mecânicas se referem a propriedades calculadas, como tensões e deformações. Ambas as propriedades podem ser estudadas recorrendo a testes tradicionais de tração uniaxial [36].

As alterações nas propriedades biomecânicas bem como mudanças no ambiente de carga dos tecidos pélvicos podem ser uma mais-valia para uma melhor compreensão das DPP, permitindo ajudar na identificação de indivíduos em risco, melhorar a prática clínica e o diagnóstico, levando a novos tratamentos [36].

A caracterização das propriedades biomecânicas destes tecidos tem sido o foco de diversos estudos recentes. Alguns estudos têm-se focado nas propriedades ativas do tecido vaginal em modelos animais e amostras humanas. No entanto, as propriedades passivas de amostras humanas têm sido descritas com mais frequência na literatura, dado estas amostras serem clinicamente mais relevantes [36]. A descrição precisa das propriedades mecânicas é uma tarefa complexa, tendo em conta a natureza dos materiais estudados e o fato de existir uma grande variação entre diferentes sujeitos e até mesmo dentro do mesmo sujeito [6].

O método utilizado mais frequentemente com a finalidade de testar as propriedades biomecânicas passivas dos tecidos de suporte do PP é o teste de tração uniaxial, uma técnica *ex vivo* bem caracterizada. No entanto, as técnicas *ex vivo* requerem extração de tecido e os estudos são limitados pelo tamanho da amostra, localização e falta de controlos. Novas abordagens *in vivo* podem ser uma ferramenta clínica muito útil para o diagnóstico e avaliação do tratamento das DPP. No entanto, estas precisam ainda de ser validadas em grandes coortes de mulheres, e os dados correlacionados com os de testes *ex vivo* estabelecidos por modelos matemáticos [36].

Novos dados *in vivo* correlacionados com os primeiros resultados de estudos *ex vivo*, em combinação com as manifestações clínicas, aumentam a compreensão e fornecem informações impor-

tantes sobre os efeitos da idade, DPP, propriedades biomecânicas dos tecidos do PP e tratamentos relacionados. As informações coletadas sobre as propriedades biomecânicas podem ser usadas para identificar riscos individuais, melhorar o diagnóstico clínico e desenvolver novos tratamentos [36].

#### 4.2.1 Técnicas *ex vivo*

O teste mais utilizado é o ensaio de tração uniaxial, no entanto, existe uma grande variabilidade entre os valores reportados entre os estudos realizados. Uma vez que as propriedades mecânicas são sensíveis à localização e tamanho da amostra, a colheita do tecido de teste é um passo muito crítico [36].

Ruboud et al. realizaram testes de tração uniaxial em tecidos do PP, relatando o efeito de diferentes formulações de amostras em tecidos vaginais de ovelhas. Este trabalho serviu de base para outros estudos, comparando as propriedades biomecânicas de tecidos vaginais, ligamentos pélvicos, bem como o efeito da idade em diferentes tecidos do PP [84, 36]. Diferentes tecidos pélvicos na mesma mulher apresentam diferentes graus de rigidez e sofrem grandes níveis de tensão antes de se romperem. Submetidos a tensão uniaxial, os tecidos experimentam tensão de até 20% na vagina, 30% no reto e 80% na bexiga [85, 36].

As propriedades biomecânicas dos ligamentos e tecidos vaginais tornam-se mais rígidas, sendo que reagirão de maneira diferente às cargas fisiológicas diárias. As propriedades biomecânicas de outros tecidos de suporte do PP são também afetadas pela idade e/ou o parto. Em mulheres nulíparas, foi relatada uma maior rigidez e tensão máxima dos ligamentos uterosacrais. Estas propriedades podem também variar espacialmente de acordo com a localização anatômica [36].

Apesar de as propriedades biomecânicas dos tecidos de suporte do PP fornecerem informações valiosas, os testes *ex vivo* requerem amostras de tecido dos pacientes relativamente grandes, para além de esses tecidos de mulheres sem DPP serem escassos, dado serem obtidos de cadáveres frescos ou mais frequentemente de pacientes mais velhos sem dados clínicos. Uma boa alternativa poderão então ser novas abordagens *in vivo* [36].

#### 4.2.2 Técnicas *in vivo*

Começam a surgir abordagens *in vivo* que usam transdutores de pressão, técnicas de imagem ou uma combinação de ambas. Em 2007, Epstein et al., de forma a comparar as propriedades biomecânicas sistêmicas e vaginais femininas, com suporte vaginal normal e POP, utilizaram um dispositivo baseado na sucção dermatológica [86, 36]. Chuong et al. utilizaram um dispositivo semelhante a um dispositivo de sucção para comparar a parede vaginal anterior prolapsada de mulheres com cistocele pós-menopausa com a região suprapúbica (um local de controlo da mesma mulher) [87, 36]. Smith et al. relataram em 2013 o desenvolvimento de um dispositivo com a finalidade de medir *in vivo* a rigidez do tecido uterino aplicando uma força contínua e simultaneamente registando o deslocamento cervical [88, 36].

## Capítulo 5

### Parto

No século XX, após a Segunda Guerra Mundial, houve uma avaliação da necessidade de institucionalizar o parto, resultando na sua migração dos domicílios para os hospitais. Essa transição foi impulsionada pelas preocupantes taxas de mortalidade materna e infantil observadas naquele período [89, 33].

O parto vaginal é, tal como referido anteriormente, um dos fatores de risco para o desenvolvimento de DPP. Apesar de poderem não ser aparentes por anos, as lesões relacionadas ao trabalho de parto podem ocorrer no início da segunda fase do mesmo [18]. Durante o parto vaginal, os músculos LA e púbicos são os que experimentam os maiores valores de alongamento e deformação, correndo por isso um maior risco de lesões relacionadas ao alongamento [90].

Durante o trabalho de parto é necessária uma deflexão extensiva dos MPP, que também auxiliam no suporte do peso do útero durante a gravidez, importante em especial nas fases tardias da gestação. Qualquer deflexão adicional resultante do canal de parto mais largo pode, portanto, ser prejudicial e é compensada pelo aumento da atividade muscular em repouso. Esta requer musculatura adicional de forma a manter o mesmo nível de função do PP, o que pode resultar num parto mais difícil [5]. Várias variáveis podem influenciar a razão máxima de alongamento muscular, o que afeta o resultado final, tal como alterações na forma pélvica materna, forma da cabeça fetal, grau de modelação durante o parto, diástase da sínfise e tipos de episiotomias [90].

Durante o parto ocorrem então diversas alterações no pavimento pélvico (PP) à medida que o colo do útero se expande a fim de permitir a passagem fetal, que, por questões clínicas, técnicas e éticas, não podem ser mensuradas *in vivo* [73, 33].

Uma análise abrangente dos componentes reais do nascimento e a avaliação e quantificação dos seus efeitos no PP são, portanto, fundamentais para a compreensão dos mecanismos subjacentes a tais deformações. A compreensão do tempo e localização da deformação e deslocamento máximos é também essencial para encontrar soluções que reduzam o risco de efeitos adversos. Diversos estudos têm sido recentemente focados no uso de modelos de EF com base em dados anatómicos e biomecânicos disponíveis. Essa técnica foi usada para avaliar o impacto de manobras e intervenções obstétricas específicas nos níveis de tensão verificados nas estruturas do PP. Avanços recentes na ciência da computação e simulação de materiais biomecânicos têm tornado

mais fácil refinar esses modelos, tornando-os mais realistas e prontos a serem usados em testes [91].

A modelação biomecânica mostrou que durante a segunda fase do trabalho de parto, o músculo LA é alongado mais de 200% acima do limite para dano muscular [65].

## 5.1 Estrutura Anatômica do Feto

No parto vaginal, particularmente durante a segunda fase do trabalho de parto, a atividade biomecânica dos MPP depende de muitas variáveis, incluindo a modelação da cabeça fetal [62].

O osso craniano fetal é um material muito fino, não homogêneo e altamente curvo com um padrão de fibra orientado de forma clara [92]. O crânio fetal é constituído por cinco ossos: dois frontais, dois parietais e o occipital [93].

As áreas membranosas entre os ossos são denominadas de suturas [12]. As suturas são membranas de tecido conjuntivo denso compostas por fibras de colagénio, matriz extracelular e uma rede de vasos sanguíneos. Devido a essa composição, exibem viscoelasticidade quando sob carga [94]. A sutura coronal é a articulação entre os ossos frontais e os dois ossos parietais. A sutura lambdoide é uma união entre os ossos parietais e o osso occipital. Já a sutura sagital é a articulação entre os dois ossos parietais [12]. Por fim, os ossos frontais são separados pela sutura frontal [93]. A fontanela é um espaço composto por duas ou mais suturas. A fontanela anterior é constituída pelas suturas frontal, sagital e as duas suturas coronais. Já a fontanela posterior é composta pelas suturas sagital e as duas suturas lambdoides [93].

O processo do parto envolve uma série de movimentos (rotação, flexão e extensão) da cabeça fetal para passar pela pelve materna, ao longo dos quais a cabeça se molda como parte do processo adaptativo. Essas mudanças devem ser levadas em consideração no futuro, assim como o seu impacto no corpo do bebé [41].

A cabeça do feto é submetida durante o parto à pressão do canal do parto, dos MPP e das estruturas adjacentes [94]. Em posição de vértice, a cabeça fetal é submetida a uma pressão elevada ao passar pelo canal do parto, fazendo com que a cabeça se alongue. Isso acontece porque os ossos que compõem a calvária são muito flexíveis e são separados por suturas cranianas e fontanelas. Dependendo da duração do parto, as contrações vaginais podem induzir a sobreposição óssea, o que ajuda a aliviar o alongamento e a tensão dos MPP [62].

A modelação da cabeça fetal durante o parto facilita o trabalho de parto, dado que esta se adapta ao formato do canal de parto [62]. O osso occipital move-se abaixo dos ossos parietais, reduzindo o tamanho da fontanela posterior, sendo o diâmetro médio da cabeça fetal moldada de 9 cm [73, 38]. A passagem da cabeça fetal deformável pelo canal do parto reduz a força de reação nos MPP em 17,3% em comparação com a cabeça rígida. A imobilização da cabeça fetal foi também associada a uma resistência rotacional menor, o que resulta numa redução de 1,86% no alongamento muscular [62].

Simulações numéricas realizadas mostram que a posição mais vantajosa durante o parto consiste na flexão total da cabeça do feto, com os alongamentos e tensões resultantes a serem menores

quando a cabeça fetal estava totalmente flexionada [73]. Num trabalho de Silva et al., ao comparar a soma das forças máximas de reação induzidas devido ao feto no PP entre duas posições (occipito-anterior e occipito-posterior), demonstrou-se que a apresentação occipito-posterior provoca forças maiores. Para além disso, observou-se que quanto mais rígido o crânio fetal, maior a força no PP [95].

## 5.2 Preparação Fisiológica para o Parto

A gravidez corresponde a um processo fisiológico natural que, após a fertilização, culmina numa série de adaptações no corpo feminino. As alterações na mecânica esquelética ocorrem por ação hormonal, que leva a um aumento da frouxidão ligamentar, bem como alterações biomecânicas que modificam estruturalmente a estática e dinâmica do esqueleto [96]. Estas mudanças são necessárias para adaptação e crescimento tanto do embrião como posteriormente do feto [33].

Esta pode ser considerada um dos principais fatores de risco para o desenvolvimento de DPP. As alterações hormonais bem como os efeitos mecânicos que se intensificam no terceiro trimestre da gravidez e atingem o nível máximo no nascimento são fatores que alteram a estrutura do PP [4].

Existem fortes evidências de que as propriedades mecânicas do PP são alteradas durante a gravidez, facilitando o parto vaginal e protegendo contra lesões maternas no parto [97]. A parede vaginal é submetida a algumas remodelações, que afetam a mecânica vaginal através da alteração da composição e organização da matriz fibrosa extracelular e da quantidade, organização, e contratilidade do músculo liso [68].

A diminuição da capacidade das células de reparar a matriz elástica altamente reticulada da vagina e do PP, bem como a perda do tónus vaginal podem contribuir para o desenvolvimento de DPP. A matriz extracelular do tecido vaginal de pacientes com POP mostra alterações na rigidez das fibras de colagénio e fibrilhas quando comparada com pacientes saudáveis [68].

Durante a gravidez, as hormonas influenciam a composição bioquímica da matriz sólida, bem como as fases de hidratação que compõe cada tecido do PP. Os mecanismos de remodelação resultam em alterações na organização, orientação e diâmetro das fibras de colagénio, fortalecendo cada tecido. Estes efeitos podem afetar significativamente as propriedades viscoelásticas de curto e longo prazo da parede vaginal, músculos puboviscerais e corpo perineal. Isto irá determinar, por exemplo, a resistência ao alongamento que essas estruturas fornecem [38].

A ação da hormona relaxina leva a um relaxamento da sínfise púbica, aumentando assim a distância entre os ossos púbicos, o que facilita a passagem fetal durante o parto. A flexibilidade e o deslocamento do centro de gravidade provocam mudanças importantes na marcha materna, especialmente nas últimas fases da gestação [33].

Na segunda fase do trabalho de parto, é injetada a hialuronidase (HAase) no peritónio para evitar traumas na mãe. Cerca de 3-4 minutos após a injeção, o tecido peritoneal torna-se mais macio e flexível, o que ajuda na passagem do feto pela vagina [40].

O peso e tamanho do útero aumentam gradualmente durante a gravidez, de aproximadamente 70 g para 1.000 g, o que provoca um aumento da PIA e uma sobrecarga dos MPP, estruturas fasciais e ligamentares. Esta sobrecarga aumenta à medida que a gravidez avança, e pode levar ao desenvolvimento de anormalidades urodinâmicas, sintomas urinários irritativos e IUE. À medida que o útero se expande durante os dois últimos trimestres da gravidez, a bexiga é progressivamente elevada, tornando-se um órgão intra-abdominal. A pressão na bexiga durante a gravidez causada pelo útero é alta, o que está associado a um aumento da pressão intravesical, causando polaciúria, que aumenta à medida que a gravidez avança, tendo sido relatado desconforto em mulheres [33].

O alongamento dos tecidos perineais antes e durante o trabalho de parto, tem demonstrado, em diversos estudos clínicos, reduzir a incidência de trauma perineal visível [81]. De acordo com um estudo de Beckman et al., por exemplo, verificou-se um aumento significativo da flexibilidade deste tecido em mulheres que receberam massagem perineal durante o final da gravidez em comparação com as que não a receberam [98, 40].

### 5.3 Parto Normal e Nascimento

Nos Estados Unidos, dos quatro milhões de nascimentos verificados todos os anos, 67% correspondem a partos vaginais [97].

O parto vaginal, referido como natural e/ou normal, é constituído por três fases. A primeira requer contração uterina com dilatação progressiva do colo do útero, passo muito importante para a saída fetal da cavidade uterina. A segunda etapa diz respeito ao período de expulsão do bebé e a terceira etapa à expulsão da placenta e saco amniótico vazio, por meio de contrações mais fracas [33]. O trabalho de parto ativo caracteriza-se por contrações uterinas com frequência de pelo menos 3 contrações em 10 minutos [25].

Os fenómenos mecânicos mais importantes do parto ocorrem durante a fase expulsiva. O bebé é expelido do útero pela vagina pelas contrações do útero e pelos esforços da mãe, sendo a cabeça normalmente a primeira parte a sair [39].

#### 5.3.1 Primeira Fase do Trabalho de Parto

A primeira fase do trabalho de parto constitui o processo desde o início das contrações uterinas regulares até à dilatação total cervical, também conhecido como "período de dilatação cervical". Esse processo geralmente demora mais de 10 horas [40].

Durante esta fase, as contrações uterinas tornam-se progressivamente mais fortes, empurrando a cabeça fetal para fora do colo do útero em maturação, fazendo com que este dilate e afine [38]. Esta é concluída quando o colo do útero está completamente dilatado, tradicionalmente considerado como 10 cm [92].

#### 5.3.2 Segunda Fase do Trabalho de Parto

A segunda fase do trabalho de parto ocorre após a dilatação cervical completa e termina com a saída do feto, sendo também denominada de "período de parto fetal"[40].

Esta fase tem início quando o colo do útero está completamente dilatado e a cabeça fetal começa a tocar no PP posterior. Durante esta fase ocorrem contrações uterinas espontâneas de 1 minuto a cada 3 minutos. Estas contrações aumentam a pressão uterina perto da cabeça fetal de 2,6 kPa para 8,5 kPa, envolvendo a cabeça na pelve e ajudando-a a passar pelo canal de parto ao longo de uma curva conhecida como curva de Carus [38].

A duração média da segunda fase do parto em mulheres nulíparas varia muito, podendo, para partos normais, variar entre 30 e 180 min. Caso a duração seja inferior ou superior a esses limites, o parto é considerado precipitado ou prolongado, respetivamente [94].

A postura influencia o comportamento biomecânico da pelve e pode, assim, afetar a evolução desta fase do trabalho de parto [25].

A mulher é orientada a empurrar durante as contrações uterinas, empurrando o diafragma para baixo até a contração máxima, o que eleva a pressão intrauterina para aproximadamente 19 kPa [38]. A pressão máxima exercida sobre os MPP ocorre durante esta fase, o que pode aumentar o já elevado valor basal devido à gravidez em mais 194 cmH<sub>2</sub>O [38, 36]. Estas pressões são maiores do que os aumentos da PIA que ocorre durante a tosse e o esforço em mulheres não grávidas, podendo durar até uma hora. A combinação dessas altas cargas, duração e tensões resulta num maior risco de lesão do PP [36].

A pressão intrauterina mencionada exerce uma força de expulsão na cabeça fetal de 16 N em repouso, 54 N durante a contração uterina e 120 N quando é empurrado de forma volitiva. Quando a mulher fica muito exausta e não consegue progredir, um parto instrumentado é indicado. Um dispositivo de vácuo é aplicado na cabeça fetal de forma a aplicar uma força de tração adicional de até 113 N, normalmente em até quatro puxões, cada um correspondendo a uma contração e impulso uterino [99, 38]. Sendo necessário o uso de fórceps, a tração adicional pode chegar a 200 N [38].

Vários fatores, como parto com fórceps, segunda fase do trabalho de parto prolongada e alto peso neonatal, são descritores de parto vaginal difícil e estão associados a uma maior incidência de POP. Infelizmente, esses vários fatores sobrepõem-se, tornando difícil determinar qual é a causa e qual está relacionado [38]. Estudos clínicos recentes sugerem que existe uma maior probabilidade de uma segunda fase do trabalho de parto mais prolongada em atletas que praticam exercícios prolongados e de alta intensidade do que aquelas que não praticam. Os profissionais de saúde levantam a hipótese de que o exercício contínuo leva à hipertrofia e altera os padrões de ativação dos MPP, aumentando a resistência durante o parto vaginal [41].

Modelos geométricos sugerem que parte do dano muscular durante a segunda fase do trabalho de parto pode ser causado por alongamento excessivo, uma vez que as partes do músculo mais lesadas são as mais estiradas [38].

### 5.3.3 Terceira Fase do Trabalho de Parto

A última fase é definida como o período entre a saída fetal e a expulsão da placenta e das membranas fetais, também conhecido como "período de expulsão da placenta", demorando geralmente de 5 a 10 minutos [40].

### 5.3.4 Episiotomia

A gravidez e o parto podem causar danos aos MPP, podendo levar ao desenvolvimento de quadros como IU e IF, sendo por isso importante que o fisioterapeuta entenda os mecanismos envolvidos nesses danos de forma a poder intervir preventivamente e minimizar as possíveis consequências desse processo [33].

Nos últimos anos, tem-se verificado uma evolução significativa na prática de parto vaginal operatório (OVD) (uso de fórceps, ventosas), na condução do parto (episiotomia de rotina ou seletiva) e na detecção e gestão da lesão obstétrica do esfíncter anal (OASIS) [37].

Estratégias como cesariana primária eletiva e prevenção de episiotomia foram recentemente discutidas como intervenções para prevenção primária de todas ou algumas formas de DPP. O desenvolvimento de estratégias preventivas é ainda mais complicado pelos diferentes mecanismos da doença para cada tipo de DPP [69].

Um dos procedimentos cirúrgicos mais comuns nos Estados Unidos foi a episiotomia, no entanto, os benefícios para as mães versus os riscos têm sido questionados [19].

A episiotomia surgiu como uma técnica para facilitar o parto, alargar o canal vaginal e evitar possíveis danos teciduais e complicações fetais [2]. Consiste num procedimento cirúrgico que aumenta a abertura vaginal, fazendo uma incisão no períneo no final da segunda fase do trabalho de parto [37].

Sete tipos de episiotomia foram descritos, mas apenas três são comumente usados: linha média, mediolateral e lateral. A episiotomia é classificada baseada na origem e direção da incisão [37]. Na Europa a forma mais comumente usada é a episiotomia medio-lateral [2, 100].

Os estudos efetuados sobre os riscos e benefícios da episiotomia de rotina tiveram resultados contraditórios [4]. Simulações realizadas anteriormente preveem que uma episiotomia poderá proteger os MPP e evitaria alguns dos danos musculares esperados durante o trabalho de parto normal. Quanto mais difícil o parto, também mais importante são os resultados com episiotomia. No entanto, este procedimento requer trauma e suturas perineais [2].

A lesão muscular do PP é um dos principais fatores de risco para o desenvolvimento de DPP, por isso é importante entender como a episiotomia afeta esses músculos durante o trabalho de parto normal [19]. Apesar dos benefícios imediatos da episiotomia, deve-se avaliar o impacto a longo prazo dos cuidados intraparto, especialmente dado que a episiotomia está associada a uma recuperação lenta e incompleta da força muscular do PP [2]. Por esse motivo, na maioria dos países recorreu-se ao uso seletivo da mesma, com a Organização Mundial da Saúde a recomendar uma taxa de episiotomia de 10% [101]. Assim, a episiotomia deve ser limitada a situações em que haja indicações claras, como partos de apresentação pélvica e assistidos e sofrimento fetal [2].

### 5.3.5 Parto Vaginal vs Cesariana

Existe um debate controverso nos países ocidentais sobre o papel da cesariana primária eletiva. Uma consideração importante nesta discussão diz respeito ao benefício potencial da cesariana na

prevenção de DPP. O desenvolvimento de estratégias de prevenção adequadas tem sido, no entanto, prejudicado pela falta de dados suficientes [69].

A crescente consciência dos potenciais efeitos negativos do parto vaginal é um dos fatores que contribui para uma tendência contínua para a cesariana eletiva. Quer os pacientes, quer os próprios médicos, escolhem cada vez mais o parto abdominal electivo, como forma de tentar evitar morbidades futuras associadas ao parto vaginal. No entanto, não existe ainda um consenso sobre se a gravidez ou o parto são responsáveis pelas taxas mais elevadas de morbidade do PP observadas em parturientes [77].

Apesar de muitos acreditarem que as cesarianas previnem danos ao PP, aproximadamente 46% das mulheres nulíparas, 64% das mulheres com parto por cesariana e 77% das mulheres com parto vaginal possuem algum tipo de DPP. Isto indica que tanto a gravidez quanto o parto vaginal foram sugeridos como desempenhando papéis importantes, mas não explicam por si só, a etiologia das DPP [102, 97].

À medida que mais pesquisas são realizadas no que respeita as DPP, a discussão sobre o recurso à cesariana eletiva como medida preventiva continua [77].

O parto vaginal é conhecido por ter um efeito significativo no PP, reduzindo o suporte do colo vesical e a inervação. Pensa-se que a cesariana oferece proteção substancial contra esse trauma do PP. Por outro lado, acredita-se que partos vaginais assistidos usando ventosas ou fórceps carregam um maior risco de trauma [72]. Após o parto, a força muscular pélvica diminui, sendo que alguns estudos em mulheres no pós-parto mostraram que a esta força é menor após o parto vaginal do que após a cesariana [103].

Um estudo de Friedman et al., foi conduzido com o objetivo de avaliar os efeitos do parto vaginal e outras exposições obstétricas na força muscular pélvica medida 6-11 anos após o primeiro parto. Verificou-se uma redução estatisticamente significativa na força muscular pélvica associada ao parto vaginal, quando comparado com a cesariana. Para além disso, também se verificou uma diminuição da força após o parto com fórceps. Os dados obtidos sugerem que o parto tem um efeito duradouro na função muscular pélvica por quase dez anos pós-parto. Limitações deste estudo incluíram a incapacidade de considerar todos os aspetos da história obstétrica das mulheres e a falta de informações sobre a força muscular pélvica pré-natal. Para além disso, a força muscular e o comprometimento do PP foram avaliados simultaneamente, portanto, a relação temporal entre essas condições é desconhecida [103].

Apesar de a cesariana primária eletiva poder potencialmente reduzir o risco de DPP a longo prazo, outras possíveis consequências associadas a esse procedimento devem ser consideradas. As complicações da cesariana incluem aumento do risco de infeção, perda de sangue e necessidade de transfusões, trombose, dor pós-parto, morte materna, internamento hospitalar prolongado, tempo de recuperação, tempo de inatividade e maior risco em gestações subsequentes e de dano neurológico fetal [69].



## Capítulo 6

# Modelação Biomecânica da Cavidade Pélvica

### 6.1 Método dos Elementos Finitos

Nas áreas da Ciência e Engenharia (onde se inclui a Engenharia Civil, Engenharia Biomédica, Hidrodinâmica, entre outros), diversos fenómenos físicos são descritos através de equações diferenciais parciais. Uma das abordagens numéricas para resolver as mesmas de uma forma aproximada é o Método dos Elementos Finitos (MEF) - técnica computacional utilizada com o objetivo de obter soluções aproximadas de um problema complexo, através da sua substituição por um mais simples [11, 12].

O objetivo do MEF passa então pela resolução de problemas complexos, ou até mesmo de problemas sem solução analítica, recorrendo a uma resolução sequencial e estruturada de diferentes problemas mais simples. Estes possuem, por sua vez, soluções matemáticas, que resultarão, uma vez agrupadas, na solução do problema global inicial [12].

Este método pode ser utilizado na resolução de problemas de análise estrutural, mediante a obtenção de deslocamentos, deformações e tensões, permitindo a avaliação de estruturas em diferentes cenários e o seu desempenho aquando da aplicação de carregamentos [104].

O MEF sugere a divisão dessa mesma estrutura em elementos com geometria bem definida, com o objetivo de permitir que as equações de elasticidade sejam resolvidas recorrendo a três princípios gerais da Mecânica dos Meios Contínuos: equações de equilíbrio, equações cinemáticas (relação entre deslocamento e deformação) e relações constitutivas (relação entre tensão e deformação). As relações constitutivas em conjunto com as condições de fronteira constituem os modelos matemáticos [105].

Os elementos criados são denominados elementos finitos e são conectados entre si por pontos, que são designados de nós, tal como se encontra representado na Figura 6.1. Estes elementos poderão apresentar formas distintas, tendo por base o tipo e dimensão do problema em estudo, como, por exemplo, triangular, quadrilateral, tetraédrica, cúbica, entre outras, através de diferentes disposições espaciais dos nós [104, 106].

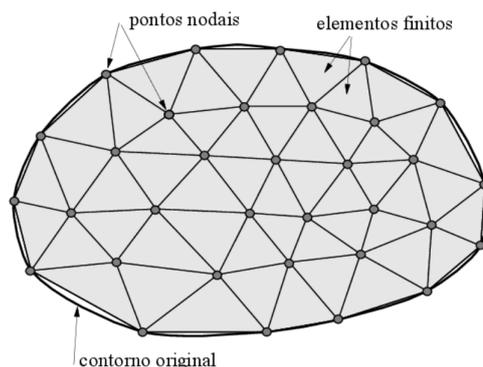


Figura 6.1: Método dos Elementos Finitos (Retirado de [11])

O conjunto formado pelos elementos e nós caracteriza um sistema denominado de malha. A precisão do MEF é determinada com base na quantidade de elementos e nós, bem como nos tipos de elementos da malha. Ou seja, quanto maior a quantidade de elementos e nós utilizada, isto é, quanto mais refinada for a malha, maior será a precisão nos resultados da análise obtidos. No entanto, resultará também num maior esforço computacional, sendo este um fator a ter também em conta [106, 107].

Estes elementos possuem dimensões finitas, daí este método ser apelidado de método dos elementos finitos [104].

O MEF é uma ferramenta valiosa para ajudar a esclarecer os mecanismos subjacentes às DPP associados ao parto vaginal, embora algumas precauções sejam necessárias para obter resultados precisos [6]. Este permite representar em três dimensões a relação entre carga e forças musculares [44].

## 6.2 Modelos do Parto Vaginal

A compreensão completa dos mecanismos que causam dano aos componentes do PP (músculos, nervos, fâscias), está ainda, tal como reconhecido por diversos investigadores, longe de ser concluída. A grande complexidade da anatomia humana torna difícil a tarefa de tentar construir um modelo geométrico 3D, por exemplo da cavidade pélvica, que pode ser manipulado numericamente para simular um humano vivo [90]. Para além disso, existe também uma grande falta de compreensão da biomecânica dos tecidos moles biológicos, como reconhecido por Humphrey [108, 90].

Por razões clínicas, técnicas e éticas, não é possível medir as alterações do PP durante o parto *in vivo*. Para estimar essas alterações biomecânicas nos tecidos do PP, como alongamento e deformação, um método biomecânico baseado no MEF é usado para modelar o processo biológico [90].

A modelação computacional permite-nos obter uma melhor compreensão dos mecanismos do trabalho de parto. Este pode assim constituir um passo importante na compreensão da influência

dos fatores obstétricos no risco de lesão dos MPP [62]. Os modelos computacionais contribuem, nesse sentido, para uma melhoria da prática clínica [18].

Os investigadores podem reproduzir e testar vários cenários relacionados, por exemplo, ao POP, incluindo o parto vaginal, o dano ao músculo materno e tecido conjuntivo no parto vaginal e efeitos do esforço repetitivo [109, 19]. No entanto, como a maioria dos modelos usados até o momento são específicos de um único paciente, a interpretação dos resultados que se referem a grandes populações de indivíduos é sempre questionável [19].

No que respeita aos modelos animais, apesar de nenhum ser perfeito para humanos, primatas não humanos, roedores e suínos são comumente usados no estudo da biomecânica do PP. Os roedores, apesar de relativamente baratos e homogêneos na reprodução, possuem filhos menores, sendo menos suscetíveis de sofrer lesões espontâneas no parto [19]. As propriedades mecânicas dos primatas são mais propensas a diferir entre os grupos de nulíparas e primíparas/múltiparas, de forma semelhante aos humanos, no entanto, estes modelos são mais caros e constituem um recurso limitado [110, 19].

Knight et al. estudaram as propriedades mecânicas uniaxiais e o conteúdo e estrutura do colágeno de ovelhas Dorset nulíparas e parturientes, e descobriram que as ovelhas podem servir como um modelo animal alternativo [110, 19]. Tal como acontece em humanos e primatas não humanos, o módulo tangencial (medida da rigidez do material) e a resistência à tração nas vaginas de ovelhas diminui drasticamente com o parto, sendo a vagina da ovelha nulípara mais compatível com a paridade. Isto indica que as ovelhas podem ser utilizadas no estudo dos mecanismos pelos quais o parto afeta negativamente a mecânica vaginal. No entanto, apesar de os resultados mecânicos serem comparáveis entre primatas não humanos e ovelhas, existem diferenças anatômicas significativas. No caso das ovelhas, como a vagina é um órgão intra-abdominal, as condições *in vivo* podem diferir muito das dos primatas não humanos e dos humanos [19].

A modelação biomecânica da segunda fase do trabalho de parto é difícil, uma vez que requer uma descrição morfológica detalhada da estrutura do PP para a qual os dados são muito limitados [41]. Esta fase do trabalho de parto apresenta desafios particulares para a modelação computacional, sendo um deles a falta de um modelo constitutivo sólido dos MPP. Outro dos desafios encontrados é a falta de conhecimento sobre como a gravidez altera as propriedades do músculo LA no decurso da mesma [81].

### 6.2.1 Estudos Anteriores

Com o passar dos anos, tornou-se cada vez mais comum combinar informática, tecnologia e obstetrícia para simular o parto. A sua simulação é importante como ferramenta diagnóstica para os obstetras, pois permite prever possíveis complicações antes do parto [94]. Em pediatria, um modelo realista da cabeça fetal seria um passo importante na compreensão das lesões mecânicas cranianas do parto [92].

A modelação das características do feto e do PP da mulher pode auxiliar na compreensão do equilíbrio entre as deformações usuais que devem acontecer para um parto bem-sucedido e qualquer deformação excessiva que possa ocorrer [94].

Vários modelos computacionais do parto vaginal foram já desenvolvidos. Estes modelos, embora tenham fornecido algumas informações, são limitados pela falta de dados constitutivos dos MPP obtidos a partir de estudos biaxiais (modelos constitutivos derivados de testes uniaxiais eram a norma). Alguns modelos foram também baseados na geometria muscular de cadáveres, sendo a falta de tónus muscular uma fonte potencial de imprecisão ao modelar a deformação muscular *in vivo*. Além disso, alguns desses modelos usaram condições de fronteira simplificadas e nem sempre tiveram em consideração a interação mecânica entre a cabeça fetal e o PP materno [81].

Ao desenvolver modelos de EF em pacientes vivos ou indivíduos saudáveis, a única maneira de obter parâmetros morfológicos é com exames de RM [44].

A perda de tónus muscular verificada após a morte foi estudada examinando vários cadáveres, tendo-se concluído existir diferenças na topologia do PP entre cadáveres e pacientes vivos. Isso não afeta, no entanto, os parâmetros musculares, como o comprimento ideal do sarcómero. Cargas e forças musculares são simuladas no modelo de EF, e os músculos encontram novas posições dependendo das condições de carga e ativações musculares simuladas. Isso resolve o problema da perda de tónus muscular em ensaios com cadáveres [44].

Num trabalho de Janda et al., foram obtidos dados geométricos 3D da cavidade pélvica, incluindo a orientação das fibras musculares utilizando um aparelho palpador. No seu trabalho confirmaram dados musculares, como comprimento, peso e volume das fibras musculares, comprimento médio do sarcómero, etc., e um modelo matemático 3D da camada pélvica foi construído com base nos dados experimentais [44, 40].

Um modelo geométrico 3D foi utilizado também por Lien et al. a fim de calcular o alongamento médio do músculo LA no final da segunda fase do trabalho de parto, tendo em conta um parto vaginal [111, 81].

Um modelo de EF da segunda fase do parto vaginal estimou um alongamento máximo do LA de 1,6, valor artificialmente baixo dado que os dados geométricos do modelo foram obtidos de um cadáver. Estes carecem de tónus muscular pélvico e o seu PP é alongado frequentemente, o que resulta geralmente em aumento do hiato do LA, o que diminui as taxas de alongamento calculadas. Como o corpo naturalmente não tem tónus muscular pélvico e o seu PP é frequentemente esticado durante o embalsamamento, ele tende a ter uma pausa de elevação aumentada e diminui a razão de alongamento calculada [20, 38].

Um outro modelo de EF baseado em dados de RM de uma mulher viva com tónus do LA mostrou uma taxa de alongamento máxima de 3,5. É esperado que a razão de alongamento máxima dependa de vários fatores, como tamanho da cabeça fetal em relação à pelve materna, grau de modelação da cabeça fetal, descida perineal e ângulo do arco púbico. Portanto, espera-se que esta seja extremamente variável entre os indivíduos [112, 38].

Num trabalho de Parente et al., com recurso ao MEF foi realizado um estudo biomecânico dos MPP. Usando um modelo que simula os MPP, os ossos pélvicos e o feto, as tensões e deformações do PP causadas pela passagem fetal durante o parto vaginal foram medidas, quando o feto tinha uma má posição occipital-posterior. A razão máxima de alongamento encontrada neste estudo de

1,73 excede a razão máxima de alongamento não prejudicial (1,5), obtida em estudos anteriores [111, 113]. Se a causa da lesão poder ser o alongamento das fibras além do valor máximo permitido, pode-se concluir que há risco de lesão dos MPP durante a segunda fase do trabalho de parto. Para além disso, também se pode concluir que esse risco aumenta quando o feto está em má posição occipital-posterior. Esta simulação numérica mostra que a má posição fetal durante o parto, como uma má posição occipital-posterior, causa maior deformação da musculatura do PP em comparação com o parto em que o feto está numa posição occipital-anterior normal, o que aumenta o risco de lesões relacionadas ao alongamento [90].

Jing et al. desenvolveram um modelo que representa a biomecânica dos músculos LA durante a segunda fase do trabalho de parto, com o objetivo de investigar a patomecânica da lesão desses mesmos músculos, recorrendo a uma análise de sensibilidade. Verificou-se que a inserção púbico-visceral e os músculos próximos ao corpo perineal foram as áreas de maior tensão e, portanto, de maior risco de lesão por alongamento. Para além disso, a redução da rigidez do tecido perineal reduziu significativamente a tensão e deformação do tecido, diminuindo de forma significativa o risco de lesões nessas áreas [81].

Mais recentemente, Oliveira et al. propuseram um modelo mecânico implementado no âmbito do MEF com o objetivo de estimar o dano muscular no PP devido ao impacto mecânico fetal durante o parto vaginal, tendo sido verificado que a componente puborretal do músculo LA é a mais suscetível a lesões [18].

Um dos modelos pélvicos desenvolvidos mais completos anatomicamente foi desenvolvido com a finalidade de determinar o papel das estruturas individuais de suporte da uretra. Este contém 44 estruturas diferentes baseadas num paciente saudável de 21 anos. Para simular uma manobra de deformação máxima, foi aplicada uma pressão uniformemente distribuída [109, 19].

Cechova et al. desenvolveram um modelo computacional complexo do PP feminino usando o MEF para simular o parto vaginal avaliando os pontos de tensão máxima no músculo LA e períneo, bem como o momento da sua ocorrência. Concluíram que a inclusão de estruturas perineais neste tipo de modelos influencia os níveis de tensão no músculo LA e que a tensão máxima no músculo LA e períneo ocorre quando a cabeça está mais baixa do que o esperado [91].

Entre os tecidos conjuntivos que sustentam a vagina, o mais estudado tem sido o complexo ligamentar uterosacral (USL), que sustenta a parte superior da vagina e o colo do útero. A restauração do suporte apical vaginal é essencial para atingir resultados anatómicos de longo prazo, uma vez que aproximadamente 50% dos prolapso anteriores têm como causa a perda deste suporte. A caracterização das propriedades mecânicas do USL e a sua interação com outras estruturas de suporte do PP aumentará a compreensão da função de suporte normal, terapias eficazes e intervenções cirúrgicas [19].



## Capítulo 7

# Simulação Numérica do Parto Vaginal

### 7.1 *Software* – Abaqus

Existem diversos programas de simulação numérica disponíveis para análise de elementos finitos, como é o caso do Abaqus e ANSYS. Estes são geralmente adequados para vários tipos de problemas [12].

Neste trabalho, as simulações foram efetuadas recorrendo ao Abaqus/CAE, um ambiente completo do software Abaqus, utilizado para desenhar, analisar e visualizar as respostas [114].

O Abaqus/CAE é dividido em módulos, cada um com uma função específica no processo de modelação, como definir a geometria, definir as propriedades do material ou gerar a malha. Cada um destes módulos fornece dados de entrada que formarão um arquivo que é submetido ao Abaqus/Standard ou Abaqus/Explicit. Este será lido pelo *solver*, que executará a análise, sendo a informação posteriormente enviada para o Abaqus/CAE, onde é possível avaliar a progressão do trabalho (*job*). Por fim, é gerado um ficheiro *output*, sendo que utilizando o módulo de visualização se torna possível ler o *output* e visualizar os resultados da análise obtidos [115].

Uma das características mais relevantes do Abaqus é a possibilidade de ser customizado pelo utilizador, permitindo a implementação de sub-rotinas em linguagens de programação de alto nível. Deste modo, permite interagir e incrementar as funcionalidades de muitas características do Abaqus, nas quais a entrada de dados comum é restritiva, sendo ferramentas poderosas e flexíveis para a análise [114].

### 7.2 Materiais Hiperelásticos

A maioria dos tecidos biológicos não apresenta um comportamento mecânico linear, tornando-se importante examinar abordagens alternativas para a caracterização da relação tensão-deformação dos mesmos. Com o objetivo de modelar comportamentos complexos de tecidos biológicos, é comumente utilizado o conceito de hiperelasticidade [36].

Os materiais hiperelásticos são caracterizados por apresentar uma relação não-linear ao longo da sua curva de tensão *vs* deformação. Estes exibem uma deformação elástica de alta magnitude,

não apresentando um patamar definido correspondente à transição entre os regimes elástico e plástico [106]. A sua propriedade mais atrativa é a capacidade de sofrer grandes deformações sob pequenas cargas, mantendo a sua forma original sem deformação permanente significativa após a remoção da carga [116].

O pavimento pélvico (PP), como qualquer outro tecido muscular, comporta-se como um material hiperelástico, apresentando uma relação tensão-deformação não linear. Ou seja, a partir de um determinado alongamento, a tensão aumenta significativamente de forma não linear até o ponto de ruptura, o que pode ter consequências fatais para a função do PP [5].

Devido a esta relação altamente não linear, não é suficiente um simples módulo de elasticidade, não sendo possível a aplicação da Lei de Hooke para antecipar o comportamento do material aquando da sua deformação elástica. A caracterização do comportamento elástico destes materiais é, portanto, de grande importância [116, 117].

Os materiais denominados de hiperelásticos podem ser descritos através da função da energia de deformação ( $W$ ). Esta função define a energia elástica armazenada por unidade de volume não deformado e pode ser expressa a partir dos invariantes de deformação  $I_1, I_2, I_3$ , estando representada na Equação 7.1 [118].

$$W = f(I_1, I_2, I_3) \quad (7.1)$$

Esta é uma abordagem bastante geral e flexível de descrever o comportamento do material, permitindo a avaliação de grandes deformações, bem como de fenómenos de dano, efeitos visco-elásticos ou incompressibilidade [105].

A descrição do comportamento destes materiais pode ser realizada pela determinação de uma equação constitutiva (ou modelo constitutivo), que permite relacionar matematicamente os valores de tensão e deformação observados num corpo [106]. Apesar da complexidade dos materiais hiperelásticos, vários modelos constitutivos foram propostos ao longo dos anos para caracterizar o comportamento hiperelástico, anisotrópico, viscoelástico e de relaxamento de tensões. A maioria dos modelos são baseados na energia de tensão máxima num ponto no tempo, caracterizam a falha com uma única sobrecarga e poucos podem capturar a fadiga [13].

### 7.3 Modelos Constitutivos

A simulação computacional do comportamento mecânico de sistemas biológicos está muito dependente dos modelos constitutivos representativos [83]. A implementação de modelos constitutivos adequados é um dos principais obstáculos no desenvolvimento de modelos biomecânicos [105].

Os modelos constitutivos, também denominados de modelos materiais, definem a relação entre tensão e deformação de um sistema em resultado de um estímulo externo. A definição do comportamento universal de um material com capacidade de modelar a resposta do mesmo, cumprindo

todas as condições necessárias, é praticamente impossível. Desta forma, para um dado material, podem ser definidos vários modelos constitutivos, em função das características estudadas [11].

Os tecidos biológicos moles geralmente exibem propriedades materiais complexas, possuem uma resposta não linear e anisotrópica ao stress, viscoelasticidade, poroelasticidade, comportamento ativo, bem como capacidade de crescer e remodelar. Vários modelos constitutivos foram já desenvolvidos para abordar algumas dessas propriedades materiais [119].

Os modelos hiperelásticos mostram ser os mais adequados para a representação do comportamento dos tecidos musculares na condição relaxada (comportamento passivo), uma vez que têm em conta as relações não lineares entre tensões e deformações, características deste tipo de tecidos [105]. Existe atualmente na literatura uma grande variedade de modelos hiperelásticos, que podem, de uma forma geral, ser classificados em modelos fenomenológicos ou modelos micromecânicos, estando estes representados na Figura 7.1 [120].

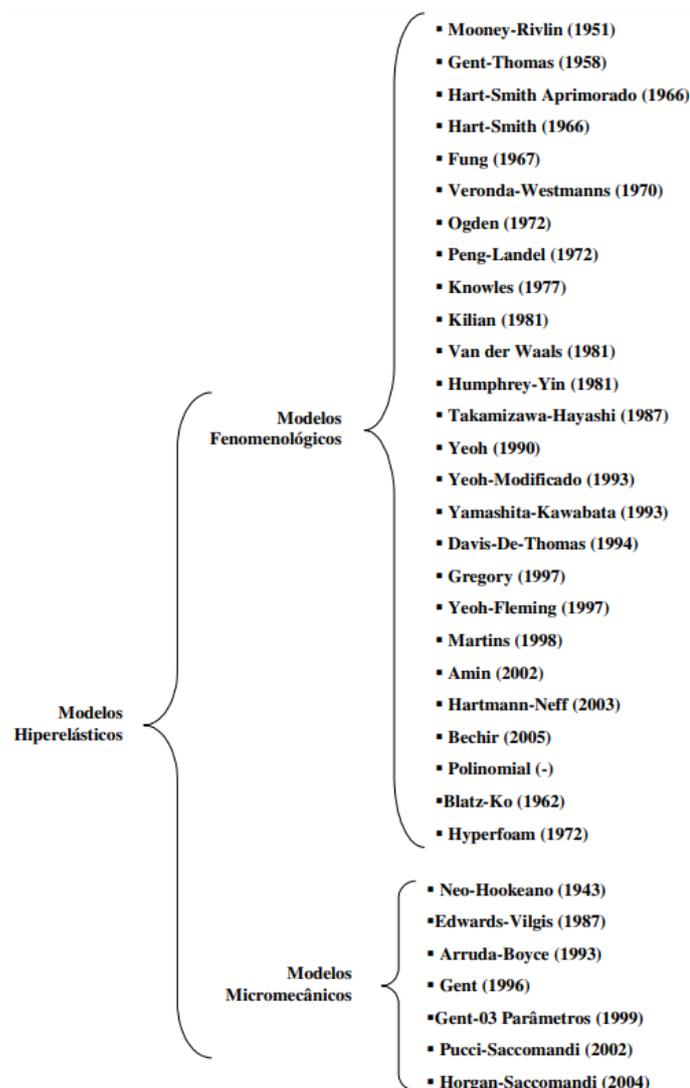


Figura 7.1: Modelos Constitutivos Hiperelásticos (Retirado de [120])

Os modelos fenomenológicos dizem respeito ao estudo do comportamento do material na realização de testes experimentais, que permite determinar as constantes presentes nas respectivas equações constitutivas, considerando-se diferentes variáveis aquando do processo de deformação. Já os modelos micromecânicos correspondem a modelos estatísticos que surgem a partir de informações acerca das ligações químicas do material, como, por exemplo, do número e tipo de ligações químicas, do comprimento de cadeia molecular e de variáveis termodinâmicas [104, 106].

Os principais modelos hiperelásticos são os modelos Mooney-Rivlin, Neo-Hookean, Polinomial, Ogden, Van Der Walls, Yeoh e Arruda-Boyce [121].

No decorrer da segunda fase do trabalho de parto, ocorre uma deformação significativa nos MPP da mulher. Modelos constitutivos hiperelásticos, como a relação constitutiva Neo-Hookean, a relação constitutiva Mooney-Rivlin e a relação constitutiva exponencial podem ser usados para materiais sujeitos a grandes deformações [40].

### 7.3.1 Modelo Mooney-Rivlin

Um dos primeiros modelos hiperelásticos desenvolvidos foi o modelo de Mooney-Rivlin. Um material caracterizado pelo modelo constitutivo de Mooney-Rivlin é considerado isotrópico, elástico e incompressível. Este modelo permite descrever toda a relação tensão-deformação, retratando a não linearidade dos tecidos biológicos [36].

O modelo Mooney-Rivlin é um modelo fenomenológico de dois parâmetros que funciona bem para deformações moderadamente grandes em alongamento uniaxial e deformação de corte. A função de energia potencial é representada por [116]:

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + \frac{1}{D_1}(J_{el} - 1)^2 \quad (7.2)$$

### 7.3.2 Modelo Neo-Hookean

O modelo Neo-Hookean é um caso particular do modelo de Mooney-Rivlin, considerando  $C_{01} = 0$ , e pode ser usado quando os dados do material são insuficientes. Este modelo é simples de utilizar e permite obter uma boa aproximação em deformações relativamente baixas. A função de energia potencial de acordo com este modelo constitutivo é dada por [116]:

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D_1}(J_{el} - 1)^2 \quad (7.3)$$

onde  $C_{10}$  e  $D_1$  são, respetivamente, os parâmetros do material dependentes da temperatura e a compressibilidade e  $J_{el}$  é a razão do volume elástico [122].

Dada a sua simplicidade, dificilmente com o modelo Neo-Hookean se obterá uma boa precisão para deformações de tração superiores a 30–40%. No entanto, e apesar das limitações que possui, pode ser utilizado como ponto de partida em análises iniciais, caso a deformação não ultrapasse 100% [106]. Tanto o modelo Neo-Hookean como o modelo de Mooney-Rivlin são modelos bastante eficazes para situações em que as deformações nominais são pequenas ou moderadamente grandes (<100%) [123].

## 7.4 Sub-rotinas UMAT

De forma a definir e implementar as equações constitutivas destes modelos no Abaqus, pode-se recorrer a uma sub-rotina UMAT (*user-defined material*). Estas são geralmente escritas na linguagem de programação Fortran, apresentando diferentes funções, como, por exemplo: implementar materiais e elementos definidos pelo próprio utilizador; descrever condições de fronteira, cargas não uniformes, malha adaptativa e dependência do tempo e da frequência; bem como considerar fenómenos como falha, fluência e anisotropia [114].

Uma lei constitutiva permite estabelecer a relação entre as tensões (forças internas de contato) e as deformações (mudanças de forma do corpo) [124]. A escrita da sub-rotina passa, de uma forma geral, pelos seguintes passos [114]:

1. Definição das equações constitutivas, com explicitação das tensões.
2. É também recomendável a definição da dependência do tempo, temperatura e variáveis de campo.
3. Transformar a equação constitutiva numa equação incremental, com recurso a métodos de integração, como o método "Forward Euler" (integração explícita), "Backward Euler" (integração implícita) ou método "Midpoint".
4. Calcular a Matriz Jacobiana - o Jacobiano (J) para pequenas ou grandes deformações com pequenas mudanças de volume é definido por:

$$J = \frac{\partial \Delta \sigma}{\partial \Delta \epsilon} \quad (7.4)$$

onde  $\Delta \sigma$  e  $\Delta \epsilon$  correspondem aos incrementos de tensão e deformação, respetivamente.

Uma sub-rotina escrita em Fortran é constituída pelo cabeçalho apresentado na Figura 7.2.

```

SUBROUTINE UMAT(STRESS,STATEV,DDSDDE,SSE,SPD,SCD,
1 RPL,DDSDDT,DRPLDE,DRPLDT,
2 STRAN,DSTRAN,TIME,DTIME,TEMP,DTEMP,PRED,DPRED,CMNAME,
3 NDI,NSHR,NTENS,NSTATV,PROPS,NPROPS,COORDS,DROT,PNEWDT,
4 CELENT,DFGRD0,DFGRD1,NOEL,NPT,LAYER,KSPT,KSTEP,KINC)

    INCLUDE'ABA_PARAM.INC'
    !
    CHARACTER*80 CMNAME

    DIMENSION STRESS(NTENS),STATEV(NSTATV),
1 DDSDDE(NTENS,NTENS),
2 DDSDDT(NTENS),DRPLDE(NTENS),
3 STRAN(NTENS),DSTRAN(NTENS),TIME(2),PRED(1),DPRED(1),
4 PROPS(NPROPS),COORDS(3),DROT(3,3),DFGRD0(3,3),DFGRD1(3,3)

```

Figura 7.2: Cabeçalho geral de uma sub-rotina UMAT (Retirado de [114])

A metodologia para implementação da sub-rotina, disponível na documentação do Abaqus, inicia com as variáveis NDI (Número de Componentes de Tensão) e NSHR (Número de Componentes de Tensão de Cisalhamento). Estas variáveis vão definir o tamanho dos vetores das

componentes de tensão (STRESS e DSTRESS), deformação (STRAN e DSTRAN) e matriz Jacobiana (DDSDDE). Os parâmetros de entrada no módulo de materiais (PROPS) definem o comportamento do material, existindo ainda a possibilidade de reutilizar variáveis internas (STATEV). A ordem, magnitude e unidades dos parâmetros que caracterizam o material são estabelecidos pelo utilizador no código da sub-rotina [114].

A sequência dos processos realizados na análise recorrendo a uma sub-rotina UMAT está representada na Figura 7.3

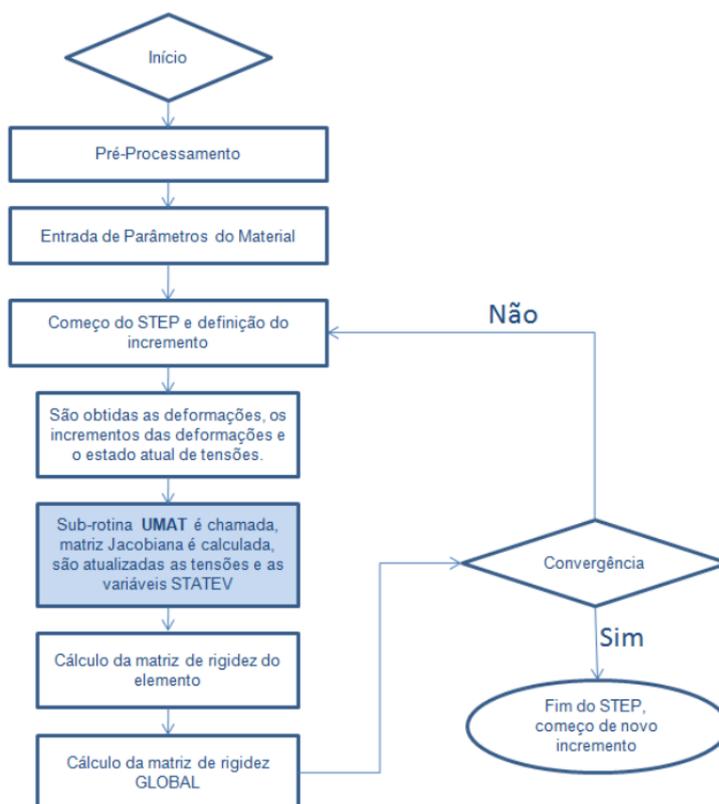


Figura 7.3: Funcionamento da sub-rotina UMAT no Abaqus (Retirado de [114])

A geração da malha e das condições de fronteira ocorre na fase do Pré-Processamento, sendo as constantes do material imediatamente lidas. No processo STEP é utilizado um incremento de tempo ( $\Delta t$ ), sendo obtidas as deformações, os incrementos das deformações e o estado atual de tensões no instante de tempo  $t$ . De seguida, é então chamada a sub-rotina UMAT, sendo então calculada a matriz das tensões e a matriz Jacobiana, e atualizadas as variáveis STATEV. Juntando as matrizes de rigidez de cada elemento é obtida a matriz de rigidez global. Se se verificar a convergência da solução inicia-se um novo incremento de STEP. Caso não se verifique, o processo é repetido para um incremento menor até que a solução convirja ou até se obter um incremento mínimo, momento em que a análise é interrompida [114].

### 7.4.1 Modelo Material com Dano

Nesta secção é feita uma introdução aos modelos constitutivos e de dano que serão utilizados neste trabalho, desenvolvidos por [18] e [125].

#### 7.4.1.1 Modelo Desenvolvido por Oliveira et al.

O modelo de material engloba um modelo constitutivo hiperelástico transversalmente isotrópico quase incompressível anteriormente utilizado por Parente et al. e o modelo de dano direcional proposto por Calvo et al. [10, 126]. A equação constitutiva é representada por:

$$U = U_I(\bar{I}_1^C) + U_f(\bar{\lambda}_f, \alpha) + U_J(J) \quad (7.5)$$

Com  $U_I$  a corresponder à energia de deformação armazenada na matriz isotrópica que envolve as fibras musculares, definida como:

$$U_I = c[e^{b(\bar{I}_1^C - 3)} - 1] \quad (7.6)$$

onde  $c$  e  $b$  são constantes constitutivas e  $\bar{I}_1^C$  o primeiro invariante do tensor de deformação Cauchy-Green à direita com a variação de volume eliminada,  $\bar{C}$ .

$U_f$  corresponde à energia de deformação armazenada em cada fibra muscular que inclui uma parte elástica passiva e uma parte ativa devido à contração, representada por:

$$U_f = A[e^{a(\bar{\lambda}_f - 1)^2} - 1] + \alpha T_0^M \int_1^{\bar{\lambda}_f} 1 - 4(\bar{\lambda}_f - 1)^2 d\bar{\lambda}_f \quad (7.7)$$

com  $\bar{\lambda}_f$  a representar a razão de alongamento das fibras musculares,  $A$  e  $a$  constantes constitutivas,  $\alpha \in [0, 1]$  uma variável de ativação e  $T_0^M$  a tensão muscular máxima produzida pelo músculo no comprimento de repouso.

Por fim,  $U_J$  diz respeito à função de energia responsável por garantir a condição de quase incompressibilidade definida como:

$$U_J = \frac{1}{D}(J - 1)^2 \quad (7.8)$$

onde  $D$  é uma constante de compressibilidade e  $J = \det(\mathbf{F})$  é a variação de volume, sendo  $\mathbf{F}$  o gradiente de deformação.

O modelo de dano direcional foi formulado no contexto da mecânica de dano contínuo não linear, pelo que os efeitos da ruptura muscular foram representados por componentes de amolecimento do tensor de rigidez constitutiva [126]. A função de energia de deformação foi reescrita como:

$$U = (1 - D_m)U_I^0 + (1 - D_f)U_f^0 + U_J \quad (7.9)$$

onde  $U_I^0$  e  $U_f^0$  são os termos efetivos da função de energia de deformação do material hipotético não danificado, e  $(1 - D_m)$  e  $(1 - D_f)$  são conhecidos como fatores de redução [127].

#### 7.4.1.2 Modelo Desenvolvido por Vila Pouca et al.

O modelo material desenvolvido por Vila Pouca et al. corresponde a um modelo visco-hiperelástico transversalmente isotrópico, com um modelo de dano contínuo [125].

A função da energia de deformação como ser representada por:

$$\Psi = \Psi_{vol} + \left[ (1 - D_m) \cdot \left( \bar{\Psi}_m + \bar{\Psi}_m^{VSC} \right) \right] + \left[ (1 - D_f) \cdot \left( \bar{\Psi}_f + \bar{\Psi}_f^{VSC} \right) \right] \quad (7.10)$$

com  $\Psi_{vol}$ ,  $\bar{\Psi}_m$  e  $\bar{\Psi}_f$  a corresponder às contribuições volumétrica, da matriz isocórica e das fibras de colagénio, respetivamente; e  $\bar{\Psi}_m^{VSC}$  e  $\bar{\Psi}_f^{VSC}$  às contribuições viscosas associadas com a matriz fundamental e com as fibras de colagénio.  $D_*$  ( $0 < D_* < 1$   $_{*=m,f}$ ) dizem respeito às variáveis de dano contínuo que afetam cada contribuição isocórica da energia de deformação, com os índices m,f a referirem-se às contribuições da matriz fundamental e fibras de colagénio ou parâmetros do material. Estas contribuições podem ser definidas através das seguintes equações:

$$\Psi_{vol} = K \left( \frac{J^2 - 1}{2} - \ln(J) \right) \quad (7.11)$$

$$\bar{\Psi}_m = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) \quad (7.12)$$

$$\bar{\Psi}_f = \frac{k_1}{2k_2} \left\{ \exp \left[ (\bar{I}_4 - 1)^2 \right] - 1 \right\} \quad (7.13)$$

$$\bar{\Psi}_*^{VSC} = \sum_{\alpha=1}^m \gamma_* \alpha (\bar{C}, \bar{\Gamma} \alpha) \quad _{*=m,f} \quad (7.14)$$

onde  $J$  corresponde a uma medida de variação de volume e  $\bar{C}$  ao tensor de deformação de Cauchy-Green isocórico à direita, associado à deformação que preserva o volume do material.  $\bar{I}_1$  é o primeiro invariante do tensor Cauchy-Green isocórico e  $\bar{I}_4$  um pseudo-invariante decorrente diretamente da anisotropia.  $\gamma_* \alpha$  são funções de valor escalar que podem ser vistas como um potencial dissipativo,  $\bar{\Gamma} \alpha$  variáveis tensoriais, que caracterizam a resposta isocórica viscoelástica do material, e  $\alpha$  o número de processos viscoelásticos, denotado pelo número de elementos paralelos no modelo de Maxwell. Por fim, os parâmetros materiais são  $C_{10}$  para a contribuição da matriz fundamental,  $k_1$  e  $k_2$  para a contribuição da fibra e  $K$ , correspondente ao módulo de massa, para a contribuição volumétrica.

Este modelo constitutivo possui um modelo de dano contínuo, que utiliza o conceito de deformação equivalente acumulada ( $\Xi_t^{acc}$ ), conforme definido por Peña et al., que permite uma acumulação contínua de dano dentro do histórico de deformações do processo de deformação [128]. Este pode ser representado como:

$$\Xi_t^{acc} = \int_0^t |d\bar{\Psi}(C)_{/ds}| ds \quad (7.15)$$

Com a seguinte equação de evolução:

$$\frac{d\Xi_t^{acc}}{dt} = \left| \frac{d\bar{\Psi}(C)}{dt} \right| \quad (7.16)$$

A propagação e acumulação de dano foi definida da seguinte forma, utilizando uma modificação da expressão cumulativa não linear de Lemaitre e Plumtree [129]:

$$D_* = D_{max*} \left\{ 1 - \left( 1 - \frac{\Xi_t^{acc}}{\Xi_{max*}^{acc}} \right)^{1/C_*} \right\}_{*=m,f} \quad (7.17)$$

onde  $\Xi_{max*}^{acc}$ , correspondente ao valor máximo da deformação equivalente acumulada, o expoente  $C$  e o parâmetro de peso  $D_{max}$  ( $0 < D_{max} < 1$ ) dizem respeito aos parâmetros materiais do modelo de dano.

O critério para evolução do dano pode ser representados como:

$$\dot{\Xi}_t^{acc} = \begin{cases} \frac{d\bar{\Psi}}{dt}, \dot{\Xi}_t^{acc} \geq 0 \\ 0, \dot{\Xi}_t^{acc} < 0 \end{cases} \quad (7.18)$$



## Capítulo 8

# Simulação do Parto Vaginal

Como referido anteriormente, o MEF pode ser usado em simulações computacionais para estudar as alterações biomecânicas do pavimento pélvico (PP) materno durante o parto vaginal.

Neste trabalho, o MEF será utilizado para desenvolver simulações biomecânicas computacionais, com o objetivo de estudar o impacto biomecânico de um primeiro parto vaginal nas lesões que ocorrem no PP feminino num parto subsequente.

Para tal, numa primeira fase, procedeu-se à parametrização de um modelo simplificado da cabeça fetal e músculos do pavimento pélvico (MPP), mais especificamente através da criação de um *script* para parametrizar o modelo em relação às suas dimensões e parâmetros materiais.

Um modelo simplificado da cabeça fetal e dos MPP foi criado no Abaqus, tendo estes sido representados como uma esfera e um cone, respetivamente.

As simulações foram realizadas utilizando a versão implícita do software Abaqus.

### 8.1 Modelo da Cabeça Fetal

O modelo simplificado da cabeça fetal foi criado representando a cabeça como uma esfera. A cabeça fetal é a estrutura mais volumosa do feto, como tal, apenas esta parte foi modelada, à semelhança de outras simulações numéricas do parto vaginal.

#### 8.1.1 Caracterização Mecânica

Para os testes realizados, e de forma a representar a cabeça fetal, foi desenhada uma esfera com a geometria descrita na Figura 8.1, considerando o diâmetro biparietal de 90 mm utilizado em [41].

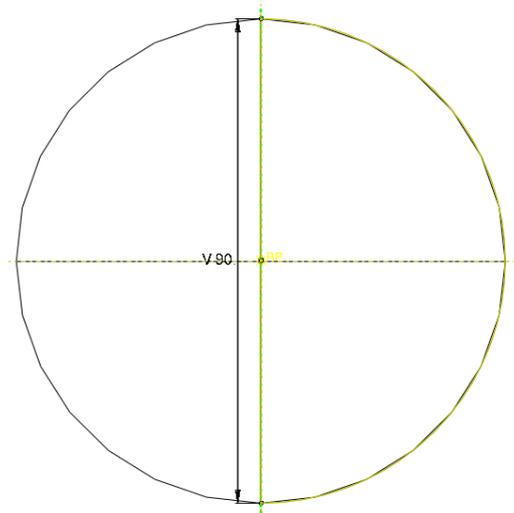


Figura 8.1: Geometria da cabeça fetal

Dado que as análises efetuadas dos resultados obtidos serão apenas referentes aos MPP e não à cabeça fetal, a esfera foi definida como um modelo numérico mais simples, como uma casca com 1 mm de espessura.

Com a finalidade de controlar os movimentos da cabeça fetal, um nó de referência foi atribuído no centro da esfera, representativa da cabeça fetal.

O modelo da cabeça fetal desenvolvido, com a localização do nó de referência, está representado na Figura 8.2.

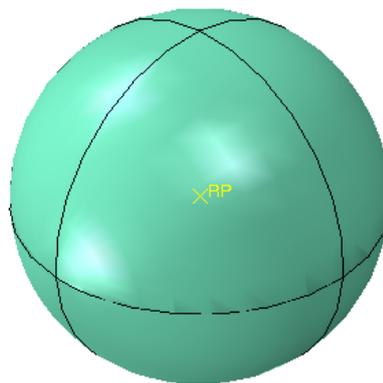


Figura 8.2: Modelo da cabeça fetal

As análises foram realizadas considerando a esfera como um modelo elástico linear, com os parâmetros materiais relativos ao módulo de Young ( $E$ ) e coeficiente de Poisson ( $\nu$ ), representados na Tabela 8.1, retirados de [62].

Tabela 8.1: Parâmetros materiais utilizados nas simulações computacionais para a cabeça fetal [62]

Parâmetro	Valor
E	250 MPa
$\nu$	0.22

### 8.1.2 Malha

A biblioteca do Abaqus possui diversos elementos caracterizados por: família, graus de liberdade, número de nós, formulação e integração. Desta forma, cada elemento tem a sua própria nomenclatura, como, por exemplo, C3D8R, sendo que este nome identifica cada um dos aspetos referidos [104].

Para a simulação via MEF, para os testes realizados, para o modelo 3D da esfera, foi gerada uma malha com elementos de casca (S3). A malha obtida, utilizada para modelar a cabeça fetal, é formada por 301 nós e 598 elementos, estando representada na Figura 8.3.

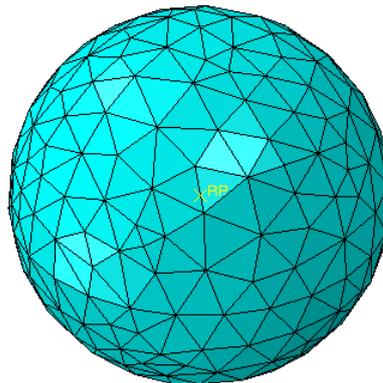


Figura 8.3: Visualização da malha de elementos finitos da cabeça fetal

## 8.2 Modelo do Pavimento Pélvico

Tal como para a cabeça fetal, foi também desenvolvido um modelo simplificado dos MPP, tendo estes sido representados como um cone.

### 8.2.1 Caracterização Mecânica

Para representar os MPP, desenhou-se um cone com a geometria representada na Figura 8.4, com medidas aproximadas de modelos previamente desenvolvidos.

Dado ser uma estrutura muito fina, foi assumida uma espessura de 2 mm para o cone representativo dos MPP.

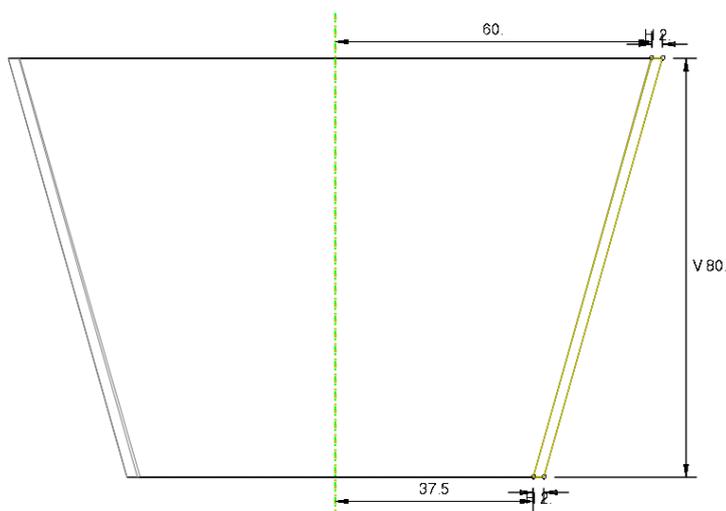


Figura 8.4: Geometria dos músculos do pavimento pélvico

Na Figura 8.5 está representado o modelo simplificado dos MPP desenvolvido.

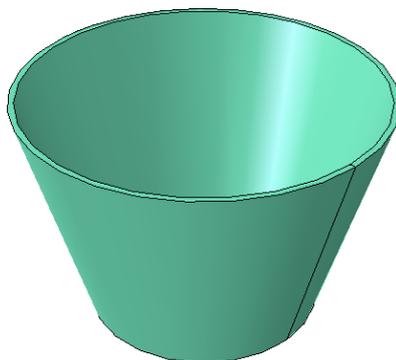


Figura 8.5: Modelo dos músculos do pavimento pélvico

As análises foram realizadas considerando o cone como um material hiperelástico, tendo por base o modelo constitutivo Neo-Hookean. Na Tabela 8.2, estão representados os valores das propriedades mecânicas utilizadas no modelo, obtidos da literatura.

Tabela 8.2: Parâmetros materiais constitutivos utilizados nas simulações computacionais para os músculos do pavimento pélvico [13]

Parâmetro	Valor
$C_{10}$	0.19 MPa
$D_1$	1E-05

### 8.2.2 Malha

Para as simulações realizadas, para o modelo 3D do cone, representativo dos MPP, foi gerada uma malha de elementos hexaédricos de 8 nós, com formulação híbrida e pressão constante (C3D8H). A malha obtida é constituída por 2288 nós e 1584 elementos, estando representada na Figura 8.6.

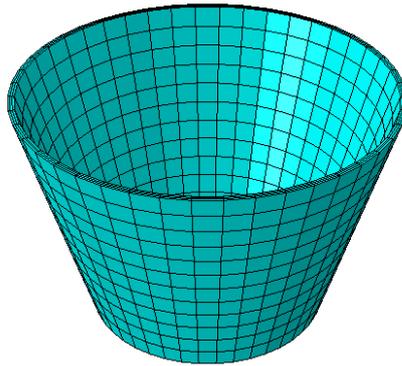


Figura 8.6: Visualização da malha de elementos finitos dos músculos do pavimento pélvico

## 8.3 Condições de Fronteira

Nestas simulações numéricas, o cone foi modelado fixado na face superior do mesmo, impedindo o deslocamento dessa mesma superfície, destacada na Figura 8.7, nas três direções ( $x$ ,  $y$  e  $z$ ).

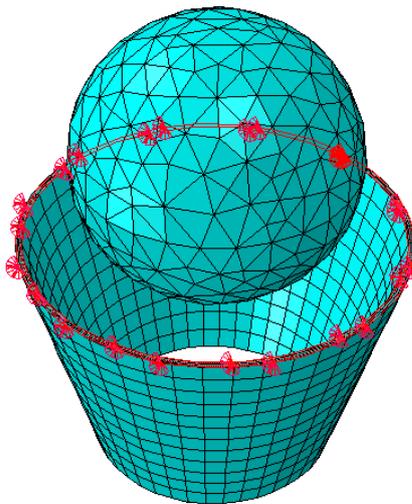


Figura 8.7: Fixação dos músculos do pavimento pélvico

Para além disso, os movimentos da cabeça foram restringidos, impedindo o seu movimento angular, exceto na direção do eixo y.

## 8.4 Interações

Restrições de contacto, representadas na Figura 8.8, foram estabelecidas entre a cabeça fetal e os MPP. Para tal, foi usada uma interação de superfície com o método Augmented Lagrange.

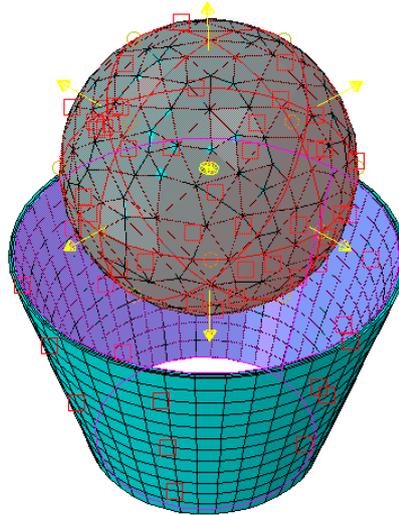


Figura 8.8: Restrições de contacto entre a esfera e o interior do cone

A cabeça fetal foi caracterizada com um material com elevada rigidez, de tal forma que pode ser considerada rígida quando comparada com os MPP. Esta premissa tem como intuito reduzir as deformações do feto e facilitar a convergência da simulação.

## 8.5 Simulação

Numa primeira fase do trabalho, foi simulada a descida da cabeça fetal ao longo dos MPP.

A simulação foi iniciada com a esfera, mais precisamente o ponto de referência criado no seu centro, 30 mm acima do início dos MPP.

A descida fetal foi dividida em 2 *steps* diferentes, estando os deslocamentos no eixo y relativos a cada um representados na Tabela 8.3

Tabela 8.3: Deslocamento vertical aplicado em cada *step*

Step	Deslocamento em y
1	-75 mm
2	-140 mm

## 8.6 Parametrização

*Scripts* podem ser utilizados para inserir no Abaqus dados de pré e pós-processamento, permitindo definir todas as características de entrada de um problema em estudo [130]. No presente trabalho, a linguagem utilizada para definir estes *scripts* foi o *Python*.

Tendo por base o ficheiro *Python* com os passos para a simulação descrita anteriormente, desde a criação dos modelos até à descida da cabeça fetal, foram adicionadas linhas de código, apresentadas de seguida, bem como outras pequenas alterações, de forma a parametrizar o procedimento.

```
# Parametrizacao

# Esfera
diametro = 125.0

# Cone
espessura = 2.0
altura = 80.0
raio1 = 60.0
raio2 = 37.5

# Propriedades materiais

Eesfera = 250.0
vesfera = 0.22

C10cone = 0.187
D1cone = 1e-05
...

## Fetal head creation
# Sketch
...
s.VerticalDimension(vertex1=v[0], vertex2=v[1], textPoint=(-4.23860168457031,
-5.7890739440918), value=diametro)
...
## Muscles creation
# Sketch
...
s1.HorizontalDimension(vertex1=v[0], vertex2=v[3], textPoint=(18.4379501342773,
12.693473815918), value=espessura)
s1.HorizontalDimension(vertex1=v[1], vertex2=v[2], textPoint=(12.5038986206055,
-17.8983306884766), value=espessura)
s1.VerticalDimension(vertex1=v[3], vertex2=v[2], textPoint=(24.4779586791992,
-0.902885437011719), value=altura)
s1.DistanceDimension(entity1=v[1], entity2=g[2], textPoint=(3.70878601074219,
-19.5978736877441), value=raio1)
s1.DistanceDimension(entity1=v[0], entity2=g[2], textPoint=(6.03353881835938,
```

```

68.1656646728516), value=raio1)
...
# Fetal head material
mdb.models['Model-1'].Material(name='Bone_mat')
mdb.models['Model-1'].materials['Bone_mat'].Elastic(table=((Eesfera, vesfera), ))
# Muscles material
mdb.models['Model-1'].Material(name='Muscle_mat')
mdb.models['Model-1'].materials['Muscle_mat'].Hyperelastic(
    materialType=ISOTROPIC, testData=OFF, type=NEO_HOOKE,
    volumetricResponse=VOLUMETRIC_DATA, table=((C10cone, D1cone), ))

```

É de referir que a parte correspondente às propriedades materiais do cone não será considerada posteriormente, aquando da utilização da sub-rotina UMAT.

O *script* desenvolvido permite assim definir novos valores dos parâmetros materiais e respetiva geometria e voltar a repetir a simulação de uma forma mais rápida, não sendo necessário repetir todo o procedimento descrito.

Tendo como objetivo avaliar o efeito de uma cabeça fetal maior nos riscos de lesão do pavimento pélvico, a simulação foi efetuada novamente para um diâmetro da cabeça fetal de 100 mm, recorrendo à alteração desta dimensão no ficheiro relativo à parametrização. Mais tarde, foi também utilizado um diâmetro de 95 mm. Todos os valores utilizados nestas simulações estão representados na Tabela 8.4.

Tabela 8.4: Parâmetros utilizados nas simulações computacionais

	Parâmetro	Valor
<b>Cabeça fetal</b>	E	250 MPa
	$\nu$	0.22
	D	90 mm
		95 mm
	100 mm	
<b>Músculos do Pavimento Pélvico</b>	$C_{10}$	0.190 MPa
	$D_1$	1e-05
	Espessura	2 mm
	Altura	80 mm
	Raio superior	60 mm
	Raio inferior	37.5 mm

De forma a avaliar a distribuição das tensões ao longo da base do cone, foi criado o caminho (*path*) representado na Figura 8.9.

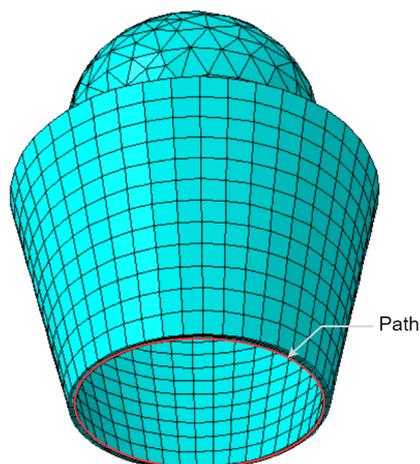


Figura 8.9: Caminho criado ao longo da base do cone

Para além disso, mais tarde foram também introduzidas molas ao modelo, o que poderá ser importante para a estabilização do mesmo em algumas situações. Estas foram adicionadas no ficheiro relativo à parametrização desenvolvido anteriormente.

## 8.7 Modelo Material com Dano

Tendo em vista implementar um modelo de dano, necessário para realizar o tipo de análise pretendido, os MPP foram caracterizados recorrendo à utilização de uma sub-rotina UMAT previamente desenvolvida por Oliveira et al.[18], com um modelo de dano implementado, tendo esta sido já previamente apresentada (Secção 7.4.1.1).

Com esse objetivo, procedeu-se à alteração do algoritmo relativo à parametrização do modelo desenvolvido, tendo sido feitas alterações no que respeita às propriedades do cone, representativo dos MPP.

## 8.8 Scripts para simulação e obtenção de resultados

Posteriormente, foram desenvolvidos *scripts* que permitem efetuar as diferentes simulações, de uma forma mais rápida e prática, bem como obter automaticamente os resultados pretendidos.

### 8.8.1 Script para obtenção de resultados

Com a finalidade de obter automaticamente os resultados pretendidos após efetuada a simulação da descida fetal, e de forma a facilitar o processo de aquisição dos mesmos, foi desenvolvido um *script*, denominado de *results.py*, que permite obter, de forma automática, os valores de:

- Percentagem de dano nos músculos do pavimento pélvico no final da simulação;

- Valor máximo da tensão máxima principal (*S Max. Principal*) e o instante (*frame*) em que esta se verifica;
- Distribuição das tensões máximas principais ao longo da base do cone no momento mais crítico;
- Forças de reação (*RF*) na zona fixa dos músculos do pavimento pélvico em função do deslocamento vertical (*U2*) da cabeça fetal.

### 8.8.1.1 Percentagem de dano

Primeiramente procedeu-se ao cálculo da percentagem de dano no modelo dos MPP. Para tal, inicialmente obtiveram-se os valores das variáveis de estado (STATEV) e EVOL (referente ao volume do elemento em questão) no final da simulação. Para tal, utilizou-se o seguinte código, para cada uma das variáveis:

```
pelvicFloor = odb.rootAssembly.instances['MUSCLE-1'].elementSets['SET-MUSCLE']
lastFrame = odb.steps['Step-2'].frames[-1]

# Obtain STATEV variables at the end of the simulation
statev2=lastFrame.fieldOutputs['SDV2'].getSubset(region=pelvicFloor,position=
    CENTROID)
resultsStatev2=statev2.values
```

Obtidos os valores de cada uma das variáveis, procedeu-se ao cálculo da percentagem de dano nos músculos. Neste modelo o dano é analisado ao nível do elemento, sendo o mesmo considerado com dano quando o valor correspondente à variável STATEV8 é igual a 1,0. Desta forma, sabendo quais os elementos que possuem dano, bem como o volume de cada elemento (variável EVOL), torna-se possível calcular a percentagem de dano.

À medida que este valor é calculado, os dados relativos às variáveis de estado que se pretende analisar, em particular, as variáveis STATEV2 (relativa ao dano na matriz), STATEV8 e STATEV20 (relativas ao dano nas fibras), bem como à variável EVOL, são também guardados num ficheiro, denominado *results.csv*, para posterior análise. Para tal, foi criado o seguinte código:

```
# Damage percentage
vol_dam = 0
vol_total = 0

for x,y,z, k, in zip(resultsStatev2, resultsStatev8, resultsStatev20,
    resultsEVOL):
    output = open('results.csv','a')
    output.write(str(x.elementLabel)+' ,'+str(x.data)+' ,'+str(y.data)+' ,'+str(z.
        data)+' ,'+str(k.data)+' \n')
    output.close()
    if y.data == 1:
```

```

        vol_dam = vol_dam + k.data
        vol_total = vol_total + k.data
    else:
        vol_total = vol_total + k.data

damage = (vol_dam / vol_total)*100

```

O valor da percentagem de dano obtido foi adicionado a um ficheiro de texto relativo aos resultados (*results.txt*), que indicará alguns dos valores obtidos com a utilização deste *script*.

```

output = open('results.txt','a')
output.write('Damage (%) = '+str(damage)+'\n \n')
output.close()

```

### 8.8.1.2 Tensão Máxima Principal

Posteriormente, procedeu-se à obtenção dos dados necessários para criação do gráfico relativo à distribuição das tensões máximas principais ao longo da base do cone, ou seja, nos pontos de maior tensão.

Numa primeira fase, foram analisados todos os valores da tensão máxima principal no decorrer da simulação, de forma a obter o instante em que se obteve o valor máximo desta variável. Com esse objetivo, foi desenvolvido o seguinte código:

```

# Step and frame with higher value of S Max. Principal

maxframe = 0
maxSMax = 0
steptime = 0
for step in odb.steps.values():
    stepName = step.name
    for frame in range(len(step.frames)):
        session.odbdData[odbName].setValues(activeFrames=((stepName, (frame, )), ))
        xy = session.xyDataListFromField(odb=odb, outputPosition=NODAL, variable=('S
            ', INTEGRATION_POINT, ((INVARIANT, 'Max. Principal'), )), ), nodeSets=("
            SET-BASE", ))
        SMaxPrincipalValues = [xy[i][0][1] for i, j in enumerate(xy)]
        for x in SMaxPrincipalValues:
            if x > maxSMax :
                maxSMax = x
                maxstep = stepName
                maxframe = frame
                steptime = step.frames[frame].frameValue
        session.odbdData[odbName].setValues(activeFrames=((maxstep, (maxframe, )), ))

```

Determinado o instante em que esse valor máximo é atingido, foi obtido também o valor do deslocamento da cabeça fetal correspondente a esse mesmo instante, tendo todas essas informações sido adicionadas ao ficheiro de texto correspondente aos resultados. Assim, será possível observar no mesmo qual o valor máximo da tensão máxima principal, qual o instante em que esta se verifica (em termos de *step*, *frame* e incremento do *step*), bem como qual era o deslocamento da cabeça fetal nesse momento mais crítico.

De seguida, obtiveram-se então os dados necessários para a criação do gráfico relativo à distribuição da tensão máxima principal na base do cone, nesse momento mais crítico. Para tal, foi utilizado o *path*, já criado anteriormente, representado na Figura 8.9, tendo sido utilizado o seguinte código:

```
# S Max. Principal vs path (at maxframe)
session.odbdData[odbName].setValues(activeFrames=((maxstep, (maxframe, )), ))
...
session.viewports['Viewport: 1'].odbDisplay.setPrimaryVariable( variableLabel='
    S', outputPosition=INTEGRATION_POINT, refinement=(INVARIANT,'Max. Principal
    ') )
xyp = session.XYPlot('XYPlot-path')
pth = session.paths['Path-1']
xy1 = xyPlot.XYDataFromPath(path=pth, includeIntersections=False,
    projectOntoMesh=False, pathStyle=PATH_POINTS, numIntervals=10,
    projectionTolerance=0, shape=DEFORMED, labelType=NORM_DISTANCE,
    removeDuplicateXYPairs=True, includeAllElements=False)
```

Os dados obtidos foram também guardados, num ficheiro denominado *results\_PathS.csv*, para posterior criação do gráfico.

```
# Data to create graph in python script:
for x, in zip(xy1):
    output = open('results_PathS.csv','a')
    output.write(str(x[0])+' '+str(x[1])+'\n')
    output.close()
```

### 8.8.1.3 Forças de Reação

Por último, foi obtida a soma das forças de reação na zona fixa dos músculos no último instante, bem como retirados os dados necessários para criação do gráfico corresponde a essa mesma soma em função do deslocamento vertical da cabeça fetal.

Inicialmente, obteve-se o valor da força de reação na zona fixa no último instante, tendo sido esse valor adicionado ao ficheiro de texto dos resultados:

```
pelvicFloorFixed = odb.rootAssembly.nodeSets['SET-2']
```

```

# Last frame
RF = lastFrame.fieldOutputs['RF'].getSubset(region=pelvicFloorFixed, position=
    NODAL)
RFvalues = RF.values
RF_total = 0
for x in RFvalues:
    RF_total = RF_total+x.data[1]
output = open('results.txt','a')
output.write('Reaction Force (last frame) = '+str(RF_total)+' N'+\n')
output.close()

```

Posteriormente, os dados necessários para a criação do gráfico referido foram retirados e guardados num ficheiro denominado *results\_RF.csv*.

```

# RF vs displacement
for step in odb.steps.values():
    tstep = step.totalTime
    for frame in range(len(step.frames)):
        RF = step.frames[frame].fieldOutputs['RF'].getSubset(region=pelvicFloorFixed,
            position=NODAL)
        RFvalues = RF.values
        # displacement
        session.odbData[odbName].setValues(activeFrames=((step.name, (frame, )), ))
        disp = session.xyDataListFromField(odb=odb, outputPosition=NODAL, variable=((
            'U', NODAL, ((COMPONENT, 'U2'), )), ), nodeSets=(
            "SET-RP", ))
        U2Value = [disp[i][0][1] for i, j in enumerate(disp)]

        RF_total = 0
        for x in RFvalues:
            RF_total = RF_total+x.data[1]

        output = open('results_RF.csv','a')
        output.write(str(U2Value[0])+' '+str(RF_total)+'\n')
        output.close()

```

#### 8.8.1.4 Scripts para criação de gráficos

Para além do processo de aquisição dos resultados desejados, procedeu-se também à automatização do processo de criação de gráficos baseados nos ficheiros de dados obtidos. Com essa finalidade foram desenvolvidos dois *scripts*, que permitem obter, com base nos dados obtidos anteriormente, os gráficos relativos à soma das forças de reação na zona fixa dos músculos em função do deslocamento da cabeça fetal (*plot.py*), bem como à distribuição da tensão máxima principal na base do cone no momento mais crítico (*plot1.py*).

### 8.8.2 Script para simulação

Com a finalidade de simplificar todo o processo de simulação e obtenção tanto dos resultados desejados como dos respectivos gráficos, todos estes passos foram agregados num único *script*. O *script* desenvolvido permite também realizar várias simulações em simultâneo para diferentes diâmetros da cabeça fetal incrementalmente maiores, quer para um número de simulações predefinido, quer até que seja verificado dano no modelo.

Desta forma, torna-se possível, através de um único *script*, denominado de *generate\_data.py*, efetuar os seguintes passos:

1. Criar um novo diretório - criação de uma nova pasta relativa à simulação em questão, copiando a pasta principal, que possui todos os *scripts* referidos anteriormente (relativos à parametrização, obtenção de resultados e criação de gráficos), atribuindo à mesma o nome de *sim\_umat\_dam\_* seguido do número da simulação;
2. Editar o ficheiro com as propriedades materiais - edição da linha correspondente ao diâmetro da cabeça fetal no ficheiro relativo à parametrização;
3. Criar o ficheiro de input (*main.inp*);
4. Correr a simulação;
5. Obter os resultados - através do ficheiro *results.py*;
6. Criar os gráficos - através dos ficheiros *plot.py* e *plot1.py*;
7. Analisar as variáveis de estado e verificar se foi ou não verificado dano.

## 8.9 Simulação de um Segundo Parto Vaginal

Sendo o objetivo principal deste trabalho estudar a influência biomecânica de um primeiro parto vaginal nas lesões que ocorrem num parto subsequente, procedeu-se a uma segunda simulação do parto vaginal, utilizando as variáveis de dano obtidas numa primeira simulação. Para tal, foi necessário inicializar a sub-rotina UMAT com as variáveis de estado (STATEV) obtidas numa primeira simulação.

Para efetuar esta inicialização das variáveis, recorreu-se à utilização de uma sub-rotina SDVINI, que permite inicializar variáveis de estado dependentes de soluções atribuídas. Estas são lidas de um ficheiro denominado *SDV\_dam.inp*, que deverá então possuir os dados relativos a estas variáveis obtidos numa primeira simulação.

De forma a facilitar este processo, foram adicionadas ao *script* de obtenção de resultados algumas linhas de código, que permitem gerar o ficheiro de input (*SDV\_dam.inp*) de forma automática após a primeira simulação, para cada uma das simulações realizadas para diferentes diâmetros da cabeça fetal.

Com o objetivo de testar o algoritmo criado, e verificar se as variáveis estão ou não a ser inicializadas com os valores obtidos numa primeira simulação (e não a zero), foi também criado um *script* para obtenção da percentagem de dano tanto no início como no final da simulação. Este

foi desenvolvido da mesma forma que previamente no ficheiro *results.py* (Secção 8.8.1.1), tendo o ficheiro sido denominado de *results\_dam.py*

Para estas análises, relativas a um segundo parto vaginal, irá ser considerado apenas um diâmetro da cabeça fetal, onde se tenha verificado dano numa primeira simulação.

Caso não seja possível, com recurso a esta sub-rotina, atingir o objetivo desta fase, e caso não se verifique uma percentagem de dano diferente entre simulações, o processo será repetido recorrendo à utilização de uma nova sub-rotina, desenvolvida por Vila Pouca *et al.* [125], também já introduzida previamente (Secção 7.4.1.2).



## Capítulo 9

# Resultados e Discussão

### 9.1 Simulação Primeiro Parto

Na figura 9.1 pode ver-se os resultados da parametrização do modelo e a distribuição de tensões no músculo no momento mais crítico. Estes resultados dizem respeito ao modelo ainda sem o dano implementado, bem como sem as molas introduzidas posteriormente.

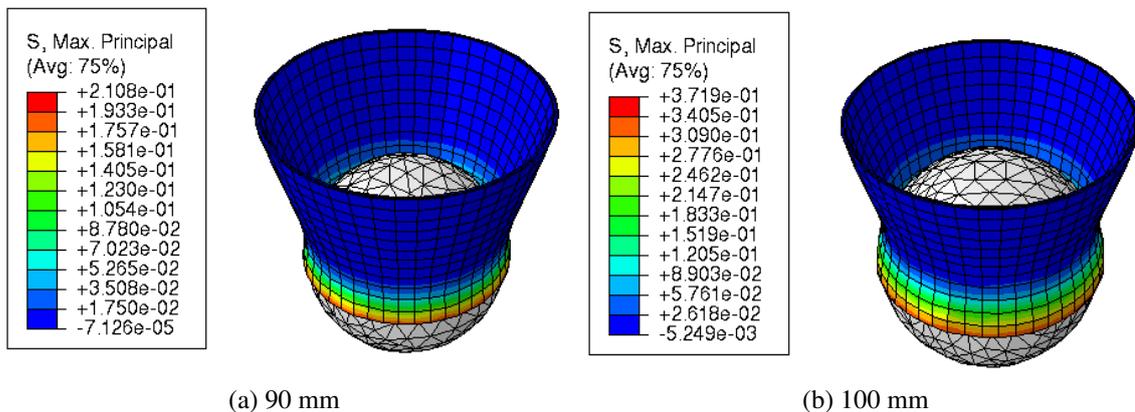


Figura 9.1: Visualização da malha de elementos finitos no modelo para diferentes diâmetros da cabeça fetal

Durante o parto vaginal, espera-se que a razão de alongamento máxima dos MPP dependa de vários fatores, incluindo o tamanho da cabeça fetal em relação à pelve materna e o grau de modelação da cabeça fetal [6].

Num modelo geométrico desenvolvido por Lien et al, demonstrou-se que as taxas de alongamento dos tecidos durante a segunda fase do parto vaginal foram proporcionais ao tamanho da cabeça fetal. Ao aumentar o diâmetro da cabeça fetal, por exemplo, em 9%, verificou-se um aumento do alongamento pubovisceral medial na mesma proporção [111, 42].

Analisando os resultados obtidos, é possível verificar que um diâmetro da cabeça fetal maior, com dimensões dos MPP constantes, resulta em maiores tensões nos MPP, o que vai de ao encontro do que é descrito na literatura.

No que respeita a proporção do aumento da tensão em relação ao aumento do diâmetro, numa segunda simulação utilizou-se um diâmetro 1,111 vezes maior que o utilizado na primeira simulação, tendo-se obtido uma tensão máxima 1,764 vezes maior. Desta forma, não se verificou uma relação estritamente linear entre o aumento do diâmetro e o aumento das tensões verificadas, que se tinha verificado em relação ao alongamento dos MPP.

Quanto maior o diâmetro da cabeça fetal, maiores os valores de tensão obtidos nos MPP, o que pode possivelmente indicar que quanto maior a cabeça fetal, para além de poderem surgir mais complicações durante o parto, maior será o risco de lesões do PP durante o parto vaginal, o que poderá predispor a mulher a um maior risco de disfunção pélvica.

De forma a avaliar a distribuição das tensões ao longo da base do cone, ou seja, nos pontos de maior tensão, foi utilizado o *path* criado, representado na Figura 8.9.

Para fazer esta avaliação, foi também efetuada uma nova simulação para um diâmetro da cabeça fetal de 95 mm. A distribuição das tensões (*S Max. Principal*) ao longo da base do cone obtida para cada um dos diâmetros referidos, está representada na Figura 9.2.

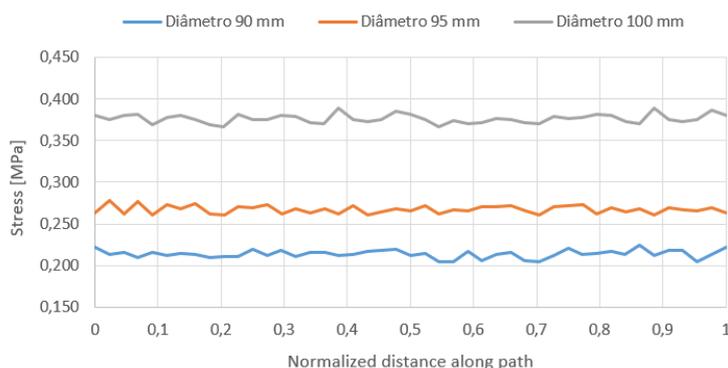


Figura 9.2: Distância normalizada ao longo do caminho definido em função da tensão.

Tratando-se de um modelo simplificado da cabeça fetal e dos MPP, tendo estes sido representados por figuras geométricas simples, seria de esperar que, tal como se verifica na figura, as tensões fossem equilibradas ao longo de toda a base do cone.

Passando para um modelo do músculo mais elaborado (mais próximo da realidade), será de esperar que existam zonas com tensões mais elevadas.

Para além disso, pela análise da figura, e tal como se tinha verificado anteriormente, ocorre um aumento das tensões aquando do aumento do diâmetro utilizado.

## 9.2 Simulação Primeiro Parto com Modelo de Dano

### 9.2.1 *Scripts* para simulação e obtenção de resultados

Recorrendo-se aos *scripts* desenvolvidos, em particular ao ficheiro *generate\_data.py*, efetuaram-se 10 simulações, com diâmetros da cabeça fetal entre 85 e 130 mm, sendo que, para cada uma

das simulações, foram retirados automaticamente os resultados anteriormente referidos, incluindo o ficheiro de texto com informações relativas aos resultados, o ficheiro de dados com as variáveis STATEV e EVOL, os ficheiros de dados para obtenção dos gráficos, bem como as imagens dos gráficos criados.

Tendo como exemplo a simulação correspondente a um diâmetro de 110 mm, diâmetro a partir do qual foi verificada uma percentagem de dano diferente de 0, foi criado um ficheiro de texto com as informações relativas à percentagem de dano no modelo, forças de reação no último instante, bem como o valor máximo da tensão máxima principal e o instante em que esta é verificada. Os resultados obtidos encontram-se representados na Figura 9.3.

```

Damage (%) = 1.20109002318

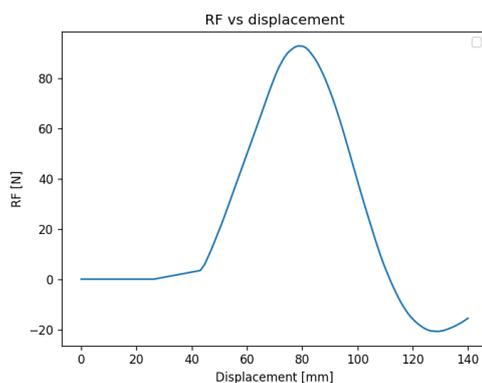
S Max. Principal (max value) = 2.11959481239 MPa
Step: Step-2, Increment: 35, Step Time: 0.507255315781
At a displacement of -107.971595764 mm

Reaction Force (last frame) = -15.563743349164724 N

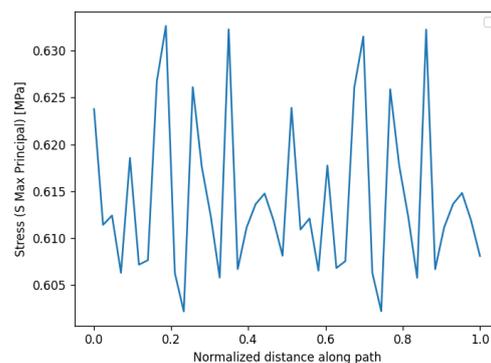
```

Figura 9.3: Resultados obtidos no ficheiro de texto dos resultados

Com base nos ficheiros de dados gerados, foram também criados automaticamente os gráficos relativos às forças de reação na zona fixa dos músculos ao longo do tempo e à distribuição da tensão máxima principal na base do cone no momento mais crítico, estando estes representados na Figura 9.4.



(a) Forças de reação em função do deslocamento da cabeça fetal



(b) Distribuição da tensão máxima principal na base do cone

Figura 9.4: Gráficos criados através da utilização dos *scripts* desenvolvidos

### 9.3 Simulação Segundo Parto Vaginal

Com o objetivo de simular um segundo parto vaginal, foi então utilizado o mesmo modelo, bem como a mesma sub-rotina, com as alterações referidas, que permitem inicializar as variáveis

de estado com os valores obtidos numa primeira simulação.

Para tal, foi considerada uma primeira simulação, para um diâmetro da cabeça fetal com o qual se tenha verificado dano.

Tendo em conta a simulação correspondente a um diâmetro da cabeça fetal de 130 mm, numa primeira simulação, foi obtida uma percentagem de dano de aproximadamente 11.58%.

Após simular uma segunda descida fetal, verificou-se que, apesar de as variáveis de estado não estarem a ser inicializadas a zero, o dano obtido foi idêntico ao obtido numa primeira simulação. Os resultados relativos à percentagem de dano no início e final da simulação de um segundo parto vaginal estão representados na Figura 9.5.

```
Damage (%) (first frame) = 11.5820824902  
Damage (%) (last frame) = 11.5821530188
```

Figura 9.5: Resultados obtidos no ficheiro de texto dos resultados relativo ao dano

Desta forma, e não se tendo verificado diferenças entre os valores de percentagem de dano obtidos entre as simulações efetuadas, não se torna possível utilizar esta sub-rotina para a finalidade pretendida.

Isto acontece uma vez que o modelo de dano da sub-rotina utilizada está associado à deformação, pelo que utilizando-se uma mesma geometria da esfera, representativa da cabeça fetal, que irá causar a mesma deformação nos músculos, não se obterá uma alteração no dano significativa.

Tornou-se então necessário recorrer a outra sub-rotina com um modelo de dano implementado, que permitisse obter as diferenças pretendidas.

Utilizou-se então a sub-rotina desenvolvida por Vila Pouca et al., já introduzida também no capítulo 7 (Secção 7.4.1.1), que possui um modelo de dano contínuo. Tal como para a primeira sub-rotina utilizada, foi também necessário alterar o algoritmo relativo à parametrização, efetuando-se alterações no que respeita às propriedades dos MPP.

Recorrendo à mesma, numa primeira simulação obteve-se uma percentagem de dano de 0%. Já numa segunda simulação, obtiveram-se os resultados representados na Figura 9.6.

```
Damage (%) (first frame) = 0.0  
Damage (%) (last frame) = 0.287211024449
```

Figura 9.6: Resultados obtidos no ficheiro de texto dos resultados relativo ao dano

Através dos resultados obtidos, observou-se um aumento da percentagem de dano numa segunda simulação, tal como seria de esperar. No entanto, e quando comparado com os valores da percentagem de dano obtidos com a utilização da sub-rotina e modelo de dano anteriores, estes valores mostram-se bastante reduzidos. Uma das razões que pode explicar estes valores é o facto

de ter sido utilizada uma sub-rotina, na qual já estavam definidos os parâmetros constitutivos, não tendo estes sido alterados para este estudo. Desta forma, seria interessante, como projeto futuro, fazer uma análise de sensibilidade aos parâmetros do dano para compreender a influência de cada um na quantidade de dano sofrida pela estrutura.

Para além das diferenças verificadas nas percentagens de dano obtidas no final de cada simulação, os valores da tensão máxima principal, bem como das forças de reação foram também ligeiramente diferentes, tendo ocorrido uma diminuição destas duas variáveis. Estes resultados encontram-se representados na Figura 9.7, tendo sido obtidos recorrendo ao *script* desenvolvido para obtenção de resultados (*results.py*).

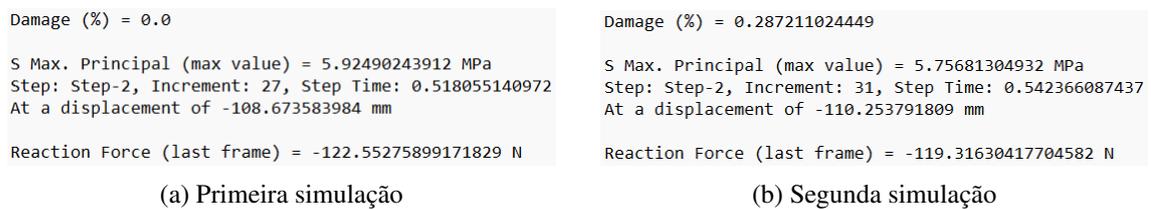


Figura 9.7: Resultados obtidos no ficheiro dos resultados para cada uma das simulações

Os valores de tensão e forças de reação mais baixos, obtidos numa segunda simulação, poderão ser indicativos de uma duração do parto menor num segundo parto vaginal, tal como acontece. Mulheres multíparas apresentam uma menor duração da segunda fase do trabalho de parto, quando comparado com nulíparas [131].

Valores de tensão e força mais baixos indicam que para obter o mesmo alongamento dos músculos é necessária uma força menor, o que pode justificar o facto do segundo parto ser tendencialmente mais rápido. Seria interessante avaliar um segundo parto com uma cabeça menor, ou maior. Ainda, a saída da cabeça foi simulada de uma forma contínua, o que não se verifica na realidade, por isso seria interessante analisar o comportamento dos músculos quando a descida da cabeça é mais real.



## Capítulo 10

# Conclusão

As disfunções do pavimento pélvico (DPP) são comuns em mulheres, constituindo um dos principais problemas que afetam a saúde pública, em relação a prevalência, custo e impacto na qualidade de vida. Estas têm sido amplamente estudadas, ao longo dos últimos anos, principalmente no que respeita o impacto do parto. Diversos desses estudos revelam que as lesões sofridas durante o parto vaginal constituem um fator significativo no desenvolvimento destas disfunções.

Durante o parto, de forma a permitir a passagem fetal, ocorrem no pavimento pélvico (PP) diversas alterações, que não podem ser medidas *in vivo*, por razões clínicas, técnicas e éticas. Conhecer estas alterações pode ajudar a explicar fenómenos associados ao parto e à gravidez, como o dano sofrido nos músculos do pavimento pélvico (MPP).

Estas alterações podem ser estudadas recorrendo à simulação de modelos geométricos 3D da cavidade pélvica baseados no MEF, que permitem a análise das tensões e deformações a que esta está sujeita quando existe envolvimento de forças, por exemplo, durante o parto. Apesar disso, a construção destes modelos constitui ainda um desafio, derivado da alta complexidade da anatomia humana bem como da falta de compreensão da biomecânica de tecidos biológicos moles.

A modelação computacional pode assim constituir um passo importante na compreensão dos mecanismos do parto, mais especificamente da influência dos fatores obstétricos no risco de lesão dos MPP, contribuindo para uma melhoria da prática clínica.

A maioria dos estudos realizados nos últimos anos com a finalidade de avaliar o impacto do parto nas DPP, teve por base mulheres nulíparas, sendo focados na avaliação do impacto de um primeiro parto nas possíveis lesões dos MPP. Desta forma, apesar de existirem cada mais estudos focados na influência de um primeiro parto, o conhecimento existente em relações a partos subsequentes é ainda escasso.

Modelos desenvolvidos sugerem que a maioria das lesões mencionadas ocorre aquando do primeiro parto. No entanto, dados epidemiológicos demonstram que partos subsequentes estão associados a um maior risco de desenvolvimento de POP. Para além disso, diversos estudos demonstram que o risco de DPP aumenta com o número de partos. Torna-se assim essencial estudar qual o efeito de partos subsequentes nestas lesões.

Nesta dissertação será então estudada a influência biomecânica de um primeiro parto vaginal nas lesões que ocorrem num parto subsequente. Para tal, simulações computacionais serão realizadas para analisar o impacto tanto de um primeiro como segundo parto vaginal.

Numa primeira fase, um modelo de EF simplificado da cabeça fetal e MPP foi desenvolvido. Este modelo foi depois parametrizado, em relação às dimensões e parâmetros materiais de ambas as estruturas. Desta forma, é possível, através da alteração dos valores referidos, no *script* criado, efetuar novamente a mesma simulação tanto para diferentes dimensões da cabeça fetal e MPP, como também para diferentes parâmetros materiais.

Através das simulações efetuadas para diferentes diâmetros da cabeça fetal, tendo em conta as mesmas dimensões dos MPP, tornou-se possível verificar que quanto maior o tamanho da cabeça fetal, maiores as tensões máximas verificadas nos MPP. Esta relação não foi, no entanto, estritamente linear, tendo-se verificado um aumento de 1,764 vezes nas tensões para um aumento de 1,111 vezes no diâmetro.

No que respeita a distribuição das tensões na base do cone, representativo dos MPP, ou seja, nos pontos de maior tensão, verificou-se que estas foram equilibradas ao longo de toda a base, o que seria de esperar, dado se tratar de um modelo geométrico simples.

O *script* obtido permite assim a simulação da descida fetal, avaliando o seu impacto nos MPP, para diferentes dimensões e propriedades mecânicas, de uma forma mais rápida e prática.

Já numa segunda fase, foi utilizada uma sub-rotina UMAT com um modelo de dano implementado para caracterizar os músculos do pavimento pélvico, bem como desenvolvidos *scripts* que permitem a simulação para diferentes dimensões da cabeça fetal, bem como a obtenção dos resultados desejados, de uma forma mais rápida e prática. O processo de criação de gráficos baseados nos ficheiros de dados obtidos foi também automatizado.

Procedeu-se depois à simulação de um segundo parto vaginal, utilizando as variáveis de dano obtidas numa primeira simulação, permitindo assim o estudo da influência biomecânica de um primeiro parto vaginal nas lesões que ocorrem num parto subsequente.

Para tal, foi necessário inicializar a sub-rotina UMAT com as variáveis de dano obtidas numa primeira simulação, tendo-se para tal utilizado uma sub-rotina SDVINI, bem como alterado o *script* de obtenção de resultados, de modo a gerar de forma automática, após a primeira simulação, o ficheiro de *input* com os dados necessários, relativos às variáveis de dano obtidas.

Recorrendo à sub-rotina utilizada anteriormente, não se verificaram diferenças significativas entre os valores de percentagem de dano obtidos entre as simulações efetuadas, não tendo sido possível utilizar a mesma para a finalidade pretendida.

Foi então utilizada outra sub-rotina com um modelo de dano contínuo implementado, tendo-se observado um aumento, ainda que bastante reduzido, da percentagem de dano numa segunda simulação. Os valores das percentagens obtidos para ambas as simulações foram, no entanto, reduzidos, quando comparados com os obtidos utilizando a primeira sub-rotina e modelo de dano. Para além disso, verificou-se também uma ligeira redução nos valores da tensão máxima principal e forças de reação, numa segunda simulação.

## 10.1 Trabalhos futuros

Futuramente poderão ser efetuadas algumas alterações, com o objetivo de tornar este estudo mais elaborado e realista, tornando-se de uma maior utilidade para os profissionais de saúde e, em particular, para a compreensão do mecanismo de parto e de como este influencia as propriedades dos MPP e as disfunções que poderão vir a surgir, bem como para o estudo das diferenças entre um primeiro e segundo parto vaginal.

Como projeto futuro, poderá ser efetuada a passagem do modelo simplificado para um modelo real/anatômico.

Para além disso, poderá também ser tida em conta uma percentagem de recuperação dos músculos do pavimento pélvico após um primeiro parto vaginal.

As simulações poderão ser também efetuadas para diferentes geometrias pélvicas, bem como para diferentes dimensões da cabeça fetal, em particular, no que respeita a simulação de um segundo parto vaginal.

No que diz respeito aos *scripts* desenvolvidos, e ao estudo da influência biomecânica de um primeiro parto nas lesões que ocorrem num parto subsequente, poderá ser adicionada ao *script* relativo às simulações, a simulação de um segundo parto vaginal, e respetiva obtenção de resultados.





# Anexo A

## A.1 Resumo submetido no Congresso Nacional de Biomecânica

10º CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA  
Ana Amaro, Luis Roseiro et al. (Eds)  
Figueira da Foz, Portugal, 5-6 de maio, 2023

### IMPACTO BIOMECÂNICO DE UM PARTO SUBSEQUENTE NO PAVIMENTO PÉLVICO FEMININO

*Maria Campos<sup>1</sup> e Dulce Oliveira<sup>2</sup>*

<sup>1</sup> Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal, up202103367@up.pt

<sup>2</sup> INEGI, Porto, Portugal, doliveira@inegi.up.pt

**PALAVRAS-CHAVE:** Simulação numérica, Parametrização, *Python*, Abaqus, Método dos Elementos Finitos

**RESUMO:** *Mais de um terço das mulheres sofrerá de disfunções do pavimento pélvico ao longo da sua vida, sendo que estas constituem um dos principais problemas que afetam a saúde pública, no que respeita a prevalência, custo e impacto na qualidade de vida das mulheres. A modelação computacional poderá constituir um passo importante na compreensão da influência dos fatores obstétricos no risco de lesão dos músculos do pavimento pélvico, permitindo uma melhor compreensão dos mecanismos do trabalho de parto. O presente projeto teve como objetivo a parametrização de um modelo simplificado do trabalho de parto, mais especificamente a geração de um script para parametrizar o mesmo em relação às dimensões e parâmetros dos materiais utilizados na simulação.*

#### 1 INTRODUÇÃO

Estima-se que, ao longo da vida, mais de um terço das mulheres sofrerá disfunções do pavimento pélvico (DPP) [1]. Estas disfunções têm sido amplamente estudadas ao longo dos últimos anos, em particular, no que respeita ao efeito do parto e da própria gravidez [2].

A simulação de modelos da cavidade pélvica permite o estudo das DPP, bem como a análise das tensões e deformações a que estas estruturas estão sujeitas quando existe envolvimento de forças, por exemplo, durante o parto [3].

O Abaqus é um dos softwares mais usados para estas simulações. A partir do mesmo e do recurso ao método dos elementos finitos torna-se possível a visualização da dinâmica das estruturas da cavidade pélvica, quando sujeita a tensões, deformações e deslocamentos. Por sua vez, a escrita de *scripts*, que permitam a parametrização dos modelos desenvolvidos,

torna possível efetuar simulações com diferentes condições, de uma forma mais rápida e prática.

O objetivo deste trabalho é estudar o impacto biomecânico de um primeiro parto nas lesões que ocorrem no pavimento pélvico feminino em partos subsequentes. Para isso, numa primeira fase, fez-se a parametrização do modelo, mais especificamente a geração de um *script* para parametrizar o modelo em relação às dimensões e parâmetros dos materiais.

#### 2 METODOLOGIA

Um modelo simplificado da cabeça fetal e dos músculos do pavimento pélvico foi criado no Abaqus, tendo estes sido representados como uma esfera e um cone, respetivamente. Este processo foi parametrizado, através da criação de um *script*, que permite efetuar a mesma simulação tanto para diferentes dimensões

da cabeça fetal e músculos do pavimento, como também para diferentes parâmetros ou modelos constitutivos.

A cabeça fetal foi modelada com um modelo elástico linear ( $E = 250 \text{ MPa}$  e  $\nu = 0,22$ ) e com elementos de casca (S3). Os músculos do pavimento pélvico foram modelados com o modelo constitutivo hiperelástico Neo-Hookean ( $C10 = 0.19 \text{ MPa}$  e  $D = 1E-05$ ) e com elementos hexahédricos C3D8H).

Para simular a descida da cabeça fetal, a face superior dos músculos foi fixada, e restringidos os movimentos da cabeça.

### 3 RESULTADOS

Na figura 1 pode ver-se os resultados da parametrização do modelo e a distribuição de tensões no músculo no momento mais crítico.

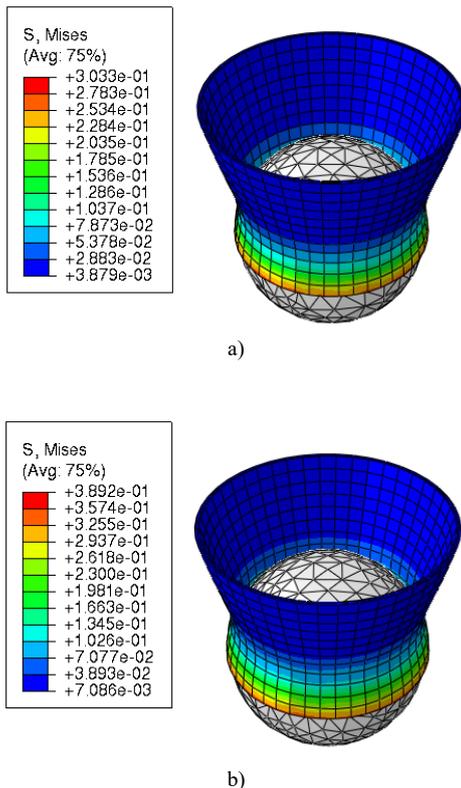


Fig. 1 Visualização da malha de elementos finitos no modelo para um diâmetro da cabeça fetal de a) 95 mm e b) 100 mm

### 4 CONCLUSÕES

A modelação computacional permite compreender melhor a influência de fatores obstétricos no risco de lesão dos músculos do pavimento pélvico.

O *script* obtido permite a simulação da descida fetal, avaliando o seu impacto nos músculos do pavimento pélvico, para diferentes dimensões e propriedades mecânicas.

O próximo passo será adicionar o dano ao modelo constitutivo dos músculos, para estudar a influência biomecânica de um primeiro parto vaginal nas lesões que ocorrem nos partos subsequentes.

### AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio da Fundação para a Ciência e a Tecnologia ao abrigo do Contrato de Investigador Júnior CEECIND/01522/2020, e o financiamento do Projeto UIDB/50022/2020.

### REFERÊNCIAS

- [1] Torrisi, G., et al. "A prospective study of pelvic floor dysfunctions related to delivery." *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology* 160.1 (2012): 110-115.
- [2] Parente, M., et al. "Deformation of the pelvic floor muscles during a vaginal delivery." *International Urogynecology Journal* 19.1 (2008): 65-71.
- [3] Silva, A. "Estudo biomecânico da cavidade pélvica da mulher." (2012).



## A.2 Resumo submetido no Encontro de Investigação Jovem da Universidade do Porto

### Biomechanical impact of a subsequent childbirth on female pelvic floor

Campos, Maria, FEUP, Portugal

Oliveira, Dulce, INEGI, Portugal

#### Abstract

More than a third of women will experience pelvic floor dysfunction (PFD) throughout their lives, and these constitute one of the major problems affecting public health, in terms of prevalence, cost and impact on quality of life [1]. In recent years, PFD have been widely studied, particularly regarding the effect of childbirth and pregnancy itself [2]. Computational modelling is a key step in understanding the influence of obstetric factors on the risk of injury to pelvic floor muscles (PFM). Model simulation of the pelvic cavity allows the study of PFD, as well as the analysis of stresses and deformations to which these structures are subjected when forces are involved, such as in childbirth [3]. The aim of this work is the parameterization of a simplified delivery model regarding dimensions and material parameters of the fetal head and PFM. The results obtained showed that the larger the diameter of the fetal head the greater the stress on the PFM. Furthermore, since these are simplified models, a balanced distribution of stresses was verified at the base of the PFM, the area of greatest stress. The script created allows the simulations to be performed with different conditions in a faster and more practical way.

**Keywords:** Numeric Simulation, Parameterization, *Python*, Abaqus, Finite Element Method

#### Acknowledgments

The authors truly acknowledge the funding provided by FCT under the Junior Researcher Contract CEECIND/01522/2020, and the financing of Project UIDB/50022/2020.

#### References

- [1] Torrisi, G., et al. "A prospective study of pelvic floor dysfunctions related to delivery." *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 160.1 (2012): 110-115.
- [2] Parente, M., et al. "Deformation of the pelvic floor muscles during a vaginal delivery." *Int Urogynecol J* 19.1 (2008): 65-71.
- [3] Silva, A. "Estudo biomecânico da cavidade pélvica da mulher." (2012).



## A.3 Resumo submetido no Congresso da Sociedade Europeia de Biomecânica

### BIOMECHANICAL IMPACT OF A SUBSEQUENT CHILDBIRTH ON THE FEMALE PELVIC FLOOR

Dulce Oliveira (1), Maria Campos (2), Rita Moura (1)

1. INEGI, LAETA & FEUP, Portugal; 2. FEUP, Portugal

#### Introduction

More than one third of women throughout their lives will experience pelvic floor dysfunction (PFD) [1]. These disorders have been widely studied over the past few years, particularly about the effect of childbirth and pregnancy itself [2].

Model simulation of the pelvic cavity allows the study of PFD, as well as the analysis of the stresses and strains to which these structures are subjected when forces are involved, for example during childbirth [3].

Abaqus is one of the most used software for these simulations. The writing of scripts, which allow the parameterization of the models, makes it possible to perform simulations with different conditions, in a faster and more practical way.

The aim of this paper is to study the biomechanical impact of a first birth on the lesions that occur in the female pelvic floor in subsequent births. For this, in a first phase, the parameterization of the model was done. An algorithm was developed to parameterize the model in relation to the dimensions and constitutive parameters.

#### Methods

A simplified model of the fetal head (sphere) and pelvic floor muscles (cone) was created in Abaqus. This process was parameterized by creating a script, which allows the same simulation to be performed for different dimensions of the fetal head and pelvic floor muscles, as well as for different constitutive parameters or constitutive models (Figure 1).

```
# Fetal head creation
diameter = 125.0

# Muscles
thickness = 2.0
height = 80.0
radius1 = 60.0
radius2 = 37.5

## Fetal head creation
s.VerticalDimension(vertex1=v[0], vertex2=v[1], textPoint=(-4,
-5), value=diameter)

## Muscles creation
s1.HorizontalDimension(vertex1=v[0], vertex2=v[3], textPoint=(18,
12), value=thickness)
s1.HorizontalDimension(vertex1=v[1], vertex2=v[2], textPoint=(12,
-18), value=thickness)
s1.VerticalDimension(vertex1=v[3], vertex2=v[2], textPoint=(24,
-1), value=height)
s1.DistanceDimension(entity1=v[1], entity2=g[2], textPoint=(4,
-20), value=radius2)
s1.DistanceDimension(entity1=v[0], entity2=g[2], textPoint=(6,
68), value=radius1)
```

Figure 1: Part of the algorithm where the assignment of dimensions to the model structures is done.

The fetal head was modeled with a linear elastic model ( $E=250$  MPa and  $\nu=0.22$ ) and with shell elements (S3).

The pelvic floor muscles were modeled with the hyperelastic Neo-Hookean constitutive model ( $C_{10}=0.19$  MPa and  $D=1E-05$ ) and with hexahedral elements (C3D8H). To simulate the descent of the fetal head, the upper face of the muscles was fixed, and head movements were restricted.

#### Results

Figure 2 shows the distribution of stresses along the base of the muscles, at the points of highest stress, for different fetal head diameters.

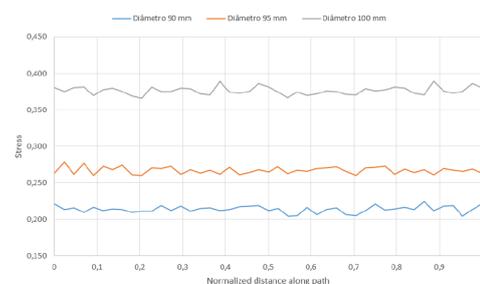


Figure 2: Distribution of stresses along the base of the muscles, for three fetal head diameters (90, 95 and 100 mm).

#### Discussion

Computational modeling allows better understanding of the influence of obstetric factors on the risk of pelvic floor muscle injury.

The script developed allows the simulation of fetal descent, evaluating its impact on pelvic floor muscles, for different dimensions and mechanical properties.

The next step will be to add damage to the constitutive model of the muscles, to study the biomechanical influence of a first vaginal delivery on the injuries that occur in subsequent deliveries.

#### References

1. Torrisi et al, Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol, 160:110-115, 2012.
2. Parente et al. Int Urogynecol J, 19: 65-71, 2008.
3. Moura et al, Biomech Model Mechanobiol, 21(3):937-951, 2022.

#### Acknowledgements

The authors are grateful for the support of FCT under the Junior Researcher Contract CEECIND/01522/2020, and the funding from Project UIDB/50022/2020.





# Referências

- [1] Gabriella Torrisi, Gianfranco Minini, Francesco Bernasconi, Antonio Perrone, Gennaro Trezza, Vincenzo Guardabasso, and Giuseppe Ettore. A prospective study of pelvic floor dysfunctions related to delivery. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, 160(1):110–115, 2012.
- [2] Dulce Oliveira, Maria Vila Pouca, João Ferreira, and Teresa Mascarenhas. Episiotomy: the biomechanical impact of multiple small incisions during a normal vaginal delivery. *Interface Focus*, 9(5):20190027, 2019.
- [3] Thuane da Roza, Maíta Poli de Araújo, Teresa Mascarenhas, Joana Loureiro, Marco Parente, and Renato Natal Jorge. Analysis of the contraction of the pubovisceral muscle based on a computational model. In *ISBS-Conference Proceedings Archive*, 2011.
- [4] Murat Bozkurt, Ayşe Ender Yumru, and Levent Şahin. Pelvic floor dysfunction, and effects of pregnancy and mode of delivery on pelvic floor. *Taiwanese Journal of Obstetrics and Gynecology*, 53(4):452–458, 2014.
- [5] Ekaterina Stansfield, Krishna Kumar, Philipp Mitteroecker, and Nicole DS Grunstra. Biomechanical trade-offs in the pelvic floor constrain the evolution of the human birth canal. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 118(16):e2022159118, 2021.
- [6] MPL Parente, RM Natal Jorge, T Mascarenhas, AA Fernandes, and JAC Martins. The influence of the material properties on the biomechanical behavior of the pelvic floor muscles during vaginal delivery. *Journal of biomechanics*, 42(9):1301–1306, 2009.
- [7] Courtney A Woodfield, Saravanan Krishnamoorthy, Brittany S Hampton, and Jeffrey M Brody. Imaging pelvic floor disorders: trend toward comprehensive mri. *American Journal of Roentgenology*, 194(6):1640–1649, 2010.
- [8] Kimberly A Gerten, Alayne D Markland, L Keith Lloyd, and Holly E Richter. Prolapse and incontinence surgery in older women. *The Journal of urology*, 179(6):2111–2118, 2008.
- [9] Karl M Luber, Sally Boero, and Jennifer Y Choe. The demographics of pelvic floor disorders: current observations and future projections. *American journal of obstetrics and gynecology*, 184(7):1496–1503, 2001.
- [10] MPL Parente, RM Natal Jorge, T Mascarenhas, AA Fernandes, and JAC Martins. Deformation of the pelvic floor muscles during a vaginal delivery. *International Urogynecology Journal*, 19:65–71, 2008.
- [11] Paulo Alexandre Rodrigues Ferro. Estudo computacional sobre a influência da pressão intra-abdominal no comportamento biomecânico da bexiga. Master’s dissertation, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2020.

- [12] Maria Elisabete Teixeira da Silva. Estudo biomecânico de um feto durante um parto vaginal. Master's dissertation, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2012.
- [13] MCP Vila Pouca, P Areias, S Göktepe, JA Ashton-Miller, RM Natal Jorge, and MPL Parente. Modeling permanent deformation during low-cycle fatigue: Application to the pelvic floor muscles during labor. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 164:104908, 2022.
- [14] Tracey A Horak, Rodrigo A Guzman-Rojas, KLL Shek, and Hans P Dietz. Pelvic floor trauma: does the second baby matter? *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology*, 44(1):90–94, 2014.
- [15] Jonathan Mant, Rosemary Painter, and Martin Vessey. Epidemiology of genital prolapse: observations from the oxford family planning association study. *BJOG: An International Journal of Obstetrics & Gynaecology*, 104(5):579–585, 1997.
- [16] Guri Rortveit, Yngvild S Hannestad, Anne Kjersti Daltveit, and Steinar Hunskaar. Age-and type-dependent effects of parity on urinary incontinence: the norwegian epincont study. *Obstetrics & Gynecology*, 98(6):1004–1010, 2001.
- [17] Ana Rita Silva. Estudo biomecânico da cavidade pélvica da mulher. Monografia, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2012.
- [18] Dulce A Oliveira, Marco PL Parente, Begoña Calvo, Teresa Mascarenhas, and Renato M Natal Jorge. Numerical simulation of the damage evolution in the pelvic floor muscles during childbirth. *Journal of Biomechanics*, 49(4):594–601, 2016.
- [19] Deanna C Easley, Steven D Abramowitch, and Pamela A Moalli. Female pelvic floor biomechanics: bridging the gap. *Current opinion in urology*, 27(3):262, 2017.
- [20] JAC Martins, MPM Pato, EB Pires, RM Natal Jorge, M Parente, and T Mascarenhas. Finite element studies of the deformation of the pelvic floor. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1101(1):316–334, 2007.
- [21] Ingrid Harm-Ernandes, Valerie Boyle, Dee Hartmann, Colleen M Fitzgerald, Jerry L Lowder, Rhonda Kotarinos, and Emily Whitcomb. Assessment of the pelvic floor and associated musculoskeletal system: Guide for medical practitioners. *Female pelvic medicine & reconstructive surgery*, 27(12):711–718, 2021.
- [22] Helga Fritsch. Clinical anatomy of the female pelvis. In *MRI and CT of the Female Pelvis*, pages 1–24. Springer, 2007.
- [23] Jeremy M. DeSilva and Karen R. Rosenberg. Anatomy, development, and function of the human pelvis. *The Anatomical Record*, 300:628–632, 4 2017.
- [24] Frank H. Netter and MD. *Atlas of human anatomy*. Elsevier Inc., 2014.
- [25] Alessandra Boaviagem, Thales Almeida Coutinho, Luiz Gustavo Alves de Oliveira, and Eduarda Moretti. Comportamento biomecânico da pelve nas diferentes posturas adotadas durante o segundo período do trabalho de parto. *Revista Eletrônica da Estácio Recife*, 5(1), 2019.
- [26] Jonathan CK Wells. The new “obstetrical dilemma”: stunting, obesity and the risk of obstructed labour. *The Anatomical Record*, 300(4):716–731, 2017.

- [27] Wilton M Krogman. The scars of human evolution. *Scientific American*, 185(6):54–57, 1951.
- [28] Sherwood L Washburn. Tools and human evolution. *Scientific American*, 203(3):62–75, 1960.
- [29] Holly M Dunsworth, Anna G Warrener, Terrence Deacon, Peter T Ellison, and Herman Pontzer. Metabolic hypothesis for human altriciality. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 109(38):15212–15216, 2012.
- [30] Anna G Warrener, Kristi L Lewton, Herman Pontzer, and Daniel E Lieberman. A wider pelvis does not increase locomotor cost in humans, with implications for the evolution of childbirth. *PloS one*, 10(3):e0118903, 2015.
- [31] Lia Betti. Shaping birth: variation in the birth canal and the importance of inclusive obstetric care. *Philosophical Transactions of the Royal Society B*, 376(1827):20200024, 2021.
- [32] W E Caldwell and H C Moley. Anatomical variations in the female pelvis: Their classification and obstetrical significance: (section of obstetrics and gynæcology). *Proceedings of the Royal Society of Medicine*, 32:1–30, 11 1938.
- [33] Rebeca Meira Queiroz Dib and Dayana Priscila Maia Meija. *A influência do parto normal na incontinência urinária*. Pós-graduação em uroginecologia, obstetrícia e mastologia, Faculdade Ávila, 2012.
- [34] Helen K Kurki. Bony pelvic canal size and shape in relation to body proportionality in humans. *American Journal of Physical Anthropology*, 151(1):88–101, 2013.
- [35] Lia Betti and Andrea Manica. Human variation in the shape of the birth canal is significant and geographically structured. *Proceedings of the Royal Society B*, 285(1889):20181807, 2018.
- [36] Alejandra M Ruiz-Zapata, Andrew J Feola, John Heesakkers, Petra de Graaf, Mija Blaganje, and Karl-Dietrich Sievert. Biomechanical properties of the pelvic floor and its relation to pelvic floor disorders. *European Urology Supplements*, 17(3):80–90, 2018.
- [37] Richard P Deane. Operative vaginal delivery and pelvic floor complications. *Best Practice & Research Clinical Obstetrics & Gynaecology*, 56:81–92, 2019.
- [38] James A Ashton-Miller and John OL DeLancey. On the biomechanics of vaginal birth and common sequelae. *Annual review of biomedical engineering*, 11:163, 2009.
- [39] PY Noritomi, JV Lopes da Silva, RC Ardoz Dellai, A Fiorentino, L Giorleo, and E Cereetti. Virtual modeling of a female pelvic floor and hypothesis for simulating biomechanical behavior during natural delivery. *Procedia CIRP*, 5:300–304, 2013.
- [40] Rongrong Xuan, Mingshuwen Yang, Yajie Gao, Shuaijun Ren, Jialin Li, Zhenglun Yang, Yang Song, Xu-Hao Huang, Ee-Chon Teo, Jue Zhu, et al. A simulation analysis of maternal pelvic floor muscle. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(20):10821, 2021.
- [41] Xinshan Li, Jennifer A Kruger, Jae-Hoon Chung, Martyn P Nash, and Poul MF Nielsen. Modelling childbirth: comparing athlete and non-athlete pelvic floor mechanics. In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pages 750–757. Springer, 2008.

- [42] JAMES A ASHTON-MILLER and JOHN OL DeLANCEY. Functional anatomy of the female pelvic floor. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1101(1):266–296, 2007.
- [43] Aly Youssef, Elena Brunelli, Gianluigi Pilu, and Hans Peter Dietz. The maternal pelvic floor and labor outcome. *American Journal of Obstetrics & Gynecology MFM*, 3(6):100452, 2021.
- [44] Štěpán Janda, Frans CT Van Der Helm, and Sjoerd B de Blok. Measuring morphological parameters of the pelvic floor for finite element modelling purposes. *Journal of biomechanics*, 36(6):749–757, 2003.
- [45] Kimberley F Noakes, Andrew J Pullan, Ian P Bissett, and Leo K Cheng. Subject specific finite elasticity simulations of the pelvic floor. *Journal of biomechanics*, 41(14):3060–3065, 2008.
- [46] Thuane Huyer da Roza. Prevalência da incontinência urinária feminina e proposta de um protocolo de reabilitação funcional dos músculos do pavimento pélvico para mulheres atletas. Master’s dissertation, Faculdade de Desporto da Universidade do Porto, 2011.
- [47] Sender Herschorn. Female pelvic floor anatomy: the pelvic floor, supporting structures, and pelvic organs. *Reviews in urology*, 6(Suppl 5):S2, 2004.
- [48] Nuno Miguel Barros Dias. Modulação biomecânica da pressão na cavidade abdominopélvica. Master’s dissertation, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2015.
- [49] Kaven Baessler, B Schüssler, Kathryn L Burgio, Kate H Moore, Peggy A Norton, and SLE Stanton. Pelvic floor re-education. *London: Springer*, 2008.
- [50] David D Rahn, Matthew D Ruff, Spencer A Brown, Harry F Tibbals, and R Ann Word. Biomechanical properties of the vaginal wall: effect of pregnancy, elastic fiber deficiency, and pelvic organ prolapse. *American journal of obstetrics and gynecology*, 198(5):590–e1, 2008.
- [51] Clifford Y Wai, Donald D McIntire, Shanna D Atnip, Joseph I Schaffer, Steven L Bloom, and Kenneth J Leveno. Urodynamic indices and pelvic organ prolapse quantification 3 months after vaginal delivery in primiparous women. *International urogynecology journal*, 22(10):1293–1298, 2011.
- [52] Kari Bo, Helena C Frawley, Bernard T Haylen, Yoram Abramov, Fernando G Almeida, Bary Berghmans, Maria Bortolini, Chantale Dumoulin, Mario Gomes, Doreen McClurg, et al. An international urogynecological association (iuga)/international continence society (ics) joint report on the terminology for the conservative and nonpharmacological management of female pelvic floor dysfunction. *International urogynecology journal*, 28(2):191–213, 2017.
- [53] Michal Lipschuetz, Sarah M Cohen, Michal Liebergall-Wischnitzer, Kifah Zbedat, Drorith Hochner-Celnikier, Yuval Lavy, and Simcha Yagel. Degree of bother from pelvic floor dysfunction in women one year after first delivery. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, 191:90–94, 2015.
- [54] Grietje E Knol-de Vries and Marco H Blanker. Prevalence of co-existing pelvic floor disorders: A scoping review in males and females. *Continence*, 2:100028, 2022.

- [55] Yu Chen, Michael DeSautel, Ann Anderson, Gopal Badlani, and Leslie Kushner. Collagen synthesis is not altered in women with stress urinary incontinence. *Neurourology and Urodynamics: Official Journal of the International Continence Society*, 23(4):367–373, 2004.
- [56] Gregory S Jack, Ganka Nikolova, Eric Vilain, Shlomo Raz, and Larissa V Rodríguez. Familial transmission of genitovaginal prolapse. *International Urogynecology Journal*, 17(5):498–501, 2006.
- [57] Carol A Graham and Veronica T Mallett. Race as a predictor of urinary incontinence and pelvic organ prolapse. *American journal of obstetrics and gynecology*, 185(1):116–120, 2001.
- [58] Eddie HM Sze, Gordon B Sherard III, and Jeanette M Dolezal. Pregnancy, labor, delivery, and pelvic organ prolapse. *Obstetrics & Gynecology*, 100(5):981–986, 2002.
- [59] Patrick J Woodman, Steven E Swift, Amy L O’Boyle, Michael T Valley, Deirdre R Bland, Margie A Kahn, and Joseph I Schaffer. Prevalence of severe pelvic organ prolapse in relation to job description and socioeconomic status: a multicenter cross-sectional study. *International Urogynecology Journal*, 17(4):340–345, 2006.
- [60] Ingrid Nygaard, Matthew D Barber, Kathryn L Burgio, Kimberly Kenton, Susan Meikle, Joseph Schaffer, Cathie Spino, William E Whitehead, Jennifer Wu, Debra J Brody, et al. Prevalence of symptomatic pelvic floor disorders in us women. *Jama*, 300(11):1311–1316, 2008.
- [61] Priscila Tavares Zizzi, Karina Fernandes Trevisan, Nathalie Leister, Camila da Silva Cruz, and Maria Luiza Gonzalez Riesco. Força muscular perineal e incontinência urinária e anal em mulheres após o parto: estudo transversal. *Revista da Escola de Enfermagem da USP*, 51, 2017.
- [62] MET Silva, DA Oliveira, TH Roza, S Brandao, MPL Parente, T Mascarenhas, and RM Natal Jorge. Study on the influence of the fetus head molding on the biomechanical behavior of the pelvic floor muscles, during vaginal delivery. *Journal of Biomechanics*, 48(9):1600–1605, 2015.
- [63] John OL DeLancey, Rohna Kearney, Queena Chou, Steven Speights, and Shereen Binno. The appearance of levator ani muscle abnormalities in magnetic resonance images after vaginal delivery. *Obstetrics & Gynecology*, 101(1):46–53, 2003.
- [64] Hans Peter Dietz and Valeria Lanzarone. Levator trauma after vaginal delivery. *Obstetrics & Gynecology*, 106(4):707–712, 2005.
- [65] Cheryl Iglesia and Katelyn R Smithling. Pelvic organ prolapse. *American family physician*, 96(3):179–185, 2017.
- [66] Hans Peter Dietz. Pelvic organ prolapse-a review. *Australian family physician*, 44(7):446–452, 2015.
- [67] Mariana Masteling Pereira. On the forces of the pubovisceral muscle: A biomechanical analysis. Master’s dissertation, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2016.

- [68] JPS Ferreira, M Kuang, MPL Parente, RM Natal Jorge, R Wang, SJ Eppell, and M Damaser. Altered mechanics of vaginal smooth muscle cells due to the lysyl oxidase-like1 knockout. *Acta biomaterialia*, 110:175–187, 2020.
- [69] Divya A Patel, Xiao Xu, Angela D Thomason, Scott B Ransom, Julie S Ivy, and John OL DeLancey. Childbirth and pelvic floor dysfunction: an epidemiologic approach to the assessment of prevention opportunities at delivery. *American journal of obstetrics and gynecology*, 195(1):23–28, 2006.
- [70] John OL DeLancey, Daniel M Morgan, Dee E Fenner, Rohna Kearney, Kenneth Guire, Janis M Miller, Hero Hussain, Wolfgang Umek, Yvonne Hsu, and James A Ashton-Miller. Comparison of levator ani muscle defects and function in women with and without pelvic organ prolapse. *Obstetrics & gynecology*, 109(2 Part 1):295–302, 2007.
- [71] Paul Abrams, Karl-Erik Andersson, L Birder, L Brubaker, Linda Cardozo, C Chapple, A Cottenden, W Davila, Dirk De Ridder, Roger Dmochowski, et al. Fourth international consultation on incontinence recommendations of the international scientific committee: Evaluation and treatment of urinary incontinence, pelvic organ prolapse, and fecal incontinence. *Neurourology and Urodynamics: Official Journal of the International Continence Society*, 29(1):213–240, 2010.
- [72] Riikka M Tähtinen, Rufus Cartwright, Johnson F Tsui, Riikka L Aaltonen, Yoshitaka Aoki, Jovita L Cardenas, Regina El Dib, Kirsi M Joronen, Sumayyah Al Juaid, Sabreen Kalantan, et al. Long-term impact of mode of delivery on stress urinary incontinence and urgency urinary incontinence: a systematic review and meta-analysis. *European urology*, 70(1):148–158, 2016.
- [73] Marco Paulo Parente, ARMG da Silva, Maria Elizabete Teixeira da Silva, Renato Natal Jorge, Teresa Mascarenhas, and António Augusto Fernandes. Study on the influence of the fetal head flexion during vaginal delivery by using a computational model (estudo computacional sobre a influência da flexão da cabeça fetal no pavimento pélvico durante um parto vaginal). *Acta Obstet. Ginecol. Port.*, 6(4):160–166, 2012.
- [74] K Moore, AF Dalley, and AM Agur. *Anatomia Orientada para a Clínica*. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 2001.
- [75] S Hunskaar, EP Arnold, KETA Burgio, AC Diokno, AR Herzog, and VT Mallett. Epidemiology and natural history of urinary incontinence. *International urogynecology journal*, 11(5):301–319, 2000.
- [76] Guri Rortveit, Anne Kjersti Daltveit, Yngvild S Hannestad, and Steinar Hunskaar. Urinary incontinence after vaginal delivery or cesarean section. *New England Journal of Medicine*, 348(10):900–907, 2003.
- [77] HP Dietz and PD Wilson. Childbirth and pelvic floor trauma. *Best Practice & Research Clinical Obstetrics & Gynaecology*, 19(6):913–924, 2005.
- [78] Ambre L Olsen, Virginia J Smith, John O Bergstrom, Joyce C Colling, and Amanda L Clark. Epidemiology of surgically managed pelvic organ prolapse and urinary incontinence. *Obstetrics & Gynecology*, 89(4):501–506, 1997.

- [79] Jennifer M Wu, Amie Kawasaki, Andrew F Hundley, Alexis A Dieter, Evan R Myers, and Vivian W Sung. Predicting the number of women who will undergo incontinence and prolapse surgery, 2010 to 2050. *American journal of obstetrics and gynecology*, 205(3):230–e1, 2011.
- [80] Ming-Ping Wu, Chia-Jen Wu, and Shih-Feng Weng. The choice of reoperation after primary surgeries for uterine prolapse: a nationwide study. *Gynecology and Minimally Invasive Therapy*, 4(4):120–125, 2015.
- [81] Dejun Jing, James A Ashton-Miller, and John OL DeLancey. A subject-specific anisotropic visco-hyperelastic finite element model of female pelvic floor stress and strain during the second stage of labor. *Journal of biomechanics*, 45(3):455–460, 2012.
- [82] Peter Petros. *The female pelvic floor*. Springer, 2007.
- [83] Rita Rynkevic, João Ferreira, Pedro Martins, Marco Parente, and Antonio A Fernandes. Linking hyperelastic theoretical models and experimental data of vaginal tissue through histological data. *Journal of biomechanics*, 82:271–279, 2019.
- [84] Chrystèle Rubod, Malik Boukerrou, Mathias Brieu, Patrick Dubois, and Michel Cosson. Biomechanical properties of vaginal tissue. part 1: new experimental protocol. *The Journal of urology*, 178(1):320–325, 2007.
- [85] Chrystèle Rubod, Mathias Brieu, Michel Cosson, Géraldine Rivaux, Jean-Charles Clay, Laurent de Landsheere, and Boris Gabriel. Biomechanical properties of human pelvic organs. *Urology*, 79(4):968–e17, 2012.
- [86] Lee B Epstein, Carol A Graham, and Michael H Heit. Systemic and vaginal biomechanical properties of women with normal vaginal support and pelvic organ prolapse. *American journal of obstetrics and gynecology*, 197(2):165–e1, 2007.
- [87] Cheng-Jen Chuong, Milton Ma, Robert C Eberhart, and Philippe Zimmern. Viscoelastic properties measurement of the prolapsed anterior vaginal wall: a patient-directed methodology. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, 173:106–112, 2014.
- [88] Tovia Martirosian Smith, Jiajia Luo, Yvonne Hsu, James Ashton-Miller, and John Oliver Delancey. A novel technique to measure in vivo uterine suspensory ligament stiffness. *American journal of obstetrics and gynecology*, 209(5):484–e1, 2013.
- [89] Cristiana Maria Baldo Silvani. Parto humanizado: uma revisão bibliográfica. Especialização em saúde pública, Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2010.
- [90] MPL Parente, RM Natal Jorge, T Mascarenhas, AA Fernandes, and JAC Martins. The influence of an occipito-posterior malposition on the biomechanical behavior of the pelvic floor. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, 144:S166–S169, 2009.
- [91] Hana Cechova, Vladimir Kalis, Linda Havelkova, Zdenek Rusavy, Pavel Fiala, Martina Rybarova, Ludek Hyncik, Ladislav Krofta, and Khaled M Ismail. Finite element modeling of maximum stress in pelvic floor structures during the head expulsion (finesse) study. *International Urogynecology Journal*, 32:1997–2003, 2021.

- [92] RJ Lapeer and RW Prager. Fetal head moulding: finite element analysis of a fetal skull subjected to uterine pressures during the first stage of labour. *Journal of biomechanics*, 34(9):1125–1133, 2001.
- [93] Ana Beatriz Chorão Estêvão. Vacuum-assisted vaginal delivery: a biomechanical study. Master's dissertation, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2021.
- [94] Rita Moura, Margarida Borges, Maria CP Vila Pouca, Dulce A Oliveira, Marco PL Parente, Nina Kimmich, Teresa Mascarenhas, and Renato M Natal. A numerical study on fetal head molding during labor. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, 37(1):e3411, 2021.
- [95] Elisabete Silva, M. Parente, Renato Natal Jorge, Teresa Mascarenhas, and Antonio Fernandes. Análise das propriedades biomecânicas do pavimento pélvico e do feto. In *5º Congresso Nacional de Biomecânica*, 2013.
- [96] Luana Mann, Julio Francisco Kleinpaul, Carlos Bolli Mota, and Saray Giovana dos Santos. Alterações biomecânicas durante o período gestacional: uma revisão. *Motriz: Revista de Educação Física*, 16:730–741, 2010.
- [97] Megan R Routzong, Ghazaleh Rostaminia, Pamela A Moalli, and Steven D Abramowitch. Pelvic floor shape variations during pregnancy and after vaginal delivery. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 194:105516, 2020.
- [98] Michael M Beckmann and Andrea J Garrett. Antenatal perineal massage for reducing perineal trauma. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2006.
- [99] Aldo Vacca. Vacuum-assisted delivery: an analysis of traction force and maternal and neonatal outcomes. *Australian and New Zealand journal of obstetrics and gynaecology*, 46(2):124–127, 2006.
- [100] V Kalis, K Laine, JW De Leeuw, KM Ismail, and DG Tincello. Classification of episiotomy: towards a standardisation of terminology. *BJOG: an international journal of obstetrics & gynaecology*, 119(5):522–526, 2012.
- [101] Hong Jiang, Xu Qian, Guillermo Carroli, and Paul Garner. Selective versus routine use of episiotomy for vaginal birth. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2017.
- [102] Ilknur Kepenekci, Betul Keskinilic, Filiz Akinsu, Petek Cakir, Atilla Halil Elhan, Ayhan Bulent Erkek, and Mehmet Ayhan Kuzu. Prevalence of pelvic floor disorders in the female population and the impact of age, mode of delivery, and parity. *Diseases of the Colon & Rectum*, 54(1):85–94, 2011.
- [103] Sarah Friedman, Joan L Blomquist, Joann M Nugent, Kelly C McDermott, Alvaro Muñoz, and Victoria L Handa. Pelvic muscle strength after childbirth. *Obstetrics and gynecology*, 120(5):1021, 2012.
- [104] Gustavo Alves Pinto Mosqueira Gomes. Análise numérica de enrijecedor à flexão para i-tube. Master's dissertation, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2018.
- [105] Luiz Fernando de Oliveira Friedel. Análise de estruturas planas reforçadas com fibras ativas viscoelásticas e matriz com modelo constitutivo hiperelástico: aplicações gerais em engenharia e biomecânica. Master's dissertation, Universidade de São Paulo, 2016.

- [106] Felipe Maués Bergh. *Seleção de um modelo de material hiperelástico para a análise de elementos finitos de um coxim automotivo de borracha*. PhD thesis, Universidade Federal de Minas Gerais, 2021.
- [107] Rui Miguel da Costa Alves Maciel. *Método dos elementos finitos aplicado à análise de sólidos: concepção e implementação*. Master's dissertation, Instituto Superior Técnico, 2013.
- [108] Jay D Humphrey. Continuum biomechanics of soft biological tissues. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 459(2029):3–46, 2003.
- [109] Yun Peng, Rose Khavari, Nissrine A Nakib, Timothy B Boone, and Yingchun Zhang. Assessment of urethral support using mri-derived computational modeling of the female pelvis. *International urogynecology journal*, 27(2):205–212, 2016.
- [110] Katrina M Knight, Pamela A Moalli, Alexis Nolfi, Stacy Palcsey, William R Barone, and Steven D Abramowitch. Impact of parity on ewe vaginal mechanical properties relative to the nonhuman primate and rodent. *International urogynecology journal*, 27(8):1255–1263, 2016.
- [111] Kuo-Cheng Lien, Brian Mooney, John OL DeLancey, and James A Ashton-Miller. Levator ani muscle stretch induced by simulated vaginal birth. *Obstetrics and gynecology*, 103(1):31, 2004.
- [112] Lennox Hoyte, Margot S Damaser, Simon K Warfield, Giridhar Chukkapalli, Amitava Majumdar, Dong Ju Choi, Abhishek Trivedi, and Petr Krysl. Quantity and distribution of levator ani stretch during simulated vaginal childbirth. *American journal of obstetrics and gynecology*, 199(2):198–e1, 2008.
- [113] Susan V Brooks, Eileen Zerba, and John A Faulkner. Injury to muscle fibres after single stretches of passive and maximally stimulated muscles in mice. *The Journal of physiology*, 488(2):459–469, 1995.
- [114] LCAR Torres and MA Vaz. Modelagem viscoelástica não linear de enrijecedores à flexão. In *25º Congresso Nacional de Transportes Marítimos e Construção Naval*, 2014.
- [115] Paulo Batista Gonçalves. *Análise dinâmica de membranas circulares hiperelásticas*. PhD thesis, PUC-Rio, 2009.
- [116] Majid Shahzad, Ali Kamran, Muhammad Zeeshan Siddiqui, and Muhammad Farhan. Mechanical characterization and fe modelling of a hyperelastic material. *Materials research*, 18:918–924, 2015.
- [117] Mary C Boyce and Ellen M Arruda. Constitutive models of rubber elasticity: a review. *Rubber chemistry and technology*, 73(3):504–523, 2000.
- [118] Aidy Ali, M Hosseini, BB Sahari, et al. A review of constitutive models for rubber-like materials. *American Journal of Engineering and Applied Sciences*, 3(1):232–239, 2010.
- [119] Heleen Fehervary, Lauranne Maes, Julie Vastmans, Gertjan Kloosterman, and Nele Famaey. How to implement user-defined fiber-reinforced hyperelastic materials in finite element software. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 110:103737, 2020.

- [120] Leonardo Hoss. Modelos constitutivos hiperelásticos para elastômeros incompressíveis: ajuste, comparação de desempenho e proposta de um novo modelo. Master's dissertation, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2009.
- [121] João Paulo Alves De Paula and Debora Francisco Lalo. Estudo sobre o efeito de mullins e modelos hiperelásticos para elastômeros. In *VIII Simpósio de Iniciação Científica, Didática e de Ações Sociais da FEI*, 2018.
- [122] Ali A Abbasi, MT Ahmadian, Ali Alizadeh, and S Tarighi. Application of hyperelastic models in mechanical properties prediction of mouse oocyte and embryo cells at large deformations. In *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, volume 50534, page V003T04A021. American Society of Mechanical Engineers, 2016.
- [123] AL Vieira, V Leal, and ME Silveira. Avaliação de modelos hiperelásticos na simulação numérica de um suporte de motor automotivo. In *Nono Simpósio de Mecânica Computacional*. Associação Brasileira de Métodos Computacionais em Engenharia, 2010.
- [124] João Paulo Pascon. *Sobre modelos constitutivos não lineares para materiais com gradação funcional exibindo grandes deformações: implementação numérica em formulação não linear geométrica*. PhD thesis, Universidade de São Paulo, 2012.
- [125] MCP Vila Pouca, Marco PL Parente, RM Natal Jorge, and James A Ashton-Miller. Investigating the birth-related caudal maternal pelvic floor muscle injury: the consequences of low cycle fatigue damage. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 110:103956, 2020.
- [126] B Calvo, Estefanía Peña, MA Martinez, and Manuel Doblaré. An uncoupled directional damage model for fibred biological soft tissues. formulation and computational aspects. *International journal for numerical methods in engineering*, 69(10):2036–2057, 2007.
- [127] Juan Carlos Simo. On a fully three-dimensional finite-strain viscoelastic damage model: formulation and computational aspects. *Computer methods in applied mechanics and engineering*, 60(2):153–173, 1987.
- [128] Estefanía Peña. Computational aspects of the numerical modelling of softening, damage and permanent set in soft biological tissues. *Computers & Structures*, 130:57–72, 2014.
- [129] Pietro Paolo Milella. *Fatigue and corrosion in metals*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [130] André Gomes. *Modelação e otimização de ferramentas de conformação plástica de chapa*. PhD thesis, Universidade de Aveiro, 2013.
- [131] F Gary Cunningham, Kenneth J Leveno, Steven L Bloom, Catherine Y Spong, Jodi S Dashe, Barbara L Hoffman, Brian M Casey, and Jeanne S Sheffield. *Williams obstetrics*, volume 7. McGraw-Hill Medical New York, 2014.