



Universidade do Porto

**FEUP** Faculdade de  
Engenharia

Mestrado em Engenharia Biomédica

*Estudo Biomecânico de um Feto Durante um Parto  
Vaginal*

**Dissertação**

Maria Elisabete Teixeira da Silva

Porto, Julho de 2012

*Estudo Biomecânico de um Feto Durante um Parto  
Vaginal*

Trabalho realizado no âmbito da disciplina de Dissertação do Mestrado em Engenharia  
Biomédica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

**Maria Elisabete Teixeira da Silva**

Licenciada em Engenharia Biomédica pelo Instituto Politécnico de Bragança

Dissertação realizada sob a orientação de:

**Professor Doutor Marco Paulo Lages Parente**

Coorientador:

**Professor Doutor Renato Manuel Natal Jorge**



# Dedicatória

---

*“Se eu vi mais longe, foi por estar de pé sobre ombros de gigantes.”*

*Isaac Newton*

Dedico este trabalho á minha família que sempre acreditou em mim, e acima de tudo, aos meus pais por estarem sempre do meu lado em todos os momentos.

São e sempre serão os meus “gigantes”.

# Agradecimentos

---

Ao meu orientador Professor Doutor Marco Paulo Lages Parente e ao coorientador, Professor Doutor Renato Manuel Natal Jorge, por terem disponibilizado tempo para me acompanhar durante esta etapa e dar apoio em todo o trabalho efetuado. Em específico ao meu orientador Professor Doutor Marco Paulo Lages Parente por ser incansável e estar sempre disponível para o esclarecimento de qualquer dúvida.

À Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto e ao Departamento de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial, agradeço as condições e os meios dispensados.

Aos meus pais por tudo.

Agradeço à minha irmã, Raquel Silva, e ao Saulo Fonseca por estarem sempre presentes.

Agradeço a todos aqueles que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

## **Resumo**

---

*A cabeça do feto é uma estrutura sensível, sujeita a solicitações elevadas, pois tem de passar pelo canal do parto. Durante o parto vaginal a cabeça fetal está sujeita a esforços elevados, que lhe são causadas pelo pavimento pélvico.*

*As falhas existentes no crânio são designadas de suturas cranianas que se encontram entre as placas ósseas e são responsáveis pela proteção do cérebro. Devido á existência destas suturas, os ossos do crânio podem mover-se enquanto atravessam todos os diâmetros da pelve materna.*

*O objetivo deste trabalho é contribuir para a clarificação dos valores das deformações e das tensões causadas na cabeça fetal, relacionadas com o parto vaginal. Também se analisou o alongamento no pavimento pélvico e no crânio fetal e ainda as forças que o feto provoca no pavimento pélvico quando desce em direção há vulva. Neste trabalho foi simulado um parto vaginal com um feto considerado rígido e um feto deformável (existência de suturas flexíveis) em posição occipito-anterior e posição occipito-posterior.*

*Os resultados obtidos para o alongamento do pavimento pélvico e para o crânio fetal são maiores quando o feto é considerado uma estrutura rígida e se encontra em posição occipito-posterior, e o mesmo acontece com os valores das deformações e das tensões no crânio fetal.*

*Quando o crânio é uma estrutura rígida o alongamento do pavimento e as forças causadas pelo feto são maiores, em relação ao crânio com uma estrutura deformável (existência das suturas flexíveis).*

**Palavras - chave:** *Simulação Numérica do Parto, Crânio Fetal, Suturas Cranianas*

## ***Abstract***

---

*The fetus's head is a sensible structure, subjected to high effort, since it has to pass through the birth canal. During vaginal delivery the fetal head is subjected to high loads, which are caused by the pelvic floor.*

*The sutures in the skull are called cranial sutures and lie between the bony plates and are responsible for protecting the brain. Due to the existence of these sutures, the skull bones can move as they go through all the diameters of the maternal pelvis.*

*The objective of this study is to contribute to the clarification of values of the deformations and stresses caused in the fetal head, related to a vaginal delivery. In this work, the stretch on the pelvic floor and in the fetal skull were studied. The forces caused by the fetus on the pelvic floor, when the fetus moves down toward the vulva were also studied. In this work we simulated a vaginal delivery with a fetus considered rigid and a fetus considered deformable (presence of the flexible sutures), presenting in an occipito-anterior position and in an occipito-posterior position.*

*The results obtained for the stretching of the pelvic floor and the fetus skull are higher when the fetus is considered a rigid structure and in an occipito-posterior position. The values of the deformations and stresses in the fetal skull are also higher.*

*When the skull is a rigid structure, the forces on the pelvic floor and the stretches caused by the fetus are greater in relation to the skull with a deformable structure (presence of the flexible sutures).*

***Key words:*** *Numerical Simulation Vaginal Birth, Fetal Skull, Cranial Sutures*

# *Índice Geral*

---

**Resumo**

**Abstract**

**Lista de Figuras**

**Lista de Tabelas**

**Glossário**

<b>1 Introdução e Contextualização Histórica .....</b>	<b>16</b>
1.1 Importância, motivação e objetivos .....	16
1.2 Organização da Dissertação .....	17
1.3 Contextualização Histórica .....	18
1.3.1 Introdução .....	18
1.3.2 Modelos do Parto Vaginal .....	19
1.3.2.1 Primeira fase do Parto Vaginal .....	19
1.3.2.2 Segunda fase do Parto Vaginal .....	20
<b>2 Anatomia Do Parto Vaginal.....</b>	<b>24</b>
2.1 Posição Anatômica .....	24
2.1.1 Introdução .....	24
2.1.2 Planos e Secções do Corpo Humano .....	24
2.1.3 Termos de movimento .....	26
2.1.3.1 Flexão e Extensão .....	26



2.1.3.2	Abdução/Adução .....	27
2.1.4	Termos Direcionais .....	27
2.2	Cavidade Pélvica.....	28
2.2.1	Introdução à Cavidade Pélvica e Péríneo.....	28
2.2.2	Pelve Óssea ou Esquelética.....	29
2.2.3	Péríneo .....	32
2.2.4	Útero .....	33
2.2.5	Vagina.....	34
2.3	Estrutura Anatômica do Feto .....	36
2.3.1	Sistemas de Órgãos .....	36
2.3.1.1	Introdução ao Sistema Esquelético .....	37
2.3.1.2	Anatomia do Crânio Fetal .....	38
2.3.1.3	Matriz do Tecido Cartilagíneo .....	38
2.3.1.4	Células do Tecido Cartilagíneo .....	39
2.3.1.5	Histogénese do Tecido Cartilagíneo .....	40
2.3.1.6	Ossificação Endocondral.....	41
2.3.1.7	Parte Externa da Cabeça Fetal.....	41
2.3.1.8	Suturas Cranianas.....	44
2.3.1.9	Pontos de Referência do Crânio.....	44
2.4	Parto Normal e Nascimento .....	45
2.4.1	Introdução .....	45
2.4.2	Preparação Fisiológica para o Parto.....	45
2.4.3	Preparação Fisiológica para o Parto.....	46

### **3 Imagiologia MRI..... 52**

3.1	Introdução .....	52
3.2	Princípios Físicos .....	53
3.3	Ressonância Magnética na Medicina.....	55
3.4	Segurança.....	56
3.4.1	Segurança da Gestante e do Feto .....	56
<b>4</b>	<b>Método dos Elementos Finitos.....</b>	<b>58</b>
4.1	Introdução .....	58
4.2	Simulação Numérica.....	59
4.3	Discretização pelo Método dos Elementos Finitos.....	63
4.3.1	Elementos Unidimensionais.....	63
4.3.2	Elementos Tridimensionais.....	66
<b>5</b>	<b>Simulação Numérica Do Parto Vaginal.....</b>	<b>70</b>
5.1	Modelo utilizado para o Pavimento Pélvico.....	70
5.2	Modelo utilizado para a Pelve Óssea.....	72
5.3	Modelo de Elementos Finitos para o Feto .....	73
5.3.1	Imagens de Tomografia – Construção do crânio fetal.....	74
5.3.2	Mimics .....	77
5.4	Modelos Constitutivos .....	78
5.4.1	Modelo constitutivo para o Pavimento Pélvico .....	78
5.4.2	Modelo constitutivo para o Feto .....	80
5.4.2.1	Modelo Mooney-Rivlin.....	80
5.4.2.2	Modelo Neo-Hooke.....	81
5.4.3	Propriedade dos materiais para o feto.....	81
<b>6</b>	<b>Resultados: Simulação do Parto Vaginal em Posição Cefálica .....</b>	<b>83</b>

6.1	Simulação numérica do parto em posição occipito-anterior.....	84
6.1.1	Análise dos resultados para o pavimento pélvico com o feto em apresentação occipito-anterior.....	85
6.1.1.1	Utilização de um feto deformável.....	86
6.1.1.2	Utilização de um feto rígido.....	88
6.1.2	Análise dos resultados para o crânio fetal.....	90
6.1.2.1	Análise do alongamento no crânio fetal para as diferentes curvas ....	91
6.1.2.2	Força que o feto exerce no pavimento pélvico.....	92
6.1.2.3	Análise da deformação em função da distância normalizada .....	94
6.1.2.4	Análise da deformação no crânio fetal para os diferentes deslocamentos verticais.....	96
6.1.2.5	Análise da tensão no crânio fetal para os diferentes deslocamentos verticais.....	97
6.2	Simulação numérica do parto em posição occipito-posterior.....	99
6.2.1	Análise dos resultados para o pavimento pélvico .....	100
6.2.1.1	Utilização de um feto deformável .....	100
6.2.1.2	Utilização de um feto rígido .....	101
6.2.2	Análise dos resultados para o crânio fetal.....	103
6.2.2.1	Análise do alongamento no crânio fetal para as diferentes curvas ..	103
6.2.2.2	Força que o feto exerce no pavimento pélvico.....	105
6.2.2.3	Análise da deformação em função da distância normalizada .....	106
6.2.2.4	Análise da deformação no crânio fetal para os diferentes deslocamentos verticais.....	108

6.2.2.5	Análise da tensão no crânio fetal para os diferentes deslocamentos verticais.....	109
6.3	Comparação dos resultados entre a posição occipital-anterior e a occipital-posterior .....	111
6.3.1	Análise dos resultados para o pavimento pélvico .....	111
6.3.2	Análise dos resultados para o crânio fetal.....	112
6.3.2.1	Análise do alongamento no crânio fetal.....	112
6.3.2.2	Força que o feto exerce no pavimento pélvico.....	114
6.3.2.3	Análise da deformação no crânio fetal para os diferentes deslocamentos verticais.....	116
6.3.2.4	Análise da tensão no crânio fetal para os diferentes deslocamentos verticais.....	117
6.4	Discussão dos resultados .....	118
<b>7</b>	<b>Conclusão .....</b>	<b>120</b>
7.1	Trabalhos Futuros .....	122
	<b>Referências .....</b>	<b>123</b>
	<b>Anexo A: Ajustamento das propriedades para o Crânio Fetal.....</b>	<b>129</b>

## *Lista de Figuras*

---

<b>Figura 1.</b> Vista lateral direita do modelo da cabeça fetal com osso (vermelho) e suturas (azul), (adaptado de [18]). .....	20
<b>Figura 2.</b> Diferentes modelos para a simulação do Parto Vaginal, imagem da esquerda (adaptada de [22]), imagem ao centro (adaptada de [19]) e imagem da direita (adaptada de [25]). .....	22
<b>Figura 3.</b> Modelos do crânio fetal, imagem da esquerda (adaptada de [26]) e a imagem da direita (adaptada de [27]). .....	23
<b>Figura 4.</b> Planos anatómicos de referência: a) Plano sagital; b) Plano coronal ou frontal; c) Plano Transversal ou Horizontal (adaptado de [3]). .....	25
<b>Figura 5.</b> Exemplos de movimentos de flexão e extensão (adaptado de [29]). .....	26
<b>Figura 6.</b> Exemplos de movimentos de abdução e adução (adaptado de [29]). .....	27
<b>Figura 7.</b> Termos direcionais utilizados para descrever a posição de uma estrutura relativamente a outra, com o corpo em posição anatómica (adaptado de [3]). .....	28
<b>Figura 8.</b> Pelve óssea ou esquelética em vista anterior (adaptado de [3]). .....	29
<b>Figura 9.</b> Vista anterior do osso ilíaco (adaptado de [2]). .....	30
<b>Figura 10.</b> Sacro em vista anterior (adaptado de [2]). .....	31
<b>Figura 11.</b> Sacro em vista posterior (adaptado de [2]). .....	31
<b>Figura 12.</b> Triângulos Urogenital e Anal (adaptado de [30]). .....	32
<b>Figura 13.</b> Pavimento Pélvico (adaptado de [30]). .....	33
<b>Figura 14.</b> Viscera Genital Feminina (adaptado de [30]). .....	34
<b>Figura 15.</b> Útero e órgãos anexos (adaptado de [31]). .....	35
<b>Figura 16.</b> Condrócitos sintetizam matriz cartilaginosa (adaptado de [2]). .....	39
<b>Figura 17.</b> Condrócitos e Condroblastos (adaptado de [2]). .....	40
<b>Figura 18.</b> Crânio Fetal em vista lateral (adaptado de [33]). .....	42
<b>Figura 19.</b> Visão superior do crânio de um feto (adaptado [33]). .....	43

<b>Figura 20.</b> Apresentações cefálicas durante o trabalho de parto; a) Occipito-anterior esquerda; b) Occipito-transverso esquerda; c) Occipito-posterior esquerda; d) Occipito-anterior direita; e) Occipito-transverso direita; f) Occipito-posterior direita; [adaptado de [3]).	48
<b>Figura 21.</b> Apresentações anormais durante o trabalho de parto; a) De face; b) De frente; c) De nádegas; d) De ombro; (adaptado de [42]).	49
<b>Figura 22.</b> Moldação da cabeça de um recém-nascido (adaptado de [43]).	50
<b>Figura 23.</b> Cefalohematoma (adaptado de [44]).	51
<b>Figura 24.</b> Scanner de MRI (adaptado de [45]).	53
<b>Figura 25.</b> Representação do momento angular de um núcleo (adaptado de [47]).	54
<b>Figura 26.</b> Movimento aleatório dos prótons de Hidrogénio (parte esquerda da imagem) e movimento alinhado dos prótons de Hidrogénio (parte direita da imagem), (adaptado de [46]).	55
<b>Figura 27.</b> Imagem de Ressonância Magnética de um feto, (adaptado de [47]).	56
<b>Figura 28.</b> Esquema do processo de discretização de um domínio em subdomínios (adaptado de [48]).	61
<b>Figura 29.</b> Representação da metodologia do MEF (adaptado de [49]).	62
<b>Figura 30.</b> Elemento e as suas decomposições (adaptado de [48]).	66
<b>Figura 31.</b> Malha de elementos finitos do pavimento pélvico.	71
<b>Figura 32.</b> Malha de elementos finitos da Pelve Óssea.	72
<b>Figura 33.</b> Modelo de elementos finitos do feto, vista da esquerda e representação dos pontos que controlam os movimentos do feto.	73
<b>Figura 34.</b> Algumas das Imagens de Tomografia Computadorizada pertencentes a um conjunto, utilizadas para obtenção do crânio fetal 3D.	76
<b>Figura 35.</b> Modelo 3D do crânio fetal.	77
<b>Figura 36.</b> Modelo 3D do crânio fetal, obtido por processamento das Imagens de Ressonância Magnética no Mimics.	77
<b>Figura 37.</b> Crânio Fetal com as suturas cranianas.	78

<b>Figura 38.</b> Simulação do parto em posição Occipito-Anterior (OA). .....	85
<b>Figura 39.</b> Diferentes Curvas aplicadas ao longo do pavimento pélvico, para a análise da deformação e alongamento. ....	86
<b>Figura 40.</b> Modelo da cabeça fetal (a) e do crânio fetal (b), para o feto com propriedades mais realistas, para um deslocamento vertical de 43,5 mm. ....	86
<b>Figura 41.</b> Valores do alongamento para o feto deformável em apresentação occipito-anterior, para as diferentes Curvas. ....	87
<b>Figura 42.</b> Modelo da cabeça fetal (a) e do crânio fetal (b), para o feto com propriedades rígidas, para um deslocamento vertical de 43,5 mm. ....	88
<b>Figura 43.</b> Valores de alongamento para o feto rígido em apresentação occipito-anterior, para as diferentes Curvas. ....	89
<b>Figura 44.</b> Gráfico de comparação do alongamento para um feto deformável (gráfico da Figura 41) e para um feto rígido (gráfico da Figura 43), para a curva 2. ....	90
<b>Figura 45.</b> Representação das diferentes curvas no crânio fetal. ....	91
<b>Figura 46.</b> Evolução dos valores de alongamento obtidos durante a simulação, para as diferentes curvas no crânio fetal para a apresentação occipito-anterior. ....	92
<b>Figura 47.</b> Gráficos de reação de força em função do deslocamento, para o feto rígido a), para o feto deformável b) .....	93
<b>Figura 48.</b> Evolução dos valores da deformação ao longo da distância normalizada para diferentes deslocamentos, a) 30 mm, b) 50 mm e c) 70 mm. ....	95
<b>Figura 49.</b> Deformação do crânio fetal para diferentes deslocamentos, a) deslocamento de 30 mm, b) deslocamento de 50 mm e c) deslocamento de 70 mm. ....	97
<b>Figura 50.</b> Tensão do crânio fetal para diferentes deslocamentos, a) deslocamento de 30 mm, b) deslocamento de 50 mm e c) deslocamento de 70 mm. ....	98
<b>Figura 51.</b> Simulação do parto em posição Occipito-Posterior (OP). ....	99
<b>Figura 52.</b> Modelo da cabeça fetal (a) e do crânio fetal (b), para o feto com propriedades que permitem deformação, para um deslocamento vertical de 65 mm...	100
<b>Figura 53.</b> Valores do alongamento para o feto deformável em apresentação occipito-posterior, para as diferentes Curvas. ....	101

<b>Figura 54.</b> Valores do alongamento para o feto rígido em apresentação occipito-posterior, para as diferentes Curvas.....	102
<b>Figura 55.</b> Gráfico de comparação do alongamento para o feto deformável (gráfico da Figura 53) e para o feto rígido (gráfico da Figura 54), para a curva 1. ....	103
<b>Figura 56.</b> Evolução dos valores de alongamento obtidos durante a simulação, para as diferentes curvas no crânio fetal para a apresentação occipito-posterior. ....	104
<b>Figura 57.</b> Gráficos de reação de força em função do deslocamento, para estrutura rígida a), para estrutura deformável b) .....	105
<b>Figura 58.</b> Evolução dos valores da deformação ao longo da distância normalizada para diferentes deslocamentos, a) 30 mm, b) 50 mm e c) 70 mm.....	107
<b>Figura 59.</b> Deformação do crânio fetal para diferentes deslocamentos, a) deslocamento de 30 mm, b) deslocamento de 50 mm e c) deslocamento de 70 mm.....	109
<b>Figura 60.</b> Tensões do crânio fetal para diferentes deslocamentos, a) deslocamento de 30 mm, b) deslocamento de 50 mm e c) deslocamento de 70 mm.....	110
<b>Figura 61.</b> Comparação dos valores de alongamento para o pavimento pélvico, entre as duas posições, para a curva 1.....	112
<b>Figura 62.</b> Comparação dos valores de alongamento para o crânio fetal, entre as duas posições, para a curva 3.....	113
<b>Figura 63.</b> Comparação dos valores da força exercida sobre o pavimento pélvico para as diferentes posições. ....	114
<b>Figura 64.</b> Comparação dos valores da força exercida sobre o pavimento pélvico para as diferentes propriedades, a) posição occipito-anterior, b) occipito-posterior.....	115
<b>Figura 65.</b> Comparação da deformação no crânio fetal para um deslocamento vertical de 50 mm, a) apresentação occipito-anterior, b) apresentação occipito-posterior. ....	116
<b>Figura 66.</b> Comparação das tensões (MPa) no crânio fetal para um deslocamento vertical de 50 mm, a) apresentação occipito-anterior, b) apresentação occipito-posterior. ....	117
<b>Figura 67.</b> Apresentação dos valores da deformação no crânio fetal só com uma cartilagem. ....	130



<b>Figura 68.</b> Apresentação dos valores da deformação no crânio fetal só com uma cartilagem e com uma pressão de 50 mmHg.....	131
<b>Figura 69.</b> Apresentação dos valores da deformação no crânio fetal com as duas cartilagens e com uma pressão de 0,1 MPa.....	131
<b>Figura 70.</b> Apresentação dos valores da deformação no crânio fetal com as duas cartilagens e com uma pressão de 0,1 MPa, nos elementos da zona cranial.....	132

## ***Lista de Tabelas***

---

<b>Tabela 1.</b> Diâmetros do Crânio Fetal (adaptado de [39] e).....	43
<b>Tabela 2.</b> Contra Indicações e Não Contra Indicações para o exame de RM, (adaptado de [47]). .....	57
<b>Tabela 3.</b> Passos para análise estrutural do MEF (adaptado de [48])......	59

## **Glossário**

---

**OA** – Occipito-Anterior

**OP** – Occipito-Posterior

**AP** – Antero-Posterior

**OT** – Occipito-Transverso

**EF** – Elementos Finitos

**MEF** – Método de Elementos Finitos

**RM** – Ressonância Magnética

**MRI** – Imagem de Ressonância Magnética

**US** – Ultrassonografia

**T** – Teslas

**<sup>1</sup>H** – Hidrogénio

**CT** – Tomografia Computadorizada

# Capítulo 1

## *Introdução e Contextualização Histórica*

### **1.1 Importância, motivação e objetivos**

O presente trabalho surge na sequência da unidade curricular de Dissertação do curso de Mestrado de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto e tem como objetivo o *Estudo Biomecânico Do Feto Durante O Parto Vaginal*. Para suportar este estudo foi realizada uma revisão bibliográfica sobre o tema.

A cabeça do feto é uma estrutura sensível, sujeita a esforços elevados, pois tem de passar pelo canal do parto. As falhas existentes no crânio são designadas de suturas que se encontram entre as placas ósseas e são responsáveis pela proteção do cérebro, e devido a estas suturas os ossos do crânio podem mover-se enquanto atravessam todos os diâmetros da pelve materna [1-3].

Durante a vida fetal o crânio e os elementos do esqueleto são constituídos por tecido cartilagíneo ou condensações de tecido mesenquimatoso que progressivamente vão sendo substituídos por tecido ósseo, o tecido predominante no esqueleto adulto [1].

O objetivo deste trabalho é esclarecer certos mecanismos envolvidos no parto vaginal, mais especificamente quais as deformações a que o crânio fetal está sujeito no decorrer do parto e quais as deformações a que o pavimento pélvico está sujeito. Para esse efeito realizaram-se simulações numéricas baseadas no Método dos Elementos Finitos (MEF). O modelo de elementos finitos para o crânio fetal foi obtido através de um conjunto de imagens de Ressonância Magnética (RM). O feto utilizado encontrava-se no tempo final de gestação. Para a obtenção do modelo 3D foi utilizado um programa de processamento de imagens médicas, o *Mimics*.

Com a malha do crânio fetal já construída num programa de Elementos Finitos, o *ABAQUS*, foi possível selecionar os diferentes grupos de elementos que formam as suturas cranianas. Estes elementos foram selecionados de acordo com a referência, [4]. Para o estudo da deformação do crânio fetal no decorrer do parto vaginal recorreu-se a uma simulação numérica implementada anteriormente para o estudo do pavimento pélvico [3]. Desta forma pretende-se melhorar os resultados previamente obtidos com a introdução de um modelo mais realista para o feto.

O Modelo dos Elementos Finitos utilizado representa sob o ponto de vista mecânico a passagem do feto pelo canal vaginal. Com este modelo analisou-se a deformação e a tensão do crânio fetal no decorrer da simulação do parto para a posição occipito-anterior e para a posição occipito-posterior. Também se procedeu ao estudo do alongamento do pavimento pélvico considerando o crânio fetal rígido ou deformável. Procedeu-se também à análise da força que feto provoca no pavimento pélvico enquanto vai descendo em direção há vulva.

## 1.2 Organização da Dissertação

Este trabalho encontra-se organizado da seguinte forma:

No capítulo 2, “*Anatomia do Parto Vaginal*”, apresenta-se uma revisão bibliográfica sobre a *Posição Anatômica, Termos Direcionais* mais utilizados. Adicionalmente são apresentadas imagens a exemplificar as diferentes posições anatómicas. Ainda neste capítulo fez-se uma revisão bibliográfica da *Cavidade Pélvica, da Estrutura Anatômica do Feto e Parto Normal e Nascimento* (são apresentadas as diferentes posições em que o feto pode nascer).

No capítulo 3, “*Imagiologia MRI*”, é feita uma revisão bibliográfica que foca a *Imagem de Ressonância Magnética (MRI)*, bem como os *Princípios Físicos* e em que condição a Ressonância Magnética pode ser aplicada na medicina.

No capítulo 4, “*Método dos Elementos Finitos*”, descreve-se a formulação matemática associada ao método dos elementos finitos.

No capítulo 5, “*Simulação Numérica Do Parto Vaginal*”, aqui são apresentados os *Modelos Constitutivos* para o *Pavimento Pélvico* e para o *Feto*. Também se explica a

criação do *Crânio Fetal 3D* a partir de *Imagens de Ressonância Magnética (MRI)*. Ainda neste capítulo explica-se a forma como se obtiveram as *Suturas Cranianas* no *ABAQUS*.

No capítulo 6, “**Resultados**”. Neste capítulo são apresentados os gráficos e imagens de alongamento, deformação e tensão para o feto em posição *Occipito-anterior (AO)* e *Occipito-posterior (OP)*.

No capítulo 7, “**Conclusão**”, são apresentadas as principais conclusões do trabalho e possíveis desenvolvimentos a realizar.

## 1.3 Contextualização Histórica

### 1.3.1 Introdução

O mecanismo do parto foi descrito primariamente por obstetras no início do século XVIII, para uma melhor compreensão deste mecanismo a descrição foi essencial. Em particular, William Smellie (1697-1763) descreveu que o tamanho e a forma da pélvis e da cabeça fetal eram essenciais para o parto vaginal. Fez a medição dos diâmetros do crânio do feto e dos diâmetros pélvicos, também descreveu o processo de rotação interna da cabeça fetal. Estes foram posteriormente publicados num conjunto de tabelas anatómicas no ano de 1793 [5, 6].

As observações feitas por Smellie foram confirmadas por Borell e Fernstrom em 1950 e 1960 com os estudos publicados sobre o mecanismo do parto vaginal [5, 7, 8]. Observando os movimentos da cabeça fetal em conjunto com a pélvis óssea através de uma série de imagens de raio-X, foi sugerido que a forma da pélvis óssea tinha maior influência sobre o movimento da cabeça fetal. Além disso, enfatizam a importância do músculo elevador do ânus no processo do trabalho de parto.

Estas investigações iniciaram uma nova era nos estudos do parto através de técnicas de imagem. Pois os estudos diretos nas pacientes não são permitidos por questões éticas [5, 9] e por uma questão de proteger a integridade das pacientes. A ultrassonografia e a ressonância magnética são técnicas de imagem obstetrícia e ginecologia modernas [5, 10, 11, 12]. Estas são técnicas mais apropriadas em relação ao Raio-X que expõem radiação no processo de recolha de imagem.

O ultrassom é normalmente mais utilizado devido ao baixo custo, portabilidade e fácil uso. Mas estas imagens de ultrassom são sensíveis a ruído, provocando distorções geométricas. A ressonância magnética não sujeita a ruído permite assim uma análise matemática favorável [5, 13, 14]. Estas técnicas aumentaram significativamente a representação das estruturas do pavimento pélvico. Mas no entanto a imagem de ressonância magnética apresenta baixa resolução espacial o que deixa de dar uma representação detalhada das estruturas do pavimento pélvico, como fibras e tecido conjuntivo.

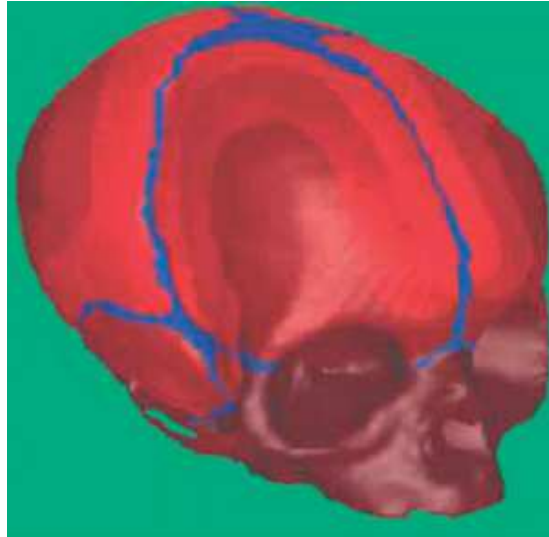
Para resolver esta situação, Janda et al., [5, 15], realizou um estudo sobre os parâmetros morfológicos do pavimento pélvico de um cadáver de mulher de 72 anos, sem nenhuma lesão conhecida do pavimento pélvico e cuja causa de morte era desconhecida. O resultado das medições foi um conjunto 3D de pontos pertencentes aos diferentes músculos do pavimento pélvico. Estes dados podem ser usados no modelo de elementos finitos [5].

### **1.3.2 Modelos do Parto Vaginal**

Com o desenvolvimento da tecnologia computacional foi possível estudar diferentes processos biomecânicos, como o parto vaginal. Já existem vários grupos que desenvolveram modelos do parto nos últimos anos.

#### **1.3.2.1 Primeira fase do Parto Vaginal**

Há poucos estudos de modelos computacionais da primeira fase do trabalho de parto. Os primeiros estudos através do método de elementos finitos centraram-se na análise das propriedades do material da cabeça fetal e na deformação desta com a aplicação de pressão no contorno da cabeça [5, 16, 17]. Lapeer e Prager, [18], estudaram o efeito da moldação da cabeça durante a primeira fase do parto, ver Figura 1. Apesar dos resultados estarem em concordância com os valores de experiência clínica, este estudo foi limitado a um modelo estático submetido a um conjunto de pressões. E neste caso o efeito das estruturas circundantes, como a pelve materna, colo do útero, e músculos do pavimento pélvico não foram considerados.



**Figura 1.** Vista lateral direita do modelo da cabeça fetal com osso (vermelho) e suturas (azul), (adaptado de [18]).

### 1.3.2.2 Segunda fase do Parto Vaginal

Em contraste com a primeira fase do parto vaginal, a segunda fase tem sido extensivamente estudada usando o método de elementos finitos [19, 20].

Um das principais diferenças entre os modelos é a representação da geometria do músculo elevador do ânus e da cabeça fetal. Lien et al., 2004 [21], criou 24 bandas musculares que representam o músculo elevador do ânus de acordo com os pontos de inserção e de origem. Estas bandas eram descontínuas e não eram, portanto, ideais para capturar o comportamento do músculo. Martins et al., 2007 [20], ver Figura 2 c), utilizou dados do elevador do ânus publicados por Janda et al., [15], com uma espessura constante, que foi obtida a partir de um cadáver de 72 anos de idade e sexo feminino.

Em contraste, Hoyte et al., 2008 [22] e Li et al., 2004 [19], utilizaram dados provenientes de imagens de ressonância magnética que foram capazes de fornecer representações do elevador do ânus in vivo. No entanto, estes modelos foram restringidos para indivíduos específicos, ou seja, diferenças inter-individuais não foram tomadas em consideração.

Relativamente aos materiais do pavimento pélvico, todos os estudos aproximam as propriedades dos músculos pélvicos a outros tecidos moles, tais como o coração [20] e músculos faciais [23], com uma ligeira diferença de valores, nas relações de tensão-



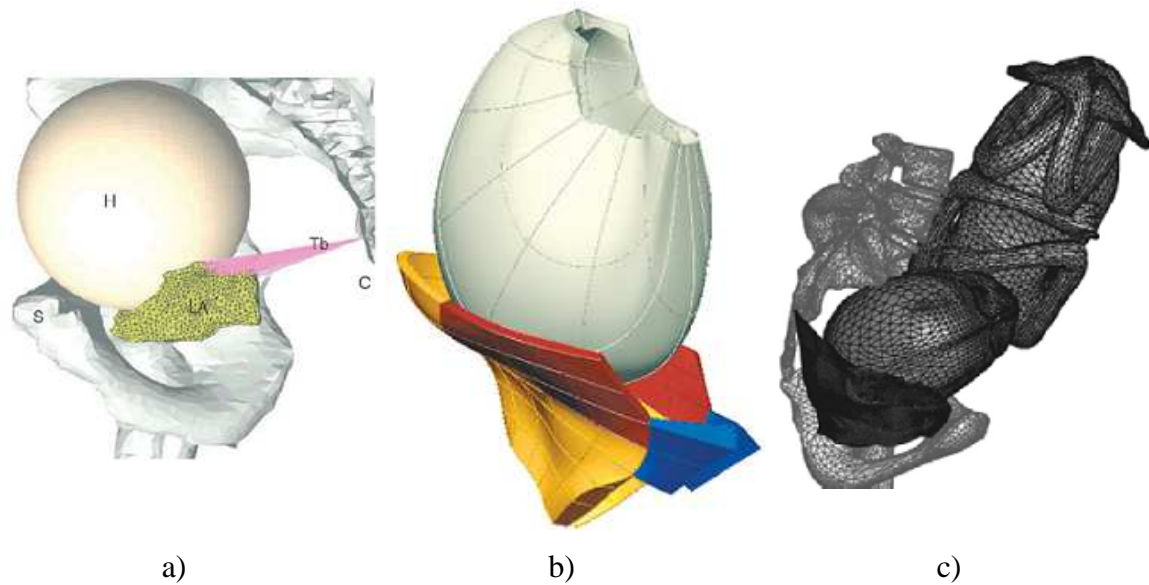
deformação. Nenhum destes estudos têm incorporado propriedades viscoelásticas do tecido para o modelo. Isto justifica-se porque:

- (1) O parto é um processo demorado, relativamente à resposta dinâmica mecânica dos tecidos do pavimento pélvico.
- (2) Apenas a curva de carregamento é necessário para executar a análise.

Para um melhor conhecimento a nível de autores, apenas se interpreta uma das publicações sobre as propriedades viscoelásticas dos músculos do pavimento pélvico [24].

Para o estudo dos músculos do pavimento pélvico através do método dos elementos finitos, a maioria dos modelos considera um comportamento passivo dos músculos durante o parto. A ativação dos músculos do pavimento pélvico durante a segunda etapa do parto foi incorporada pela primeira vez no trabalho de grupo de Martins et al., 2007 [20] cuja estrutura inclui um componente de fibra ativo para além de uma matriz de material isotrópico.

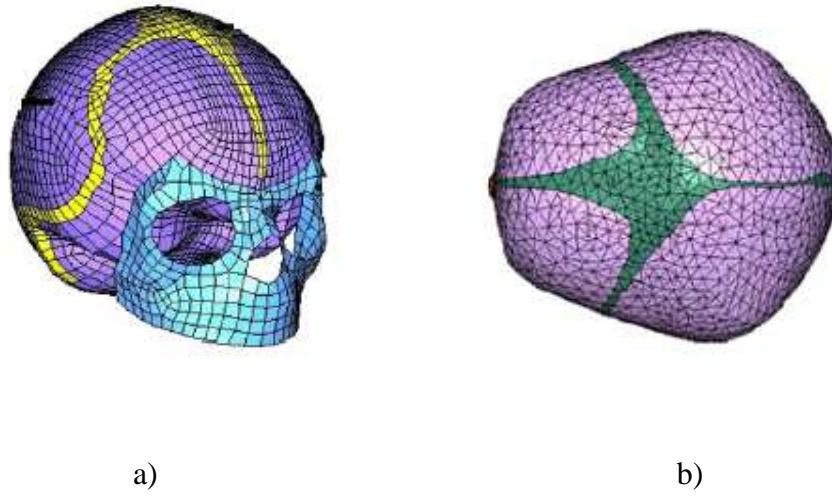
Para a construção do modelo da cabeça fetal, Lien et al., [21] e Hoyte et al., [22] consideravam a cabeça uma esfera, ver Figura 2 a), ou seja uma geometria básica. Enquanto que Li et al., [19], ver Figura 2 b), e Martins et al., 2007 [20] criaram anatomicamente modelos realistas da cabeça fetal. Como a cabeça está em contacto direto com o elevador do ânus, a geometria da superfície da cabeça irá influenciar a resposta mecânica do músculo. Lien et al., [21], estudou o estiramento muscular do elevador do ânus ao passar uma esfera com diferentes diâmetros.



**Figura 2.** Diferentes modelos para a simulação do Parto Vaginal, a) (adaptada de [22]), b) (adaptada de [19]) e c) (adaptada de [25]).

Recentemente, em 2010, um grupo de autores publicou um trabalho sobre o estudo do parto vaginal. Este trabalho propõe um modelo de elementos finitos da cabeça de recém-nascidos, ver Figura 3 a), simulando as principais características, tais como as propriedades do material a partir da literatura. O objetivo é simular a fratura do crânio fetal que podem ocorrer no mundo real [26].

Já no ano de 2011 ocorre uma nova publicação que estuda o efeito das diferentes forças do trabalho de parto na moldação do crânio fetal. Numa primeira fase, um modelo geométrico do crânio fetal, ver Figura 3 b), em polietileno foi criado utilizando técnicas de prototipagem rápida. Numa segunda fase o modelo não linear (modelo de elementos finitos) foi proposto com base no modelo geométrico. Os resultados finais são concordantes com outros dados experimentais relatados na literatura [27]. Estes dois trabalhos aplicam pressões idênticas no decorrer do parto vaginal, mas não têm o pavimento pélvico e pelve óssea como condições fronteira, ou seja um processo idêntico ao aplicado por Lapeer e Prager [18].



**Figura 3.** Modelos do crânio fetal, a) (adaptada de [26]) e b) (adaptada de [27]).

# Capítulo 2

## *Anatomia Do Parto Vaginal*

### **2.1 Posição Anatômica**

#### **2.1.1 Introdução**

O objetivo deste capítulo é dar uma breve introdução à descrição e a localização das partes do corpo, regiões do corpo, e planos imaginários, através do qual o corpo pode ser seccionado.

A análise dos movimentos depende de uma descrição correta dos movimentos articulares que constituem cada padrão de movimento. A compreensão desses movimentos em relação ao plano e ao eixo, são importantes para os médicos, e outros profissionais da área da saúde, permitindo assim uma melhor localização das partes do corpo [3].

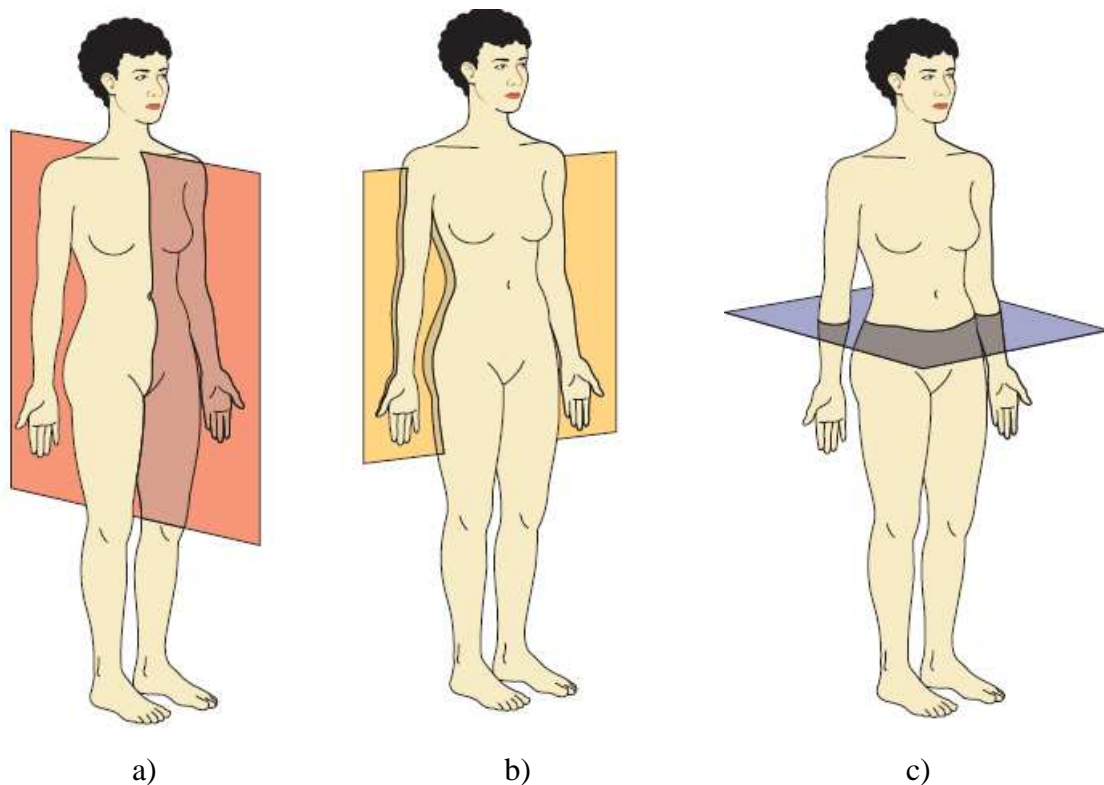
#### **2.1.2 Planos e Secções do Corpo Humano**

Os movimentos ocorrem através de planos imaginários e em eixos perpendiculares ao movimento e por convenção os movimentos articulares são definidos com relação à posição anatômica, que coloca o corpo ereto com os pés unidos, membros superiores ao lado do corpo e as palmas das mãos voltadas para a frente. Na posição anatômica, o corpo é referenciado de acordo com três planos mutuamente ortogonais [3, 28].

O Plano Sagital, divide o corpo simetricamente na parte direita e esquerda, exemplificado na Figura 4.a). As ações articulares ocorrem em torno de um eixo horizontal ou transversal e incluem os movimentos de flexão e extensão [3, 28].

O Plano Coronal ou Frontal, divide o corpo em partes anterior (ventral) e posterior (dorsal), exemplificado na Figura 4.b). As ações articulares ocorrem em torno de um eixo ântero-posterior (AP) e incluem a abdução e a adução [3, 28].

O Plano Transversal ou Horizontal divide o corpo em partes superior (cranial) e inferior (caudal), exemplificado na Figura 4.c). As ações articulares ocorrem em torno de um eixo longitudinal ou vertical e incluem a rotação medial – lateral e pronação – supinação [3, 28].



**Figura 4.** Planos anatômicos de referência: a) Plano sagital; b) Plano coronal ou frontal; c) Plano Transversal ou Horizontal (adaptado de [3]).

### 2.1.3 Termos de movimento

Os termos descritos anteriormente descrevem as posições estáticas, em que o corpo está parado, na posição anatómica. Mas há termos que descrevem os movimentos, que se mostram da seguinte forma.

#### 2.1.3.1 Flexão e Extensão

Os movimentos angulares implicam o aumento ou a diminuição do ângulo entre ossos adjacentes. Os movimentos de Flexão/Extensão são exemplos de movimentos angulares. A Flexão ocorre quando o osso roda à volta do eixo transversal e normalmente refere-se à aproximação de duas faces ventrais reduzindo o ângulo entre os ossos adjacentes. A Extensão refere-se ao movimento contrário e obviamente ocorre à volta do mesmo eixo, mas no sentido oposto [29].



**Figura 5.** Exemplos de movimentos de flexão e extensão (adaptado de [29]).

### 2.1.3.2 Abdução/Adução

Estes movimentos também são angulares e referem-se a movimentos dos membros que ocorrem à volta do eixo ântero-posterior. A abdução afasta o membro do tronco e a adução aproxima o membro do tronco [29].



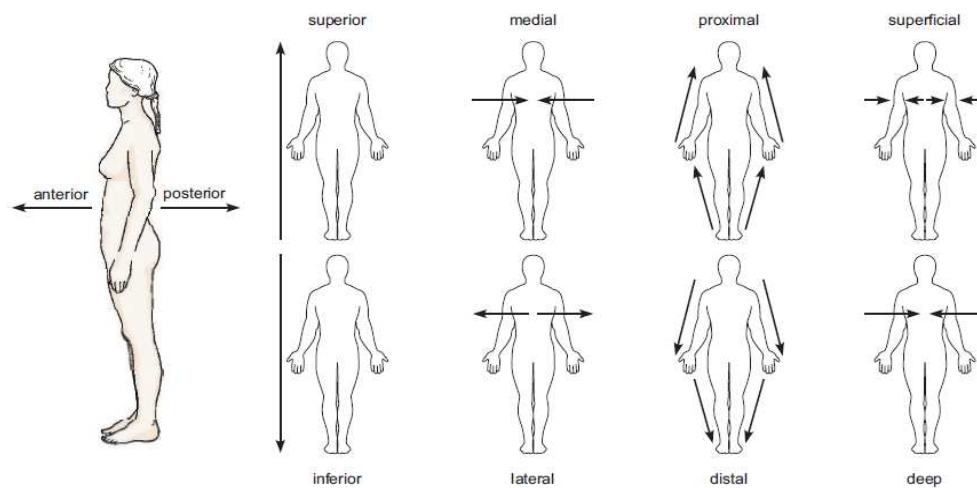
**Figura 6.** Exemplos de movimentos de abdução e adução (adaptado de [29]).

Ainda existe outros movimentos, tais como a rotação, podendo esta ser rotação lateral ou medial. A rotação refere-se ao movimento de um osso longo à volta do eixo longitudinal coincidente com o corpo do osso longo. Quando ocorre em direção ao tronco, rotação medial ou em direção oposta, rotação lateral [29].

### 2.1.4 Termos Direcionais

Os termos direcionais utilizados na descrição e localização de uma parte do corpo em relação a outra. Os termos direcionais mais importantes estão ilustrados na Figura 7. Direita e esquerda são mantidos como termos direcionais em terminologia anatómica. Mas vão ser substituídos por superior, inferior, frontal, anterior e posterior. Nos seres humanos, o superior significa zona cefálica (cabeça), porque em posição anatómica a cabeça é o ponto mais alto. O inferior significa caudal (em direção à cauda), nos humanos é representado pelo cóccix. Anterior, indica a região do corpo

responsável pelo caminho da locomoção normal (tórax e abdómen), para o ser humano [3], [28]. A superfície anterior é portanto a superfície ventral. A superfície dorsal ou posterior que se segue ao caminhar. Proximal significa proximidade, enquanto distal significa distante. Estes termos são usados quando se refere a estruturas lineares, como os membros, em que o fim está próximo de alguma outra estrutura e do outro lado está mais longe. Medial, próximo da linha média e lateral afasta-se da linha média. O nariz está localizado em posição medial e os olhos em posição lateral em relação ao nariz. O termo superficial refere-se a estruturas perto da superfície enquanto que profundo refere-se ao interior do corpo. A pele é superficial aos músculos e ossos [3].



**Figura 7.** Termos direcionais utilizados para descrever a posição de uma estrutura relativamente a outra, com o corpo em posição anatômica (adaptado de [3]).

## 2.2 Cavidade Pélvica

### 2.2.1 Introdução à Cavidade Pélvica e Períneo

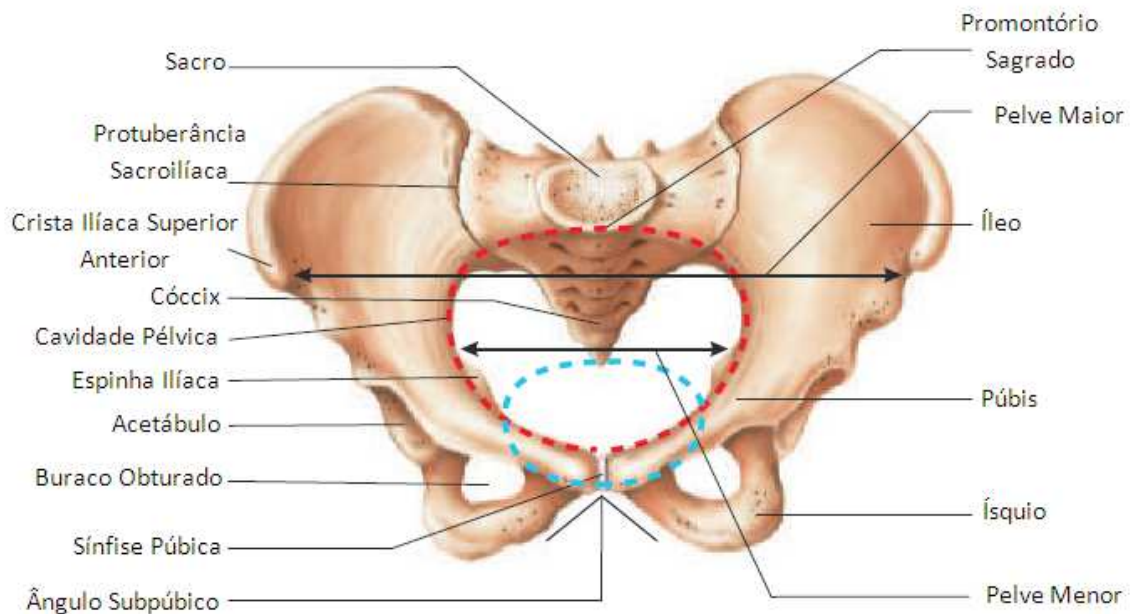
A pelve (também designada de bacia), encontra-se na cintura pélvica. É composta por ossos chatos, apresentando sempre os seguintes componentes: sacro, íleo, ísquio e púbis. É nesta estrutura que se inserem os membros inferiores e se apoiam uma série de músculos ligados ao movimento [30].



Nos seres humanos a pelve é a região de transição entre o tronco e os membros inferiores. O períneo, na anatomia humana, é geralmente definido como região superficial entre a sínfise púbica e o cóccix tanto em homens como em mulheres [30].

### 2.2.2 Pelve Óssea ou Esquelética

É o anel formado pelos dois ossos ilíacos (são constituídos pelo íleo, pelo púbis e pelo ísquio) anterolateralmente, articulados entre si anteriormente, na linha mediana e o sacro e cóccix posteromedialmente, como exemplificado na Figura 8.



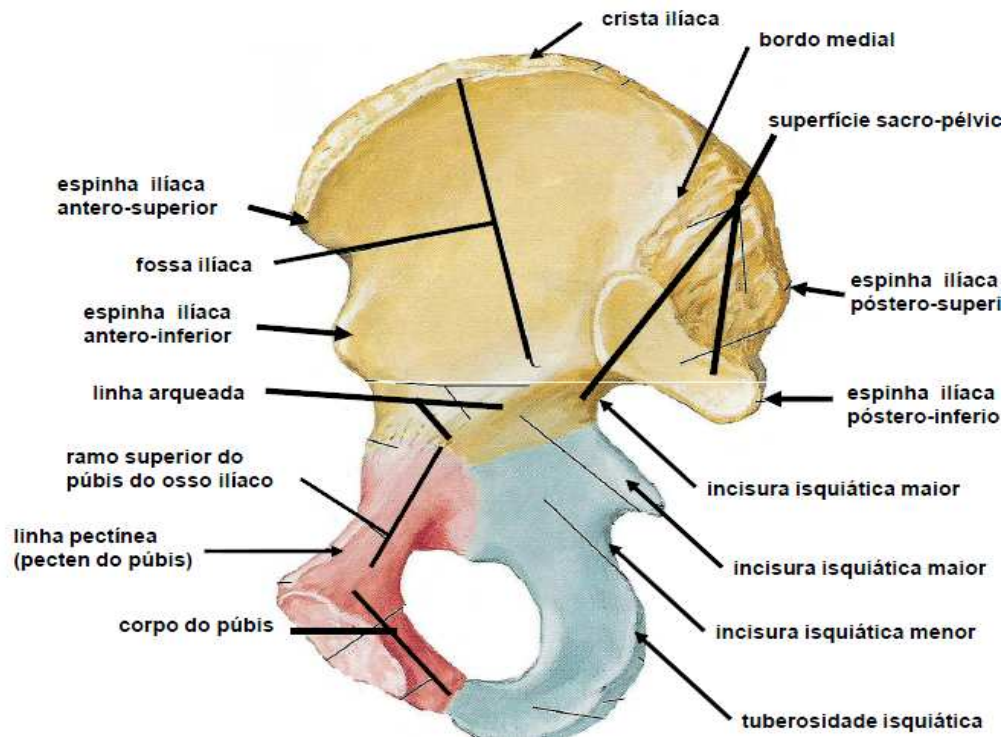
**Figura 8.** Pelve óssea ou esquelética em vista anterior (adaptado de [3]).

**O osso ilíaco** é constituído por:

**Íleo** é a porção superior do osso ilíaco e tem duas extremidades e três superfícies [30].

**Púbis** é a porção anterior e inferior do osso ilíaco articulando no plano mediano com o púbis do osso ilíaco lado oposto através da sínfise púbica [30].

**Ísqiuo** é a parte mais posterior e inferior do osso íliaco e tem um corpo e um ramo [30].



**Figura 9.** Vista anterior do osso íliaco (adaptado de [2]).

**O Sacro** é um osso largo e triangular, formado pela fusão de cinco vértebras sagradas. Em posição ereta o osso é extremamente convexo para dorsal e côncavo ventralmente. Apresenta uma base, um vértice e faces dorsal, ventral e laterais. Envolve o canal sagrado, continuação caudal do canal vertebral. A face superior é denominada base, é larga, é a superfície superior da primeira vértebra sagrada, cuja margem anterior forma uma crista bem marcada denominada promontório sagrado. A base do sacro apresenta apófises articulares superiores que se projetam para cima para articularem com as apófises articulares inferiores da 5ª vértebra lombar, com a qual forma o ângulo sacro-vertebral, bem evidente quando a coluna é observada numa visão lateral [2].

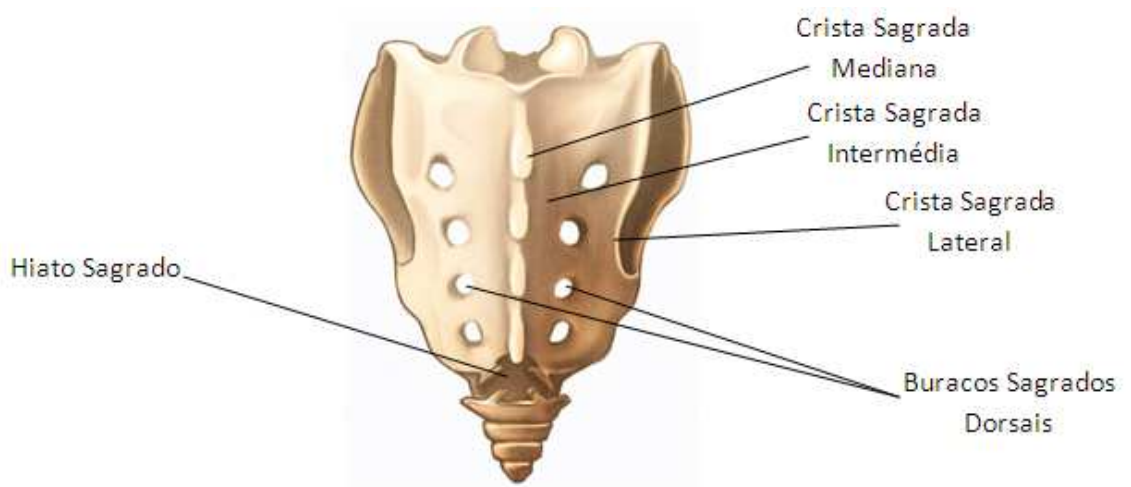
A face pélvica ou anterior é côncava quase lisa, apresentando linhas transversas que representam a fusão das vértebras sagradas entre si. Apresenta quatro pares de buracos, os buracos sagrados pélvicos que comunicam com o canal sagrado e, através dos quais, emergem nervos raquidianos [2].

O **cóccix** é um pequeno osso triangular formado pela fusão de quatro vértebras rudimentares. A superfície superior designada base tem uma faceta articular que articula com o vértice do sacro. Lateralmente à faceta articular, estão os cornos do cóccix, um de cada lado, projetando-se para cima e que se articulam com os cornos do sacro. Na Figura abaixo indicada encontra-se o sacro juntamente com o cóccix com a face pélvica ou côncava [2].



**Figura 10.** Sacro em vista anterior (adaptado de [2]).

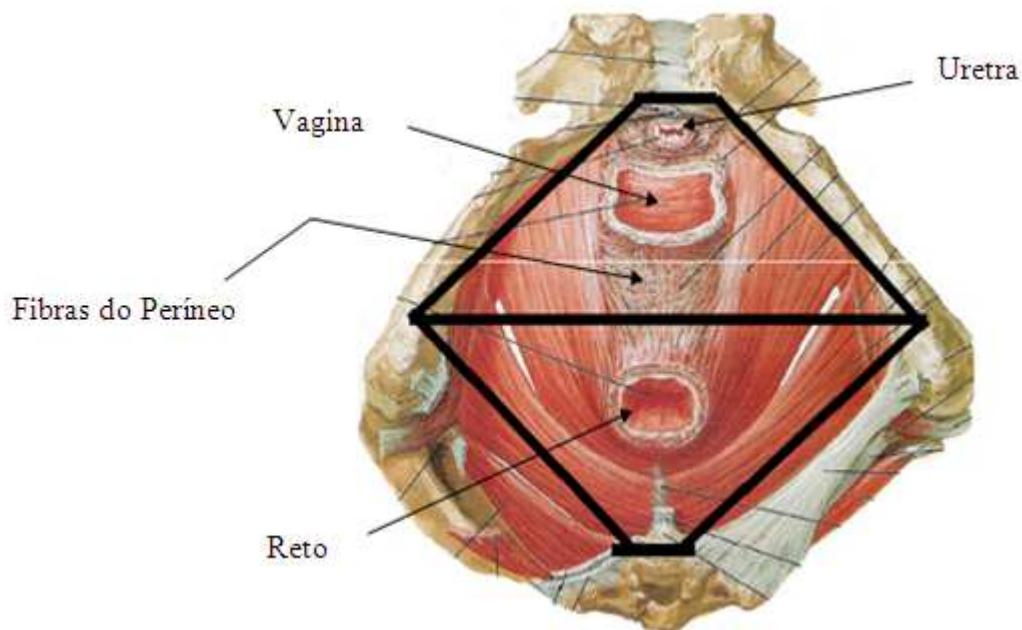
Apresenta-se ainda o sacro e o cóccix com a face dorsal e convexa [2].



**Figura 11.** Sacro em vista posterior (adaptado de [2]).

### 2.2.3 Períneo

O períneo é uma área em forma de losango que ocupa a abertura pélvica inferior, limitada à frente pelo arco púbico e atrás pelo ápice do cóccix e lateralmente pelo ramo inferior do púbis, ramo do ísquio, tuberosidade isquiática e ligamento sacrotuberoso. Uma linha imaginária que passe através das tuberosidades isquiáticas, divide o períneo em duas áreas triangulares: uma anterior ou região urogenital e outra posterior ou região anal [30].

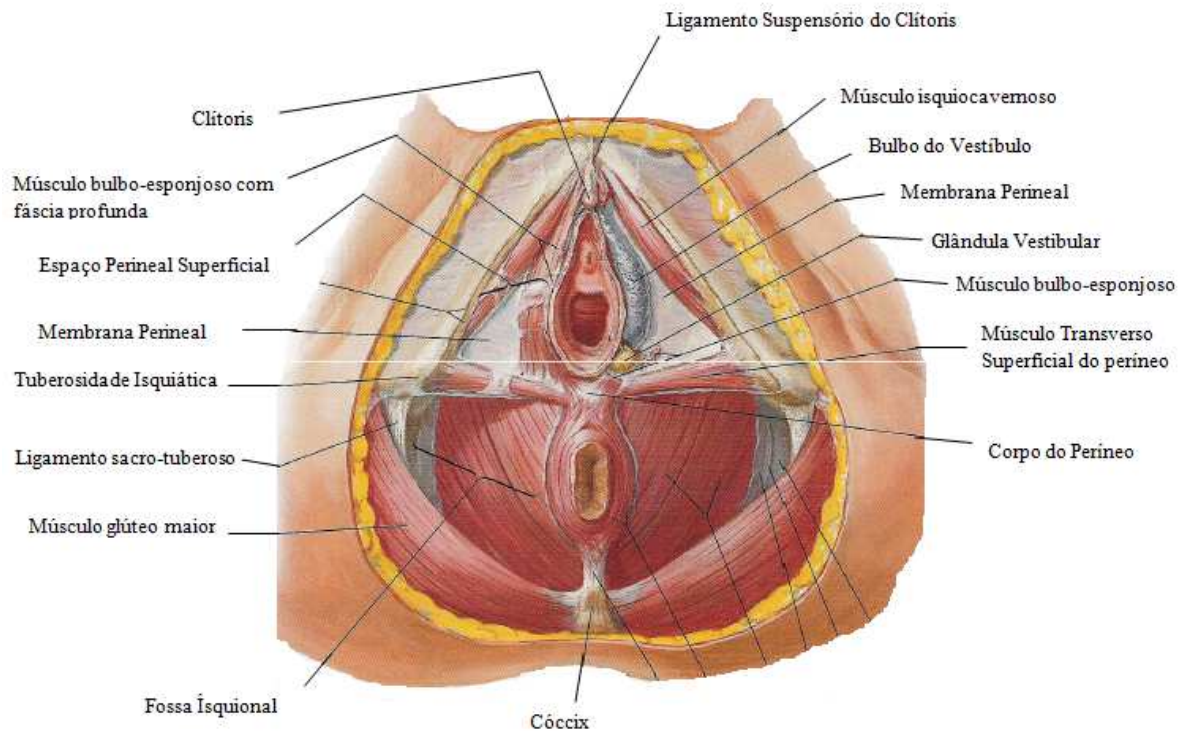


**Figura 12.** Triângulos Urogenital e Anal (adaptado de [30]).

Na mulher a região urogenital contém a vulva ou genitália externa. É constituída pelo monte da púbis, uma eminência arredondada situada anteriormente à sínfise púbica, constituída por uma massa de tecido conjuntivo adiposo, subcutâneo, coberto por pele com folículos pilosos. Do monte da púbis salientam-se para trás duas pregas de pele, uma de cada lado, constituindo os lábios maiores que delimitam uma fenda, no interior da qual se destacam duas pregas de pele mais pequenas, os lábios menores. O vestíbulo é uma fenda entre os lábios menores contendo o orifício da uretra e o orifício da vagina. Flanqueando o orifício da vagina estão duas massas de tecido erétil, uma de cada lado, designados bulbos do vestíbulo. Sob a extremidade posterior do bulbo do vestíbulo, de cada lado, está uma glândula mucosa, designada glândula vestibular maior



ou de Bartholin, idêntica à glândula bulbo-uretral no homem. Na extremidade anterior do vestíbulo está colocada uma pequena estrutura, o clítoris, constituída por duas pequenas massas de tecido erétil [30].



**Figura 13.** Pavimento Pélvico (adaptado de [30])

### 2.2.4 Útero

O útero é uma víscera oca situada na cavidade pélvica entre o reto e a bexiga. O útero é piriforme, achatado anteroposteriormente e com uma extremidade pósteroinferior mais estreita. Na porção superior do útero abrem-se de cada lado as trompas uterinas e em baixo desemboca na vagina. O longo eixo do útero é similar ao longo eixo da abertura pélvica superior e forma quase um ângulo reto com a vagina, que por sua vez, tem o longo eixo similar ao eixo da abertura pélvica inferior [30].

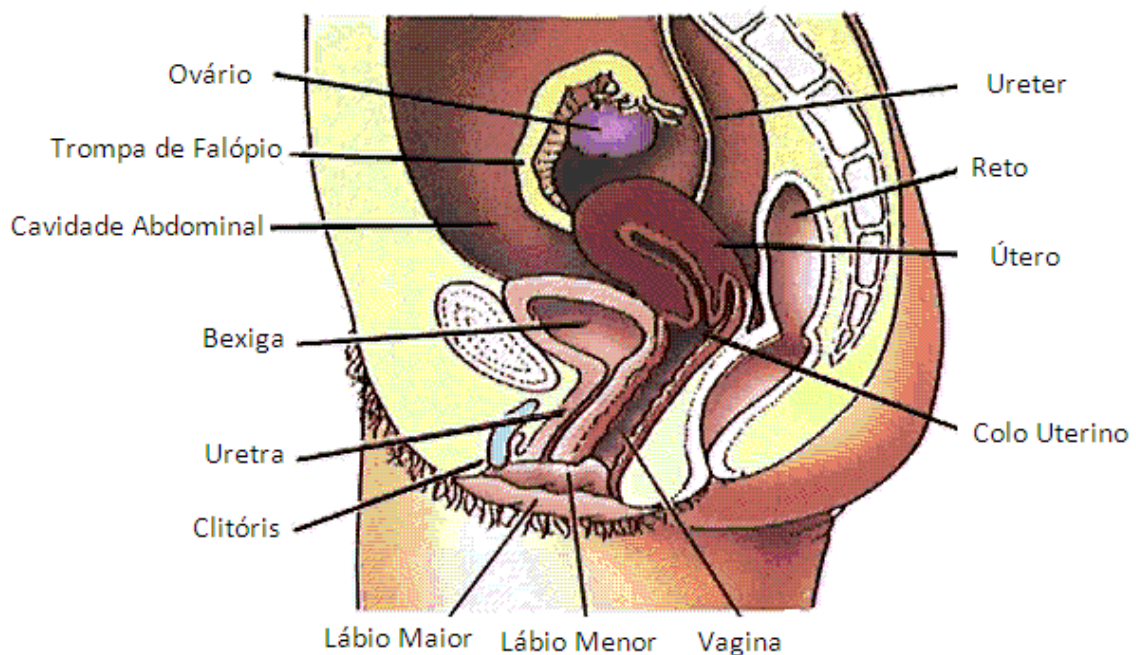
O útero tem um comprimento de cerca de 7,5 centímetros, a largura na porção mais larga é de 5 centímetros e na porção mais estreita é de apenas 2,5 centímetros.

O útero apresenta uma constrição que divide o útero em duas porções. A porção mais cranial constitui cerca de 2/3 do comprimento do útero e designa-se corpo do útero. A porção mais caudal é mais estreita e designa-se colo do útero. O corpo e o colo

do útero estão em comunicação através do orifício interno situado na zona de constrição. A porção do corpo do útero acima do plano que passa pelos orifícios de entrada das trompas uterinas designa-se fundo do útero [30].

A cavidade interna do corpo do útero em corte sagital é simplesmente uma fenda. Em corte coronal tem forma triangular, sendo a base voltada para o fundo do útero e o ápice voltado para baixo, correspondendo ao orifício interno que faz a comunicação entre corpo e colo.

O colo do útero, é mais estreito e mais cilíndrico que o corpo do útero, com cerca de 2,5 centímetros de comprimento. A porção mais caudal do colo do útero projeta-se no lúmen da vagina sendo, por isso, designada porção vaginal, enquanto a porção cranial do colo do útero é designada porção supravaginal. O orifício externo do útero faz a comunicação entre colo do útero e a vagina [30].



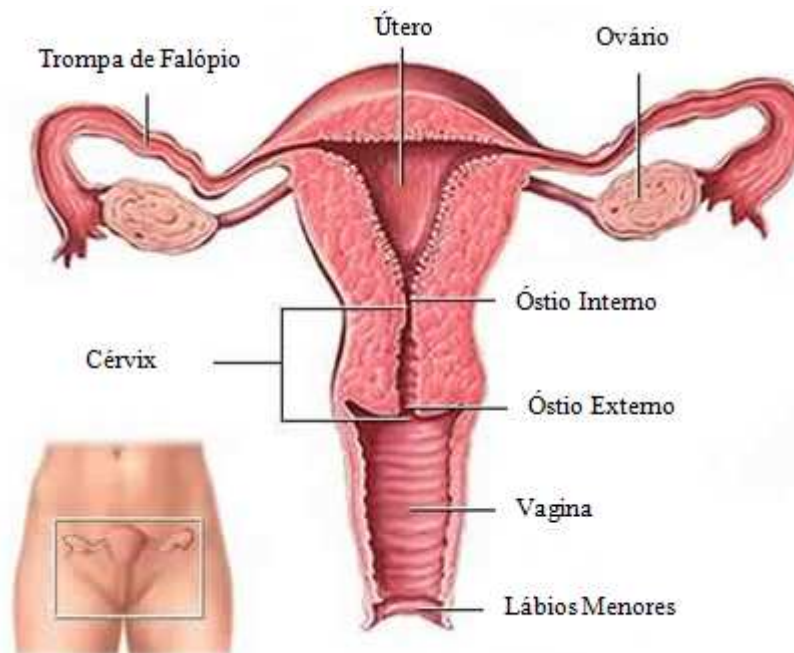
**Figura 14.** Viscera Genital Feminina (adaptado de [30]).

### 2.2.5 Vagina

A vagina é uma estrutura tubular fibromuscular, com um percurso desde o útero até ao vestíbulo (a fenda entre os lábios menores). A bexiga e a uretra colocam-se anteriormente, o reto e canal anal situam-se posteriormente à vagina. A parede anterior

da vagina tem cerca de 7,5 cm de extensão, a posterior é ligeiramente mais longa. A vagina e o útero formam um ângulo de 90° entre si [30].

Histologicamente, a parede da vagina é constituída por uma camada mucosa interna e uma camada externa muscular revestida perifericamente pela camada adventícia. A camada mucosa é constituída pelo epitélio que reveste o lúmen e tecido conjuntivo de suporte rico em fibras elásticas. O epitélio é estratificado pavimentoso, extremamente sensível aos estrogénios. Após a puberdade, em resposta ao aumento de estrogénios, o epitélio da vagina torna-se mais espesso e rico em glicogénio facilitando o crescimento de certas bactérias cuja ação fermentativa sobre as células descamadas e ricas em glicogénio permite um ambiente ácido o que tem efeito inibitório no crescimento de micro-organismos patogénicos. Durante a fase folicular do ciclo ovárico o epitélio vaginal é menos espesso aumentando de espessura à medida que o ciclo se aproxima da ovulação, além disso, as células epiteliais tornam-se mais ricas em glicogénio [30].



**Figura 15.** Útero e órgãos anexos (adaptado de [31]).

## 2.3 Estrutura Anatômica do Feto

### 2.3.1 Sistemas de Órgãos

Os órgãos do feto trabalham de forma conjunta em sistemas, tal como os do ser humano adulto. O ser humano é constituído por diferentes sistemas que vão ser descritos e classificados de acordo com a sua função.

**Sistema Tegumentar** protege, regula a temperatura, evita a perda de água e produz os precursores da vitamina D. É constituída pela pele, cabelo, unhas e glândulas sudoríparas [32].

**Sistema Muscular** esquelético é o responsável pela habilidade com que o corpo reage a estímulos externos. É responsável pelo movimento corporal e pela manutenção da postura. Mas este sistema ainda se divide em muscular cardíaco e muscular liso, sendo estes designados de músculos involuntários. O sistema muscular cardíaco encontra-se apenas no coração e as suas contrações constituem a maior força propulsora do sangue [32].

**Sistema Nervoso** principal sistema regulador: percebe as sensações e controla movimentos, controla funções fisiológicas e intelectuais. É constituído por cérebro, medula espinhal, nervos e recetores sensoriais [32].

**Sistema Endócrino** é o principal sistema regulador que influencia o metabolismo, o crescimento, a reprodução, e muitas outras funções. É constituído por glândulas, como a hipófise que segrega hormonas [32].

**Sistema cardiovascular** transporta nutrientes, produtos de excreção, gases e hormonas através do corpo; desempenha um papel importante na resposta imunitária e na regulação da temperatura do corpo. É constituído por coração, vaso sanguíneo e sangue [32].

**Sistema Linfático** remove substâncias estranhas do sangue e da linfa, combate a doença, mantém o equilíbrio hídrico nos tecidos e absorve gorduras do tubo digestivo. É constituído por vasos linfáticos, gânglios linfáticos e outros órgãos linfáticos [32].



**Sistema Respiratório** promove as trocas gasosas (oxigênio e dióxido de carbono) entre o sangue e o ar e regula o pH do sangue. É constituído pelos pulmões e pelas vias aéreas [32].

**Sistema digestivo** desempenha as funções mecânicas e químicas da digestão, absorção de nutrientes e elimina produtos de excreção. É constituído pela boca, esófago, estômago, intestinos e órgãos anexos [32].

**Sistema Urinário** remove produtos de excreção do sangue, regula o pH e o equilíbrio-eletrolítico do sangue. É constituído por rins, bexiga e vias urinárias [32].

**Sistema Reprodutor** masculino é constituído por testículos, estruturas acessórias, canais e pênis. O Sistema Reprodutor feminino é constituído por ovários, útero, glândulas mamárias e estruturas acessórias [32].

**Sistema Esquelético** protege e suporta, permite movimentos do corpo, produz células sanguíneas e armazena minerais e gordura. É constituído por ossos, cartilagens associadas, ligamentos e articulações. Este sistema vai ser descrito ao pormenor mais à frente, pois é um sistema que tem muita importância durante o parto vaginal [32].

### 2.3.1.1 Introdução ao Sistema Esquelético

A cabeça do feto é uma estrutura complexa, pois tem de ser capaz de deformar e de se adaptar ao canal do parto durante o nascimento.

No parto o cérebro precisa de proteção e a proteção deste não pode impedir o nascimento. O crânio fetal não é um recipiente fechado, mas sim móvel com capacidade de movimento como as placas tectónicas da Terra, devido à existência de falhas entre as placas.

As falhas existentes no crânio são designadas de suturas que se encontram entre as placas ósseas e são responsáveis pela proteção do cérebro, e devido a estas suturas os ossos do crânio podem mover-se enquanto atravessam todos os diâmetros da pelve materna [1, 2].

### **2.3.1.2 Anatomia do Crânio Fetal**

Durante a embriogênese e a vida fetal os elementos do esqueleto são constituídos por tecido cartilágneo ou condensações de tecido mesenquimatoso que progressivamente vão sendo substituídos por tecido ósseo, o tecido predominante no esqueleto adulto.

O tecido cartilágneo é tecido conjuntivo especializado de consistência rígida, mas flexível desempenhando função de suporte de tecidos moles, para além de revestir as superfícies articuladas, facilitando o deslizar das superfícies ósseas que articulam entre si. Sendo tecido conjuntivo, o tecido cartilágneo é constituído por células e material intercelular que forma a matriz extracelular. O tecido cartilágneo divide-se em diferentes tipos. Mas a que nos interessa para este caso é a cartilagem hialina, é a mais comum e a sua matriz contém fibrilas de colagénio tipo II [2]. Esta forma o primeiro esqueleto do embrião e no adulto a cartilagem hialina é encontrada nas extremidades das costelas, nas superfícies articulares, nas paredes das fossas nasais, traqueia e brônquios [1].

A cabeça óssea divide-se em duas partes principais, através de um plano que passa nas suturas frontozigomáticas: o crânio (porção superior e posterior) e a face (porção inferior e anterior). O crânio pode ser dividido em duas partes: uma mais superior designada de abóbada ou calote craniana, outra mais inferior designada base do crânio. Esta divisão é feita através dum plano quase horizontal que passa anteriormente na glabella do osso frontal e posteriormente na protuberância occipital externa. A face divide-se numa parte superior ou maxilar e numa parte inferior ou mandibular que é móvel [2].

O rosto do feto é relativamente mais pequeno do que o crânio, pois este compõe a maior parte da cabeça. O crânio é formado por cinco ossos unidos por uma membrana que permite movimentos durante o parto e na primeira parte da infância. Os ossos são os dois ossos parietais, dois ossos frontais e um osso occipital [1, 33, 34].

### **2.3.1.3 Matriz do Tecido Cartilágneo**

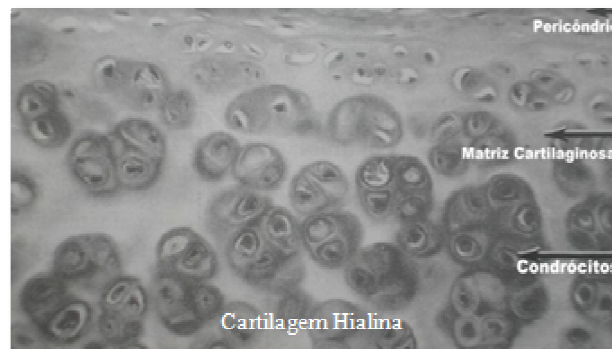
A matriz da cartilagem hialina (a mais comum no organismo) é constituída por fibrilas de colagénio tipo II embebidas em substância fundamental onde predominam os

proteoglicanos. Os proteoglicanos são moléculas constituídas por uma estrutura proteica central de onde irradiam numerosas cadeias não ramificadas de glicosaminoglicanas. As glicosaminoglicanas são polissacarídeos constituídos por unidades dissacarídicas que se repetem ao longo da molécula, na matriz cartilágnea. Várias moléculas de proteoglicanos estabelecem ligações com uma molécula de ácido hialurônico (glicosaminoglicana), constituindo grandes agregados moleculares de proteoglicanos, responsáveis pela rigidez da matriz cartilágnea e que, por sua vez, se ligam às fibrilas de colagénio formando o arcabouço macromolecular da matriz [2]. Outro componente importante da matriz é uma glicoproteína designada condronectina, uma macromolécula com pontos de ligação para as células do tecido cartilágneo, as fibrilas de colagénio e as glicosaminoglicanas, permitindo coesão entre a matriz e as células deste tecido. Toda esta estrutura molecular da substância fundamental, apresenta-se fortemente hidratada, facilitando a difusão de água e substâncias dissolvidas, através da substância fundamental [2].

#### 2.3.1.4 Células do Tecido Cartilágneo

As células mais periféricas da cartilagem, colocadas junto ao pericôndrio, são células jovens designadas condroblastos [2].

Os condroblastos sintetizam os componentes da matriz, colagénio e proteoglicanos, ficando aprisionados nessa matriz [2]. Nestas circunstâncias, as células completamente rodeadas por matriz e colocadas no centro da cartilagem, designam-se condrócitos alojados dentro de lacunas que são escavações microscópicas na matriz. Os condrócitos têm também atividade sintética, produzindo os componentes da matriz cartilágnea [2, 35].



**Figura 16.** Condrócitos sintetizam matriz cartilágnea (adaptado de [2]).

### 2.3.1.5 Histogênese do Tecido Cartilágneo

No embrião, os esboços de cartilagem surgem a partir de condensações do mesenquima, um tecido constituído por células mesenquimatosas indiferenciadas, com origem no folheto embrionário intermédio. Pela sua capacidade de diferenciação em diferentes linhagens celulares, as células mesenquimatosas diferenciam-se em condroblastos que sintetizam os componentes da matriz cartilágnea. A consequência é o afastamento gradual dos condroblastos pela intensa deposição da matriz extracelular em seu redor, ficando aprisionados dentro de lacunas escavadas nessa matriz adquirindo, a designação de condrócitos [2, 36].

A diferenciação do mesênquima faz-se de forma gradual, do centro para a periferia, de tal forma que, no centro aparecem condrócitos dentro de lacunas englobadas por matriz cartilágnea, mais periféricamente aparecem células mais jovens, os condroblastos [2].



**Figura 17.** Condrócitos e Condroblastos (adaptado de [2]).

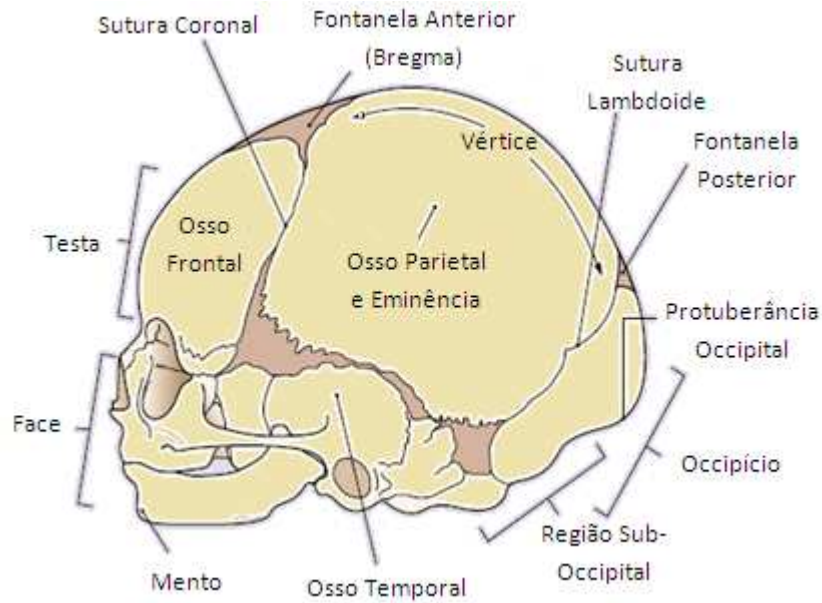
### **2.3.1.6 Ossificação Endocondral**

A ossificação endocondral ocorre sobre um modelo de cartilagem hialina que tem a mesma forma do osso que se vai formar, embora com menores dimensões. Esta forma de ossificação caracteriza-se por uma série de modificações citológicas na cartilagem. Ocorre hipertrofia dos condrócitos com aumento considerável das lacunas, reduzindo a matriz cartilágnea a finos tabiques [2, 35, 37]. A restante matriz cartilágnea mineraliza e ocorre a morte dos condrócitos por apoptose, deixando grandes lacunas vazias. A partir deste ponto, os capilares sanguíneos do pericôndrio invadem as lacunas da matriz cartilágnea, arrastando células mesenquimatosas indiferenciadas, osteoprogenitoras, que se diferenciam em osteoblastos. Os osteoblastos sintetizam componentes orgânicos da matriz que imediatamente mineraliza, originando a matriz óssea sobre os tabiques de cartilagem que servem de apoio à ossificação. Os osteoblastos aprisionados na matriz óssea adquirem as características de osteócitos, o modelo inicial de tecido cartilágneo dá origem a uma estrutura de tecido ósseo [2, 37].

### **2.3.1.7 Parte Externa da Cabeça Fetal**

No crânio de um feto, visto de cima, as áreas membranosas que se encontram entre os ossos são designadas de suturas. A sutura coronal é a articulação entre a margem posterior do osso frontal e os bordos anteriores dos dois ossos parietais. A sutura sagital situada no plano mediano corresponde à articulação entre os bordos superiores dos dois ossos parietais. A sutura lambdoide é uma união entre os bordos posteriores dos ossos parietais e o bordo superior da parte escamosa do osso occipital, Figura 18 [1, 33].

A sincondrose é articulação que se encontra entre o osso esfenoíde e o osso occipital, unidos por cartilagem hialina, com função de fixação e com participação no crescimento ósseo [2].

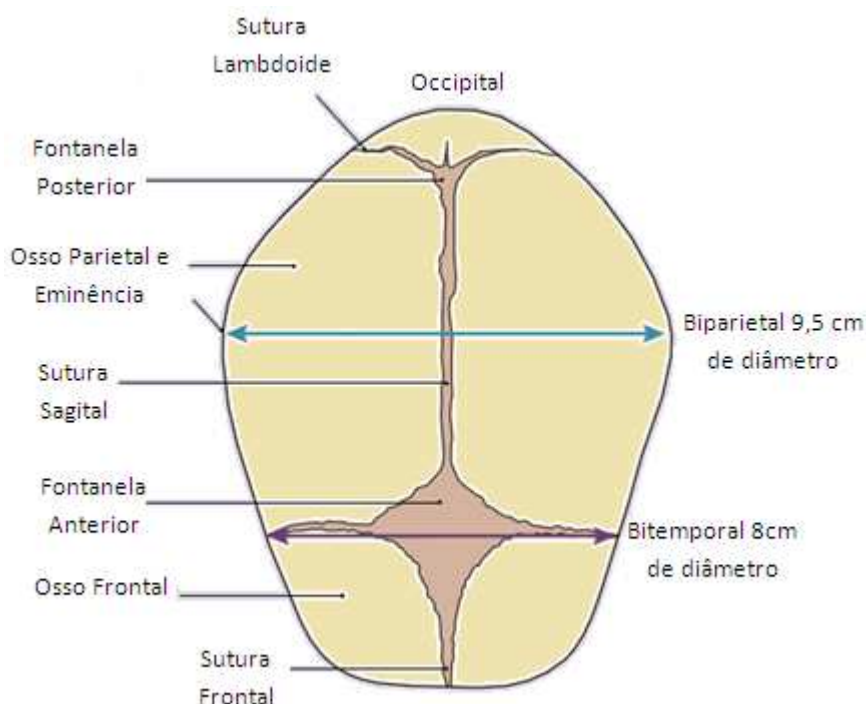


**Figura 18.** Crânio Fetal em vista lateral (adaptado de [33]).

A fontanela anterior é designada de bregma ou grande fontanela que é o ponto de encontro entre suturas coronal e sagital e a sua conformação é losangular. A fontanela posterior é o ponto de encontro entre suturas lambdoide e sagital que constitui o lambda ou pequena fontanela. A fontanela posterior permite que o osso occipital se desloque sobre os dois ossos parietais durante o parto assim como os dois ossos parietais se podem deslocar um sobre o outro, reduzindo assim o volume do crânio do feto, a isto chama-se moldação [1, 33, 38].

As regiões de máxima convexidade dos ossos parietais constituem as tuberosidades parietais, uma de cada lado, podendo ser sentidas através da pele [1].

A Figura 19 demonstra a parte craniana do feto, em que os diferentes ossos estão unidos pelas membranas, permitindo assim o movimento dos diferentes ossos durante o parto.



**Figura 19.** Visão superior do crânio de um feto (adaptado [33]).

Estas regiões presentes no crânio fetal facilitam o processo do parto, permitindo a deformação do crânio. O occipital é a área de repouso por detrás da fontanela posterior. O vértice é a área do crânio situada entre a fontanela anterior e posterior, situada entre as eminências parietais. O bregma é a área em torno da fontanela anterior. A sinciput é a área situada em frente da fontanela [33].

A região craniana pode apresentar diferentes graus de flexão e deflexão consoante a apresentação da pelve materna.

Os diâmetros da cabeça fetal são os que se apresentam na Tabela 1.

Diâmetro	Comprimento	Apresentação
1 Suboccipito-bregmático	9.5 Cm	Vértice Fletido
2 Suboccipito-frontal	11 Cm	Vértice Parcialmente Deflectido
3 Occipitofrontal	12 Cm	Vértice Deflectido
4 Mento-vertical	13.5 Cm	Fronte
5 Submento-bregmático	9.5 Cm	Face

**Tabela 1.** Diâmetros do Crânio Fetal (adaptado de [39]).

### 2.3.1.8 Suturas Cranianas

As suturas cranianas, também designadas de articulações não sinoviais ou sinartroses (não possuem cavidades). As suturas são formas de articulação limitadas à cabeça óssea. Ocorrem onde margens ou largas superfícies de osso se encontram e articulam, separadas apenas por uma zona de tecido conjuntivo fibroso, o ligamento sutural, o qual é parte de tecido mesenquimatoso que permanece para ossificar durante o processo de ossificação intramembranosa. O ligamento sutural tem como função a união e o crescimento de estruturas ósseas. Quando o crescimento nas suturas termina, o ligamento sutural é transformado em osso e a sutura passa a designar-se sinostose [2].

### 2.3.1.9 Pontos de Referência do Crânio

Os pontos de referência do crânio são importantes para a identificação correta da apresentação. Os pontos de referência são:

**Occipício** que é a região posterior da cabeça, ocupada pelo osso occipital [39];

**Fontanela posterior** (lambda) ou fontanela lambdóide [39];

**Vértice** que é a área entre as duas fontanelas [39];

**Bregma** ou **fontanela anterior** maior [39];

**Fronte** que é a região limitada, superiormente, pelo bregma e, inferiormente, pela glabella e sulcos orbitários [39];

**Glabella** que é a área elevada entre os sulcos orbitários [39];

**Naso** que é a raiz do nariz [39].



## 2.4 Parto Normal e Nascimento

### 2.4.1 Introdução

O trabalho de parto é uma sequência de contrações uterinas involuntárias que leva à alteração e à dilatação do colo do útero, também se fazem esforços voluntários de rolamento para baixo levando à expulsão do feto pela vagina. O resultado é a saída do feto e da placenta.

O trabalho de parto é um processo fisiológico normal, pelo qual a maioria das mulheres passa sem qualquer complicação. O objetivo deste processo é promover um nascimento sem complicações para a mãe e para o recém-nascido.

Nesta secção apresenta-se resumidamente a realização do trabalho de parto, pois já existe literatura capaz de exemplificar este tema [3].

### 2.4.2 Preparação Fisiológica para o Parto

Antes do início do trabalho de parto, ocorre uma série de alterações fisiológicas. A cabeça do feto assenta sob a parede da pelve, que ocorre normalmente duas semanas antes do parto, isto é, no caso de uma primeira gestação. As mulheres que tiveram um parto anterior não passam por esta fase, ocorrendo assim um trabalho precoce. Clinicamente a mãe vai observar um achatamento da parte superior do abdómen e uma pressão sobre a pelve. Esta descida do feto por vezes é acompanhada com desconforto, causada pelo “empilhamento” dos órgãos abdominais, sob o diafragma. Causando assim um desconforto pélvico e um aumento da frequência urinária [3].

O parto normal é um processo contínuo, que foi dividido em três etapas, com a primeira etapa subdividida em duas fases. A primeira etapa do trabalho é o intervalo entre o início do trabalho de parto e a dilatação cervical completa. A segunda etapa é o intervalo entre a dilatação cervical completa e a entrega do feto. A terceira etapa do trabalho de parto é o período entre a saída do feto e a saída da placenta. A duração da primeira etapa do parto em gestantes primíparas é observado numa gama de 6-18 horas, no entanto as pacientes multíparas ocorre num intervalo de 10-20 horas. A dilatação cervical durante a fase ativa é de 1,2 cm por hora nas primeiras gestações e 1,5 cm por

hora em gestações subsequentes. Na segunda etapa do parto a duração é de 30 minutos a 3 horas para as primíparas e de 5-30 minutos para as multíparas. A terceira etapa tem um período de duração de 0-30 minutos para todas as gestações [3].

### **2.4.3 Preparação Fisiológica para o Parto**

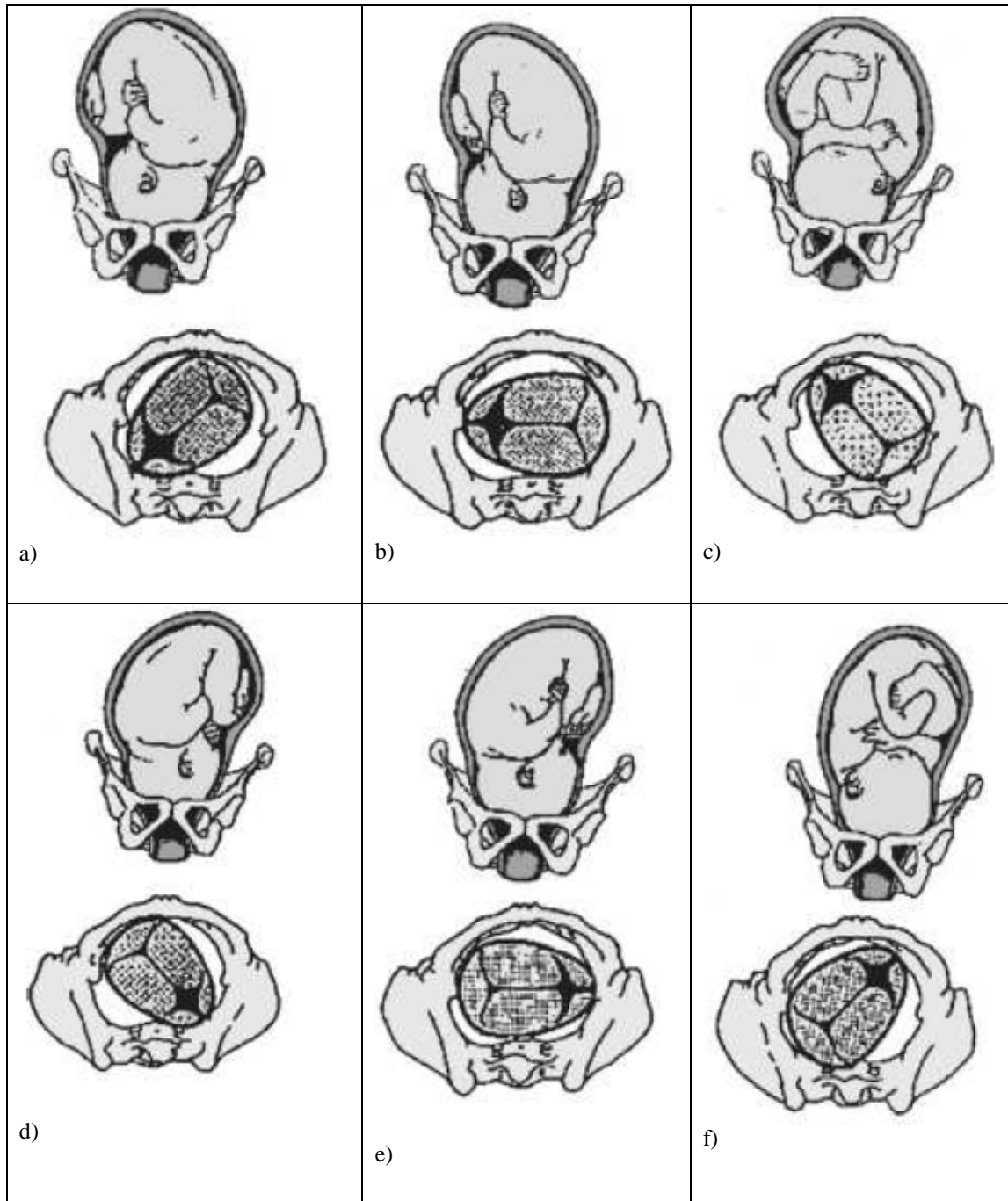
A primeira etapa do trabalho de parto é avaliada pela taxa de variação da alteração e dilatação cervical e a descida da cabeça fetal. A frequência e a duração das contrações não são uma medida adequada para avaliar o trabalho de parto. A segunda etapa do trabalho começa após a dilatação cervical completa. O progresso desta etapa é medido pela descida, flexão e rotação do feto [40].

O parto é um processo caracterizado por várias forças exercidas na cavidade pélvica materna, dependendo das fases que o constituem. Quando o feto se encontra na posição occipito-anterior, a parte da frente da cabeça está voltada para o ânus, correspondendo ao parto mais frequente e para o qual a anatomia de mãe e feto se encontram com melhores condições. No entanto, a cabeça do feto é flexível, adaptando-se aos diâmetros e curvas da cavidade pélvica. Uma das fases iniciais do parto corresponde à flexão da cabeça, com aproximação do queixo ao tórax do feto, fazendo com que o diâmetro da cabeça, seja o menor possível quando começar a passar pelo canal vaginal. Ocorre, assim, um encaixe da cabeça fetal. Esta fase é seguida de uma rotação interna da cabeça para a posição occipito-anterior, em que a cara do feto se encontra na direção do reto materno. Por vezes a cabeça encontra-se direcionada para a direita ou para a esquerda, correspondendo assim a uma apresentação cefálica occipito-anterior direita ou esquerda, respetivamente. De seguida há a extensão da cabeça do feto aquando da saída do canal de parto. A cabeça do feto sofre uma rotação externa, que corresponde à relação normal com os ombros. Estes ainda sofrem uma rotação interna, correspondendo aos movimentos finais do parto [40].

Como já foi descrito atrás a apresentação cefálica mais comum é a occipito-anterior mas também existe a occipito-transverso e occipito-posterior, sendo estas menos comuns no momento do parto, sendo mais difícil de cumprir. Quando se fala em apresentação cefálica occipito-posterior, esta também pode estar direcionada para a direita ou para a esquerda e acontece o mesmo com a posição occipito-transverso.

A posição cefálica occipito-posterior ocorre em 10% dos fetos no início do trabalho de parto, no entanto a posição occipito-anterior ocorre em 90% dos fetos no início do trabalho de parto (ocorre praticamente de forma espontânea) [41]. A posição cefálica occipito-posterior também depende do número de gravidezes que a mulher já teve, ou seja, uma mulher primípara pode ter um parto com 28% de probabilidade do feto nascer em posição occipito-posterior no entanto uma mulher multípara pode ter um parto em posição occipito-posterior com 56% de probabilidade [41].

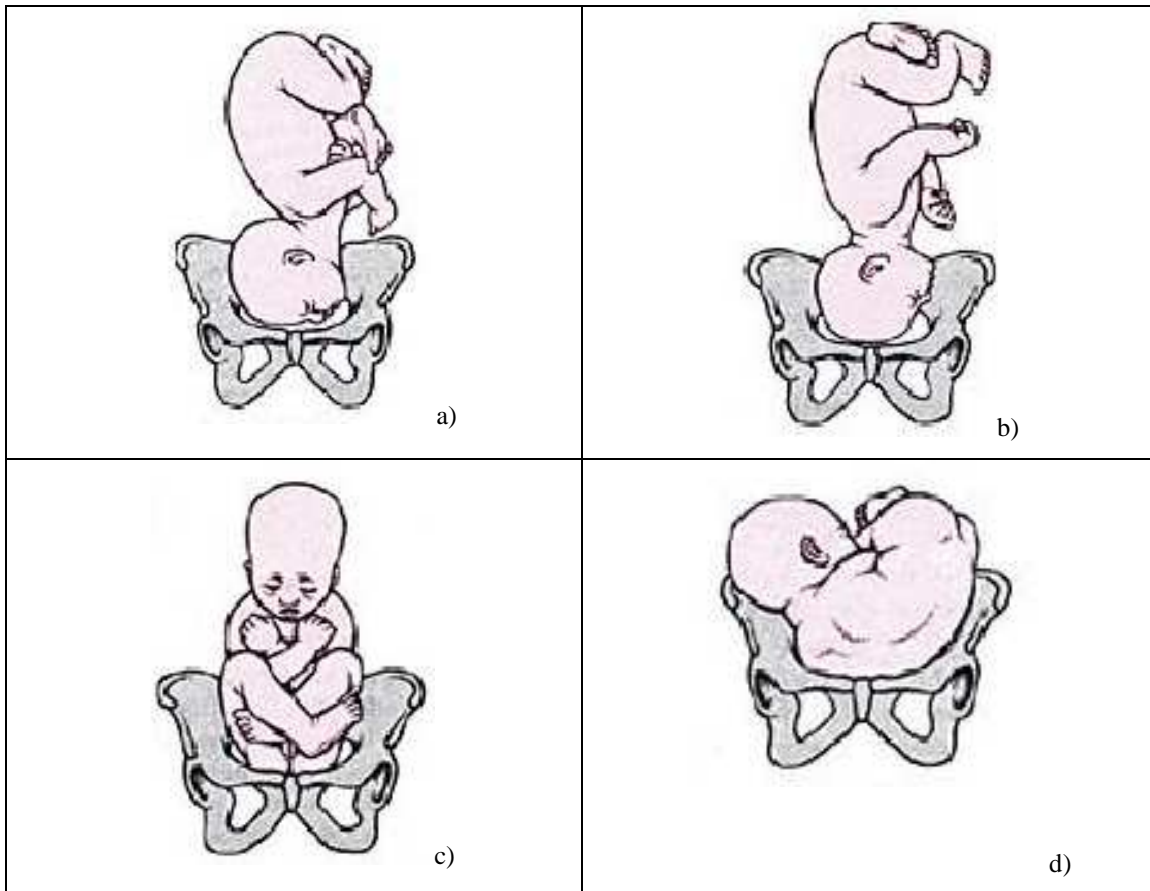
Quando se menciona má posição, reporta-se a qualquer posição em trabalho de parto que não é occipito-anterior direita, occipito-anterior, ou occipito-anterior esquerda. A Figura 20 exemplifica algumas apresentações cefálicas [3].



**Figura 20.** Apresentações cefálicas durante o trabalho de parto; a) Occipito-anterior esquerda; b) Occipito-transverso esquerda; c) Occipito-posterior esquerda; d) Occipito-anterior direita; e) Occipito-transverso direita; f) Occipito-posterior direita; [adaptado de [3]].

Normalmente, a posição de um feto é de cabeça para baixo e virado em direção às costas da mãe com o pescoço flexionado (posição occipito-anterior). A apresentação cefálica. Uma posição menos comum é aquela na qual o feto está voltado para a frente (posição occipito-posterior).

As apresentações anormais incluem a face, a de frente, a pélvica (de nádegas) e a de ombro [42].



**Figura 21.** Apresentações anormais durante o trabalho de parto; a) De face; b) De frente; c) De nádegas; d) De ombro; (adaptado de [42]).

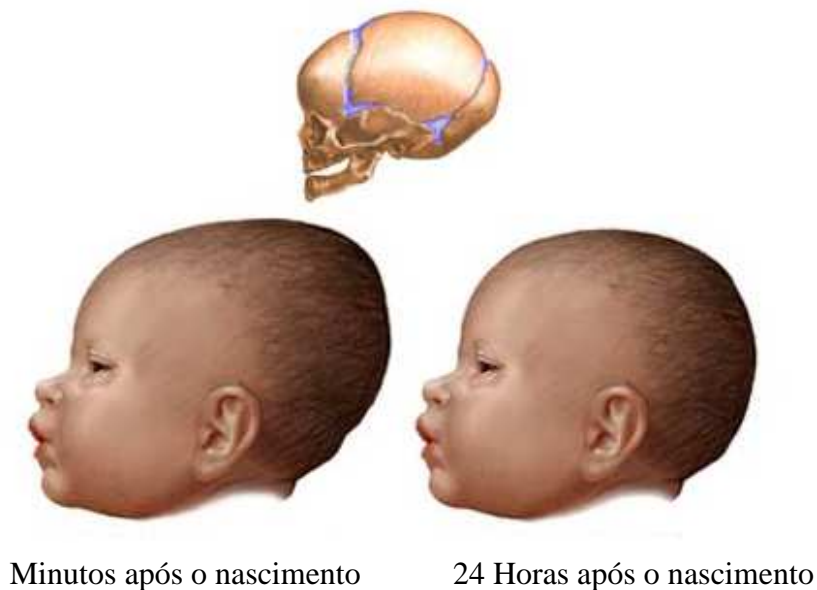
Como já foi dito atrás, os ossos do crânio de um bebé recém-nascido são macios e flexíveis (constituídos por cartilagem) com espaços existentes entre as placas (suturas cranianas) [43].

A fontanela anterior e posterior são duas lacunas particularmente grandes, sendo considerados os pontos fracos, que podem ser sentidos com um toque na cabeça do bebé [43].

Durante o parto em posição cefálica, a pressão exercida na cabeça causada pelo canal do parto estreito pode moldar a cabeça numa forma alongada. Essas lacunas ou espaços permitem que a cabeça do bebé seja moldada (alteração da forma), tudo isto

depende da duração e da pressão causada pelo parto, os ossos do crânio podem mesmo sobrepor-se.

As lacunas e as suturas também permitem que o cérebro possa crescer no interior dos ossos cranianos. Só existe a fusão total destes ossos quando o cérebro atingir o tamanho máximo [43].



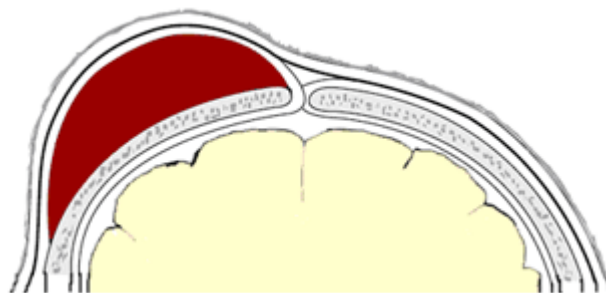
**Figura 22.** Moldação da cabeça de um recém-nascido (adaptado de [43]).

Na altura o parto pode-se acumular um líquido, debaixo do couro cabeludo do bebé ou sangue (cefalohematoma), como se pode ver na Figura 23, podendo contribuir para uma maior distorção da cabeça. Esta situação é devida à pressão causada pelo útero e pela parede vaginal durante a expulsão da cabeça. Geralmente desaparece após alguns dias [44].

Se o bebé nascer de nádegas ou outra parte do corpo sem ser a cabeça ou cesariana, a cabeça geralmente é redonda.

Algumas anormalidades extremas no tamanho da cabeça não estão relacionadas com a moldagem [44].

A moldação da cabeça do recém-nascido é uma ocorrência comum que geralmente desaparece alguns dias após o nascimento.



**Figura 23.** Cefalohematoma (adaptado de [44]).

## Capítulo 3

### *Imagiologia MRI*

#### **3.1 Introdução**

A Imagem de Ressonância Magnética (MRI) é uma técnica de imagiologia tomográfica capaz de produzir imagens de características internas físicas e químicas de um dado corpo através da medição externa dos sinais de Ressonância Magnética (RM). A tomografia é uma área muito importante da imagiologia, e possibilita a obtenção de imagens do interior do corpo sem que haja de facto um corte deste. Com recurso a um scanner de MRI é possível obter conjuntos de dados ou imagens multidimensionais representativas da distribuição espacial de uma dada medida de quantidade física. É possível gerar imagens seccionadas de 2 dimensões (2D) com qualquer orientação e imagens volumétricas 3D. Outra particularidade desta tecnologia está na natureza dos sinais utilizados para formar as imagens uma vez que, ao contrário das outras tecnologias, não necessita de recorrer a partículas com radiação para gerar os sinais captados [45].





**Figura 24.** Scanner de MRI (adaptado de [45]).

Com o decorrer dos anos a avaliação por imagem do feto tem-se tornado cada vez mais essencial. É indispensável o uso da ultrassonografia (US), não sendo o único método de imagem disponível considerado seguro. A ressonância Magnética veio acrescentar conhecimentos ao permitir obtenção de imagens anatomicamente mais detalhadas além de maior resolução de contraste das partes moles. Esta técnica não sofre tantas protuberâncias como a ultrassonografia, por exemplo a obesidade materna e alguns tipos de posicionamento fetal. A ultrassonografia apresenta baixo custo, portabilidade facilitada e facilidade de acesso, ainda é utilizado como método inicial e em muitos casos suficiente para o estudo do feto no decorrer da gestação. Contudo, diante de diagnósticos mais complexos a ressonância magnética é essencial [46].

## 3.2 Princípios Físicos

Nos dias de hoje ainda há pessoas que designam ressonância magnética por “ressonância magnética nuclear”. O termo “nuclear” não é o mais correto, uma vez que causa confusão com radioatividade e não há radiação ionizante neste método [47].

Os prótons e os neutrões constituintes dos núcleos atômicos possuem uma propriedade denominada momento angular spin que apresenta magnitude e direcção e que está na base do fenómeno de ressonância magnética nuclear. Este momento é

considerado como resultado do movimento rotacional ou giratório do núcleo em torno do seu próprio eixo cuja ilustração se encontra na figura abaixo. O hidrogénio ( $^1\text{H}$ ) é o elemento mais abundante no corpo e por isso o elemento de maior interesse para a obtenção das imagens anatómicas de MRI possibilitando um sinal de MRI mais forte [47].



**Figura 25.** Representação do momento angular de um núcleo (adaptado de [47]).

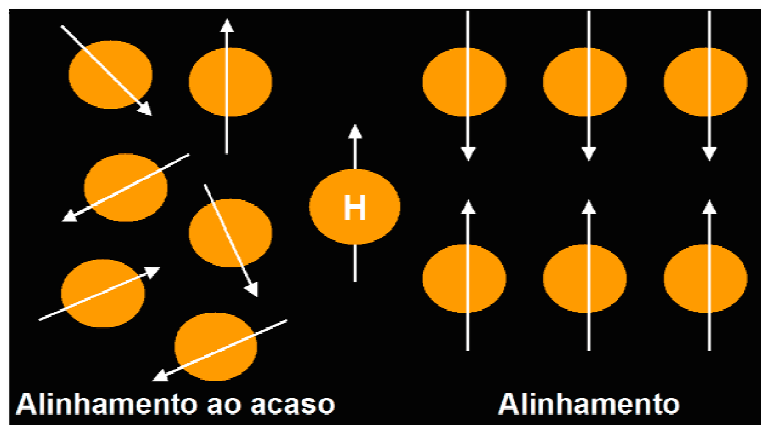
A ressonância magnética fundamenta-se em três etapas: alinhamento, excitação e detecção de radiofrequência. O alinhamento refere-se à propriedade magnética de núcleos de alguns átomos, que tendem a orientar-se paralelamente a um campo magnético. Por razões físicas e pela abundância, o núcleo de hidrogénio (protão) é o elemento utilizado para produzir imagens de seres biológicos. Para estes átomos serem orientados em determinada direção é necessário um campo magnético intenso (habitualmente cerca de 1,5 Teslas). A etapa seguinte é a excitação, sabe-se que cada núcleo de hidrogénio “pulsa” numa determinada frequência proporcional ao campo magnético em que está localizado. Assim, em 1,5 T, o hidrogénio tem frequência de 63,8 MHz. O aparelho emite uma onda eletromagnética nessa mesma frequência. Existe uma transferência de energia de onda emitida pelo equipamento para átomos de hidrogénio, fenómeno conhecido como ressonância [47].

As imagens de ressonância magnética são produzidas na terceira etapa, detecção de radiofrequência. Quando os núcleos de hidrogénio recebem energia tornam-se instáveis. Para retornar ao estado habitual, estes emitem ondas eletromagnéticas na mesma frequência (63,8 MHz – faixa de ondas de rádio). Sendo assim o equipamento deteta essas ondas e determina a posição no espaço e a intensidade da energia. Essa

intensidade é mostrada como “brilho” na imagem, sendo designada de “intensidade de sinal”.

Dependendo da forma e do tempo em que excitamos os átomos, as imagens poderão ser mais sensíveis a diferentes propriedades dos tecidos.

Edemas, inflamação, necrose, quistos, hemorragias, tumores, como apresentam elevado conteúdo em água apresentam um elevado sinal em T2 (áreas líquidas) e um baixo sinal em T1. Pelo contrário, tecidos ricos em colagénio e fibras, proteínas mostram um hipossinal em T2. As imagens de Ressonância Magnética têm maior capacidade de demonstrar diferentes estruturas no cérebro e têm facilidade em demonstrar mínimas alterações na maioria das doenças [47].



**Figura 26.** Movimento aleatório dos prótons de Hidrogénio (parte esquerda da imagem) e movimento alinhado dos prótons de Hidrogénio (parte direita da imagem), (adaptado de [46]).

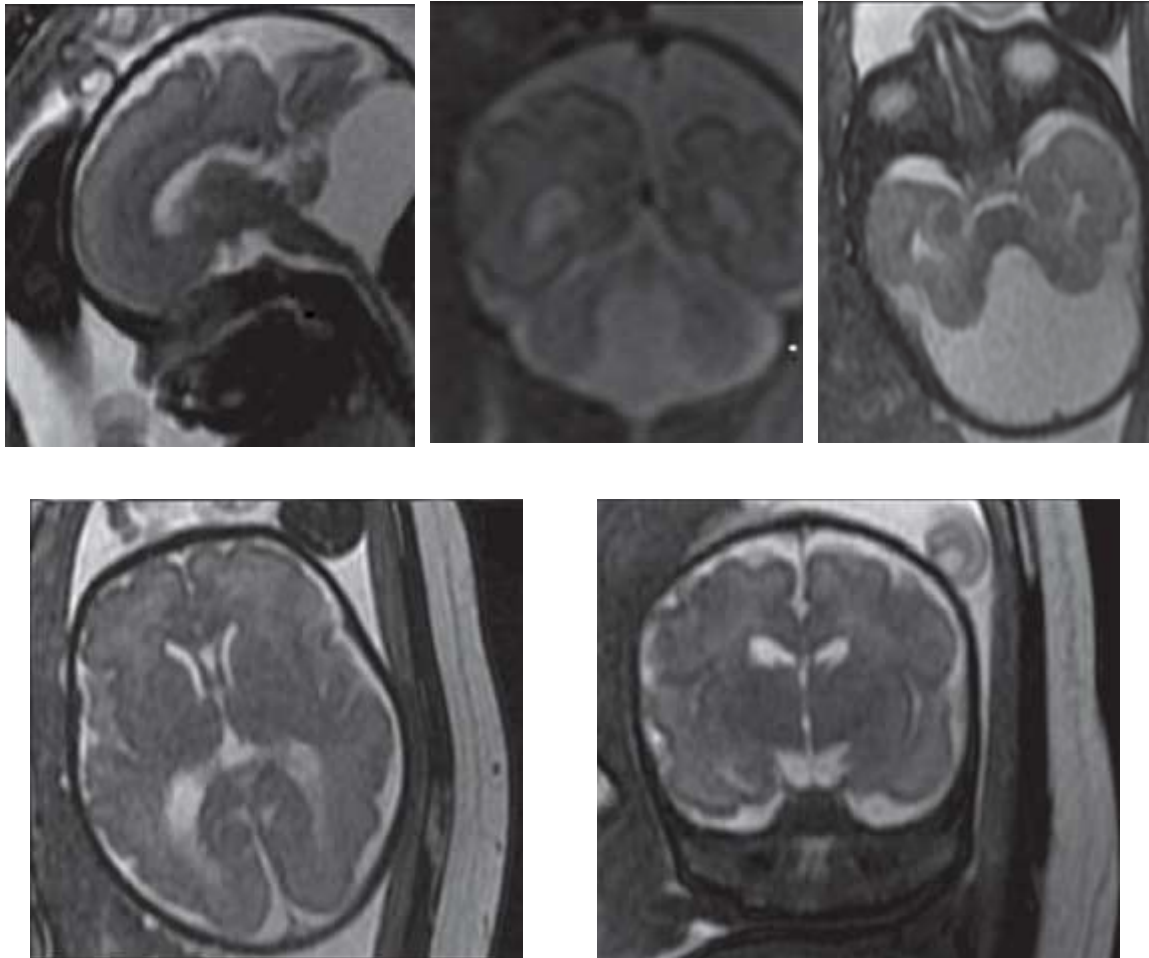
### 3.3 Ressonância Magnética na Medicina

A Ressonância Magnética apresenta vantagens como o potencial multiplanar, a elevada sensibilidade ao fluxo, a ausência de radiação ionizante, boa resolução de contraste, espacial e temporal e potencialidades específicas como a difusão, perfusão e espectroscopia [47]. A Ressonância Magnética está contra indicada em doentes com pacemakers, mesmo que estes estejam inativos, com estruturas ferro-magnéticas, ventilados e doentes com claustrofobia [47], existem mais alguns exemplos na Tabela 2.

A Ressonância Magnética é uma técnica não invasiva, capaz de oferecer imagens bem definidas do corpo humano. O interesse nesta técnica surgiu

principalmente na última década, sobretudo para o estudo das anomalias intracranianas fetais, devido ao seu grande poder de contraste entre os tecidos.

A ressonância é um método propedêutico (conjunto de técnicas, a partir do qual o médico se orienta).



**Figura 27.** Imagem de Ressonância Magnética de um feto, (adaptado de [47]).

## 3.4 Segurança

### 3.4.1 Segurança da Gestante e do Feto

A primeira questão a ser considerada no uso da RM é a segurança da gestante e do feto. Estudos realizados em animais não mostraram efeito teratogénico do método. Contudo aconselha-se que não seja realizado no primeiro trimestre da gestação, período

crítico para teratogénese e no qual ainda não há identificação de potenciais benefícios do uso precoce desta técnica. A “Safety Comitee of the Society of Magnetic Resonance Imaging” sugere o uso da RM apenas se a US não for conclusiva. Contudo, a posição geral é de que RM pode ser utilizada com bom senso na gestação a partir do segundo trimestre, sem restrições quanto à indicação do exame [47].

A tabela 2 apresenta as contraindicações ao uso da RM.

<i>Contra Indicações</i>	<i>Não Contra Indicações</i>
Clip de aneurisma cerebral ferromagnético	Filtros intravasculares após 3 meses de posicionamento
Prótese valvular mitral de disco Starr- Edwards	Clips de aneurisma cerebral não ferromagnético (titânio)
Desfibriladores	Próteses ortopédicas
Pacemakers	Implantes dentários
Projéteis de arma de fogo próximo da estrutura vital	Projéteis de arma de fogo não próximos de estrutura vital

**Tabela 2.** Contra Indicações e Não Contra Indicações para o exame de RM, (adaptado de [47]).

# Capítulo 4

## *Método dos Elementos Finitos*

### 4.1 Introdução

Na Engenharia e na Ciência há fenômenos físicos que são descritos por equações diferenciais parciais. O Método de Elementos Finitos (MEF) é uma abordagem numérica de resolver essas equações de forma aproximada.

Para uma melhor compreensão do MEF e de forma sucinta, é um método de modelação de um problema genérico que envolve meios contínuos, através da análise de partes discretas desses meios, para os quais é possível conhecer ou obter uma descrição matemática do seu comportamento. O processo de análise das partes em detrimento de um todo dá-se o nome de discretização. Um elemento finito é uma sub-região de um meio contínuo com um tamanho finito, onde os pontos de união entre os elementos são designados de nós.

O objetivo do MEF é resolver problemas complexos, ou mesmo sem solução analítica, através da resolução sequencial e estruturada de vários problemas mais simples e com solução matemática, que quando agrupadas, formam ou conduzem a uma solução do problema global inicial.

O desenvolvimento deste método teve origem no final do século XVIII, mas a prática deste começou com o aparecimento dos computadores. Já o MEF, propriamente dito, originou-se entre 1943 e 1965 com os trabalhos de Courant tendo contribuição de Zienkiewicz muito significativos para o desenvolvimento do método [48].

Uma análise estrutural do MEF inclui os seguintes passos, descritos na Tabela 3.

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

**Tabela 3.** Passos para análise estrutural do MEF (adaptado de [48]).

## 4.2 Simulação Numérica

A gama de aplicação dos elementos finitos é muito vasta, como por exemplo: análise de acidentes; análise de fluxo de fluidos em lagoas poluentes e contaminantes no ar e sistemas de ventilação; análise de procedimentos cirúrgicos, como por exemplo

cirurgia plástica. Outra área em que os elementos finitos têm sido utilizados é no desenvolvimento de próteses, sendo possível analisar características de um doente particular e personalizar a conceção de uma prótese ideal [48].

De uma forma geral, o MEF é utilizado na busca de soluções de problemas complexos de diversas áreas do conhecimento, para os quais não se conhece uma solução exata que possa ser expressa de forma analítica.

A aplicação do MEF a problemas realistas de engenharia, frequentemente complexos, exige muitas vezes, a disponibilidade de meios computacionais significativos, por isso é que o desenvolvimento do método tenha vindo a acontecer de acordo com o aumento da disponibilidade tecnológica. O MEF pode ser encarado de duas perspetivas distintas:

[1] O ponto de vista do utilizador, que recorre ao uso de um programa comercial de simulação numérica baseado no MEF para resolver problemas de engenharia.

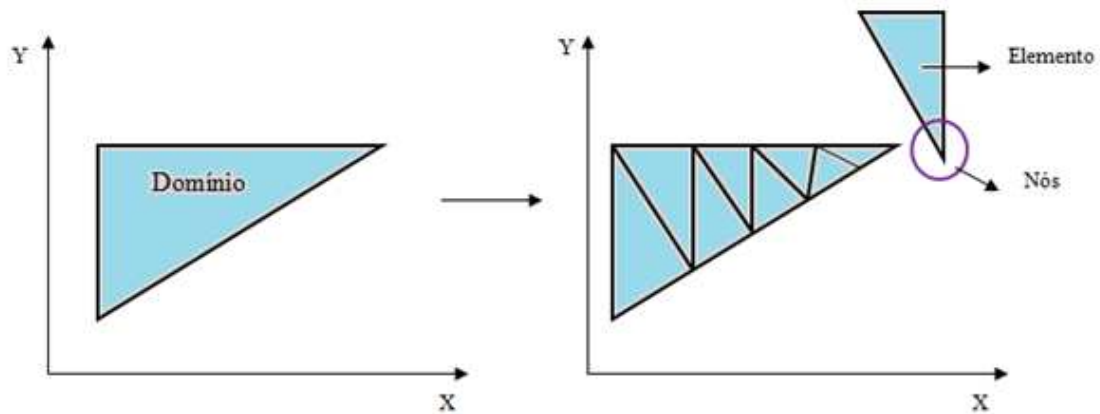
[2] O ponto de vista do programador que desenvolve o programa propriamente dito.

Existem muitos programas de simulação numérica baseados no MEF, por exemplo ABAQUS, ANSYS e etc. Estes programas são frequentemente capazes de lidar com vários tipos de problemas.

O método pode ser aplicado à resolução de problemas unidimensionais, mas, mais frequentemente, pretende-se determinar a solução numa área ou volume tridimensional genérico [48].

Como primeira fase, o domínio que se pretende é dividido num número finito de segmentos, áreas ou volumes mais pequenos, designados por elementos finitos. A isso se chama discretização. Os pontos que ligam estes elementos são chamados de nós e constituem a malha de elementos finitos. Os nós encontram-se geralmente nos vértices dos elementos. A Figura 28 mostra um esquema representativo do processo de discretização de um domínio por elementos finitos.





**Figura 28.** Esquema do processo de discretização de um domínio em subdomínios (adaptado de [48]).

Os elementos finitos podem assumir formas geométricas diversas, sendo elas: unidimensionais, bidimensionais ou tridimensionais. Os elementos bidimensionais frequentemente são triangulares ou quadriláteros. Já os elementos tridimensionais geralmente são hexaedros, tetraedros ou pentaedros.

Deste modo, torna-se possível substituir o problema de determinar o deslocamento de um número infinito de pontos de um domínio contínuo pelo cálculo dos deslocamentos de um número finito de pontos, os nós da malha de elementos finitos [48].

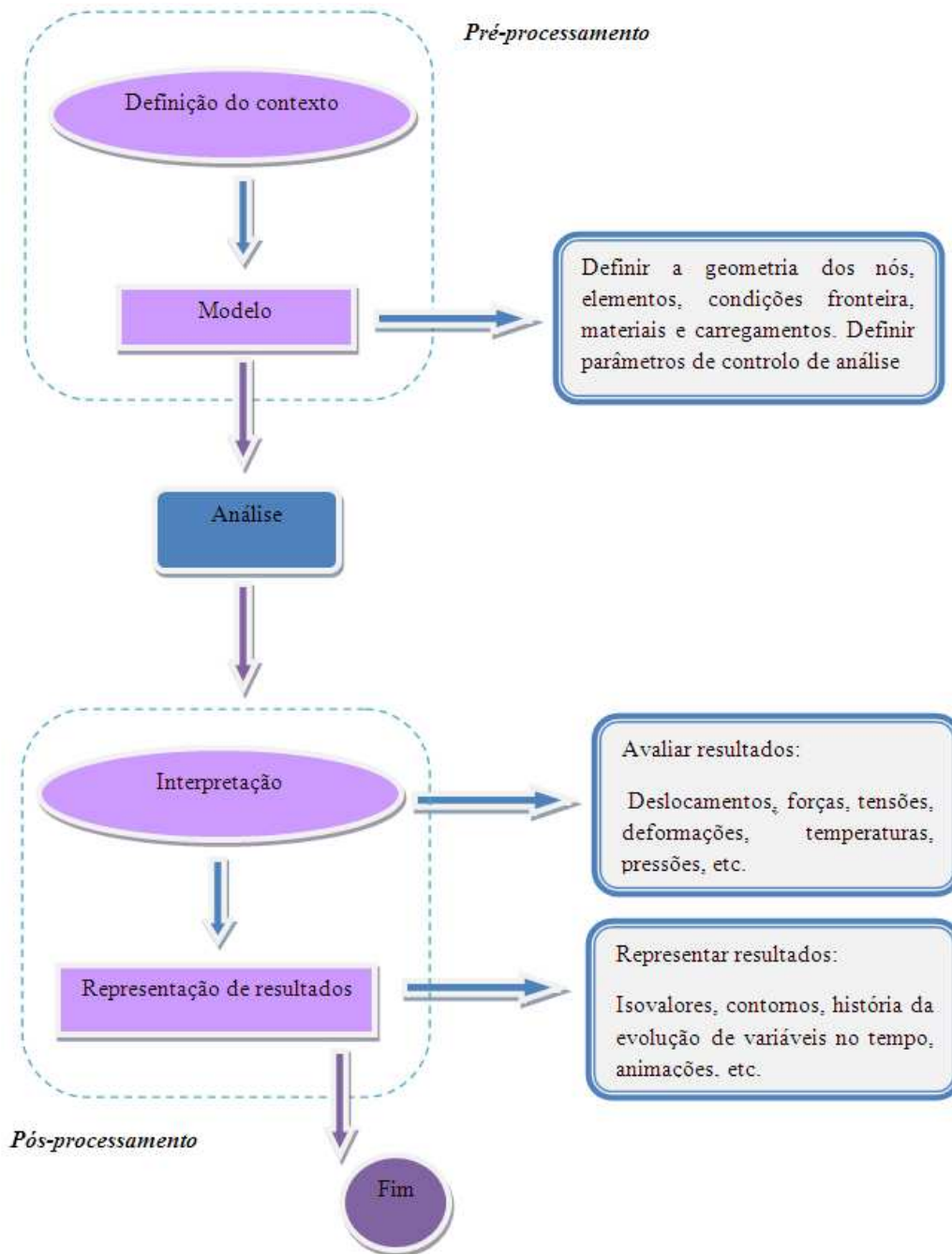
Uma vez determinado os deslocamentos nodais, calculam-se as deformações correspondentes e, a partir destas, o estado de tensão. Posteriormente, todas essas informações são disponibilizadas para o utilizador do programa.

São três os estágios para a simulação numérica pelo método dos elementos finitos: 1) pré-processamento; 2) análise; e, 3) pós-processamento.

A fase de pré-processamento diz respeito à construção do modelo geométrico do sistema a estudar e a definição dos carregamentos e das condições a que este será submetido. É também nessa primeira fase que todas as propriedades mecânicas e/ou físicas dos materiais a utilizar no modelo são definidas. Também definem-se todos os carregamentos e as restrições a que o modelo possa ser submetido. A estas restrições chamamos de condições de fronteira [48].

A fase de pós-processamento encarrega-se da tarefa de apresentar as informações contidas nos ficheiros de saída dos resultados.

A Figura 29 apresenta uma representação da metodologia de análise típica de um problema recorrendo ao MEF.



**Figura 29.** Representação da metodologia do MEF (adaptado de [49]).

## 4.3 Discretização pelo Método dos Elementos Finitos

### 4.3.1 Elementos Unidimensionais

O MEF envolve um conjunto de metodologias e de técnicas matemáticas e numéricas com as quais é possível determinar soluções aproximadas para equações e sistemas de equações diferenciais parciais, bem como para equações integrais. Geralmente, o MEF resolve sistemas de equações diferenciais parciais transformando-as em sistemas de equações diferenciais ordinárias, que podem então ser integradas numericamente.

As funções  $u(x)$  e  $w(x)$  presentes na formulação fraca deverão, naturalmente, ser aproximadas de forma a obter um sistema de equações associadas a um problema de elementos finitos. No que se segue, o índice superior  $h$  será utilizado para designar todas as variáveis que sejam aproximadas. Deste modo, considerando toda a extensão do domínio unidimensional do problema, a função  $u(x)$  que representa a solução da formulação fraca pode ser aproximada do seguinte modo [49]:

$$u(x) \approx u^h(x) \quad (1)$$

O passo seguinte na metodologia do MEF é a discretização do domínio contínuo do problema em subdomínios (os elementos finitos) [49]. Neste sentido, todas as variáveis discretizadas que digam respeito a um determinado elemento finito são afetadas do índice superior  $e$ . Dentro de cada elemento finito, a função candidata  $u^e(x)$  poderá ser aproximada recorrendo às funções de forma, ou seja,

$$u^e(x) = N^e(x)d^e \quad (2)$$

Em que  $N^e(x)$  e  $d^e$  representam a matriz das funções de forma e o vetor de incógnitas nodais do elemento finito genérico [49].

De seguida, torna-se necessário determinar a derivada da função  $u^e(x)$ . Agrupando as derivadas das funções de forma numa matriz, que se designa frequentemente por matriz  $B$ , é possível escrever:

$$\frac{du^e(x)}{dx} = \sum \frac{dN_i^e(x)}{dx} = B^e d^e \quad (3)$$

No que diz respeito a função de peso  $w(x)$ , o processo mais expedito para a sua aproximação passa por recorrer às mesmas funções de forma utilizadas na aproximação da função  $u(x)$ , ou seja,

$$w^e(x) = N^e w^e \quad (4)$$

Cujas derivadas são:

$$\frac{dw^e(x)}{dx} = B^e w^e \quad (5)$$

O caso particular em que as funções de forma interpolam quer a função candidata  $u(x)$  quer a função de peso  $w(x)$ , é designado por método de Galerkin [19].

Recorrendo às técnicas agora apresentadas, a determinação fraca ao nível de cada elemento finito é imediata [49].

As condições de fronteira não necessitam de ser impostas ao nível da relação elementar, devendo estas ser impostas unicamente no momento da assemblagem do sistema global de equações. A fórmula fraca no domínio de cada elemento finito, obtém-se:

$$\int_{\eta^e} \left( \frac{dw^e}{dx} \right)^T A^e E^e \frac{du^e}{dx} dx - \int_{\eta^e} (w^e)^T b dx - \left[ (w^e)^T A^e \bar{t} \right]_{\tau_i^e} = 0 \quad (6)$$

A transposição dos termos que envolvem a função  $w(x)$  tem por único objetivo compatibilizar o cálculo matricial. Substituindo as aproximações (3) a (5), pode determinar-se que:

$$(w^e)^T \left\{ \int_{\eta^e} (w^e)^T A^e E^e B^e dx d^e - \int_{\eta^e} (N^e)^T b dx - \left[ (N^e)^T A^e \bar{t} \right]_{\tau_i^e} \right\} = 0 \quad (7)$$

Em que  $N_\tau$  é a matriz das funções de forma da fronteira  $\tau$ . Na formulação anterior podem identificar-se duas das entidades matemáticas (uma matriz e um vetor) mais relevantes no âmbito do MEF [49]. Estas entidades são as seguintes: matriz de rigidez elementar (Equação 8), vetor de forças externas elementar (Equação 9).

$$K^e = \int (B^e)^T A^e E^e B^e dx \quad (8)$$

$$f^e = \int_{\eta^e} (N^e)^T b dx + \left[ (N_\tau^e)^T A^e \bar{t} \right]_{\tau_i^e} \quad (9)$$

Note-se que o vetor de forças externas possui contribuições quer no domínio do interior do elemento  $\eta$  quer da fronteira elementar  $\tau_i^e$ . A equação (7) pode ser reescrita de uma forma simplificada, como se segue [49]:

$$(w^e)^T (k^e d^e - f^e) = 0 \quad (10)$$

Na relação anterior percebe-se o carácter sistemático, simples e direto do MEF. Considerando que o domínio contínuo é dividido num número  $\pi_e$  de elementos finitos, a equação (10) pode ser aplicada de forma sistemática a cada elemento [49]. No final, as contribuições de cada elemento finito são “adicionadas”, obtendo-se o seguinte sistema de equações discretas final:

$$w^T (Kd - f) = 0 \quad (11)$$

Devido ao carácter arbitrário do conjunto de valores nodais  $w$ , o resíduo  $r = Kd - f$  deverá anular-se. Deste modo, a expressão (11), que corresponde a

$$w^T r = 0 \quad (12)$$

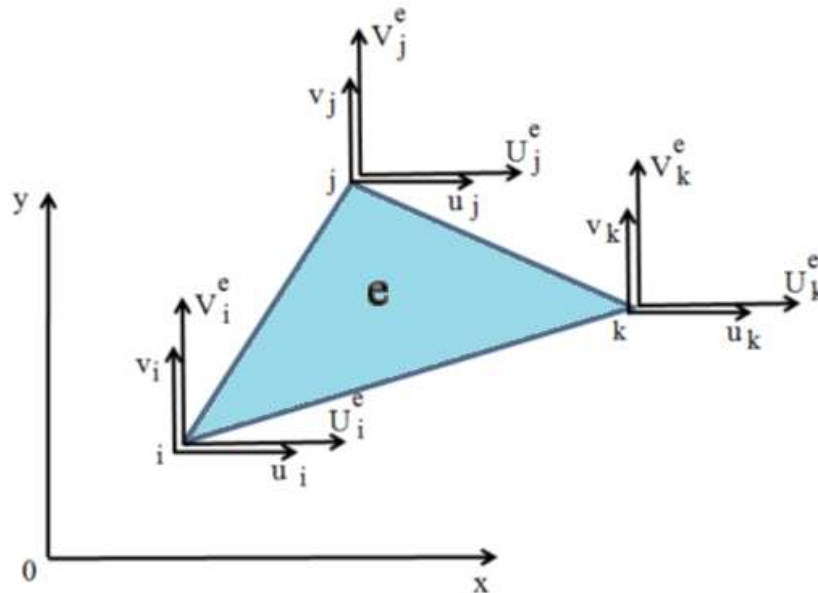
Leva à seguinte solução do problema:

$$Kd = f \quad (13)$$

Em que  $d$  é o vetor global de deslocamentos (graus de liberdade) de todo o modelo numérico [49]. Este vetor também é usualmente denominado  $u$  ou  $a$ , consoante o problema em causa.

### 4.3.2 Elementos Tridimensionais

Ilustrando a ideia base do MEF consideremos um problema qualquer de engenharia. Por razões de simplificação na explicação, consideremos um problema bidimensional com um comportamento linear. Após a discretização do modelo consideremos agora um só elemento da discretização (Figura 30).



**Figura 30.** Elemento e as suas decomposições (adaptado de [48]).

Os nós são denominados por  $i$ ,  $j$  e  $k$ . Os elementos ligam-se com os outros elementos que lhe são adjacentes através de um conjunto de forças aplicadas nos seus nós. No nó  $i$  a força  $f_i^e$  tem duas componentes paralelas aos eixos  $0_x$  e  $0_y$  designados por  $U_i^e$  e  $V_i^e$ , respetivamente. Então, o vetor das forças no nó  $i$  pode ser descrito da seguinte forma [49]:

$$f_i^e = \begin{Bmatrix} U_i^e \\ V_i^e \end{Bmatrix} \quad (14)$$

O conjunto de todas as seis componentes de força do elemento designa-se por  $f^e$  :

$$f^e = \begin{Bmatrix} f_i^e \\ f_j^e \\ f_k^e \end{Bmatrix} \quad (15)$$

Em que:

$$f_i^e = \begin{Bmatrix} U_i^e \\ V_i^e \end{Bmatrix} \quad f_j^e = \begin{Bmatrix} U_j^e \\ V_j^e \end{Bmatrix} \quad f_k^e = \begin{Bmatrix} U_k^e \\ V_k^e \end{Bmatrix} \quad (16)$$

Deste modo, o vetor de forças nodais do elemento finito é [49]:

$$f_i^e = \begin{Bmatrix} U_i^e \\ V_i^e \\ U_j^e \\ V_j^e \\ U_k^e \\ V_k^e \end{Bmatrix} \quad (17)$$

O deslocamento de cada nó tem suas componentes designadas por  $U$  e  $V$ , sendo a componente de deslocamentos paralela ao eixo  $O_x$  do nó  $i$  denotada por  $u_i$  e a componente paralela ao  $O_y$ ; designada por  $v_i$ . Deste modo, o vetor de deslocamentos nodais para o elemento e representado na Figura 30 é:

$$a^e = \begin{Bmatrix} a_i \\ a_j \\ a_k \end{Bmatrix} \quad (18)$$

Em que:

$$a_i = \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \end{Bmatrix} \quad a_j = \begin{Bmatrix} u_j \\ v_j \end{Bmatrix} \quad a_k = \begin{Bmatrix} u_k \\ v_k \end{Bmatrix} \quad (19)$$

Assim, o vetor de deslocamentos nodais do elemento finito é:

$$a^e = \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \\ u_j \\ v_j \\ u_k \\ v_k \end{Bmatrix} \quad (20)$$

O elemento finito apresentado tem, portanto, seis componentes de deslocamento que deverão ser calculados para conhecer a posição e a forma do elemento depois de aplicadas as cargas. Estes componentes de deslocamento são os graus de liberdade do elemento, ou seja, este elemento tem três nós e seis graus de liberdade [49].

As forças nodais dependem de forma direta e proporcional dos deslocamentos dos nós associados ao desenvolvimento de deformações no elemento. Verifica-se que o vetor de forças nodais se encontra, de algum modo, relacionado com os deslocamentos nodais. Esta relação, pode ser expressa pela seguinte equação [49]:

$$f^e = k^e a^e \quad (21)$$

Ou ainda de forma matricial:

$$\begin{Bmatrix} U_i^e \\ V_i^e \\ U_j^e \\ V_j^e \\ U_k^e \\ V_k^e \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} & k_{13} & k_{14} & k_{15} & k_{16} \\ k_{21} & k_{22} & k_{23} & k_{24} & k_{25} & k_{26} \\ k_{31} & k_{32} & k_{33} & k_{34} & k_{35} & k_{36} \\ k_{41} & k_{42} & k_{43} & k_{44} & k_{45} & k_{46} \\ k_{51} & k_{52} & k_{53} & k_{54} & k_{55} & k_{56} \\ k_{61} & k_{62} & k_{63} & k_{64} & k_{65} & k_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \\ u_j \\ v_j \\ u_k \\ v_k \end{Bmatrix} \quad (22)$$



Onde, a matriz  $k^e$  é chamada de matriz rigidez elementar do elemento  $e$ . Uma vez determinadas todas as matrizes de rigidez elementares para o problema em estudo, torna-se necessário agregá-los de forma a construir a matriz de rigidez de todo o problema [49].

Esta operação é realizada construindo uma matriz quadrada com dimensão correspondente ao número total de graus de liberdade do problema.

## Capítulo 5

### *Simulação Numérica Do Parto Vaginal*

#### **5.1 Modelo utilizado para o Pavimento Pélvico**

O pavimento pélvico é formado pelos músculos, pelas fâscias e ligamentos, da região urogenital feminina. O pavimento pélvico fecha a parte inferior da cavidade pélvica, estendendo-se como uma rede desde a sínfise púbica até ao cóccix, sendo perfurado por três canais: a vagina, a uretra e o ânus. Em redor destas aberturas, os músculos tornam-se mais espessos, passando a ser denominados esfíncteres [1, 3, 30, 50].

O pavimento pélvico constitui uma estrutura de suporte fundamental para os órgãos da cavidade abdominal, sustentando o peso de todos os órgãos pélvicos, mantendo-se nas posições anatómicas normais. Durante a gestação, são os músculos do pavimento pélvico em conjunto com os músculos abdominais que sustentam o peso do feto [30].

O grupo de músculos elevadores do ânus é o grupo de músculos mais importantes do pavimento pélvico. Estes músculos são compostos por três pares (os músculos puborretais, pubococcígeos e os iliococcígeos). O músculo pubococcígeo desempenha um papel importante na função sexual sensitiva, no controlo da bexiga e no relaxamento perineal durante o trabalho de parto e expulsão do feto durante o nascimento [3, 30].

O enfraquecimento destes músculos pode causar o deslocamento dos órgãos pélvicos das suas posições normais (prolapsos), incontinência de urina, gases ou fezes.

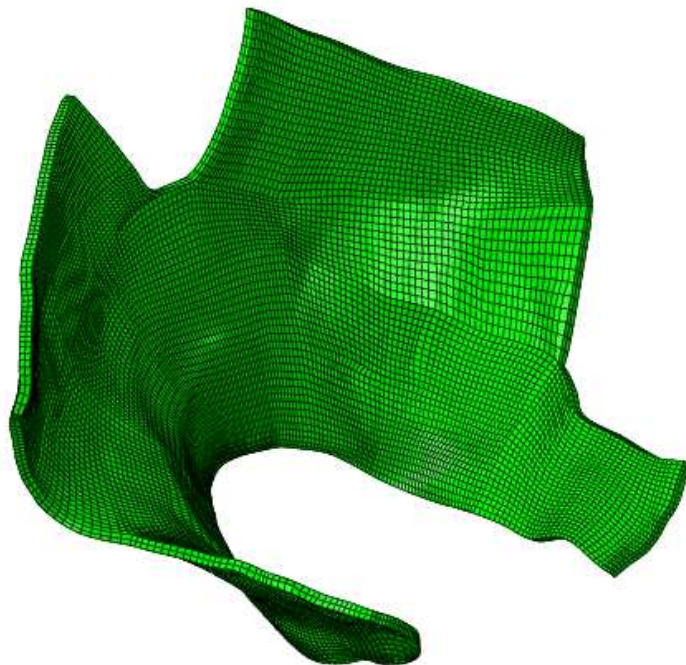
As causas do enfraquecimento dos músculos pélvicos podem ser todas as situações em que se exige o aumento de pressão intra-abdominal, tais como, tossir, espirrar, levantar objetos pesados, praticar desporto (por exemplo, equitação), pois

provocam uma sobrecarga nos músculos do pavimento pélvico, levando-os assim a um enfraquecimento progressivo.

Durante a gestação, o peso resultante do feto e da placenta gera uma sobrecarga durante os vários meses, por isto, o parto normal é uma agressão violenta para estes músculos [32].

Apesar das técnicas de imagiologia MRI 2D, e mais recentemente MRI 3D, serem utilizadas para estudar a anatomia do pavimento pélvico, a partir de cadáveres, ou pacientes vivos, a qualidade dos modelos geométricos obtidos por estas técnicas é ainda reduzida.

A malha do pavimento pélvico utilizada para este trabalho é proveniente de um trabalho desenvolvido anteriormente [32]. O modelo de elementos finitos utilizado neste trabalho, para o pavimento pélvico, foi construído utilizando informação geométrica, sob a forma de pontos, obtidos a partir da medição de um cadáver. Este “objeto de estudo” foi selecionado por não ter nenhuma patologia conhecida no pavimento pélvico. A causa da morte era desconhecida e presumivelmente não afetou a musculatura do pavimento pélvico. O resultado da medição foi um conjunto de pontos 3D pertencentes aos diferentes músculos do pavimento pélvico.

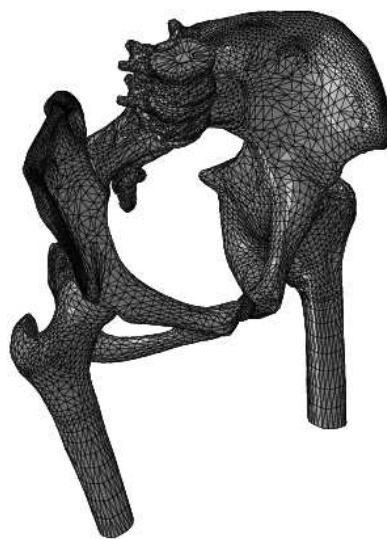


**Figura 31.** Malha de elementos finitos do pavimento pélvico.

## 5.2 Modelo utilizado para a Pelve Óssea

Nos seres humanos, a pelve contém os principais componentes abdominais: a bexiga, partes terminais dos ureteres, órgãos genitais, pélvicos, reto, vasos sanguíneos, vasos linfáticos e nervos. Nas mulheres, também aloja ovários e útero. Para acomodar um feto no final de gestação, a pelve feminina é mais larga do que nos homens. Para o suporte do pavimento pélvico foi introduzida na simulação numérica um modelo de elementos finitos que simule a pelve óssea. De forma a fixar o pavimento pélvico à estrutura óssea foi necessário introduzir mais duas malhas, malhas estas que permitem diferentes ligações entre os músculos do pavimento pélvico e o cóccix e a outra que representa o arco tendinoso do elevador do ânus, o músculo obturador interno e a respetiva fáscia [3].

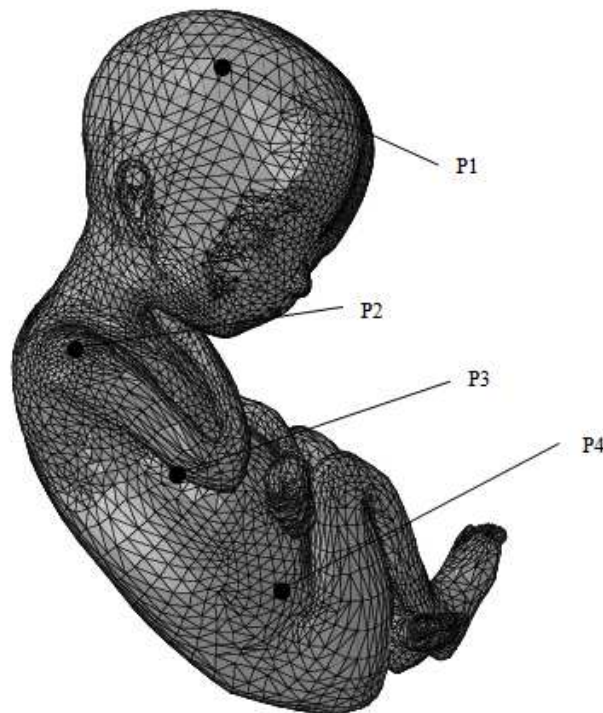
O modelo de elementos finitos da pelve óssea é importante na delineação das condições fronteira entre esta estrutura e o pavimento pélvico. Com a construção da pelve óssea consegue-se saber quais os nós do pavimento pélvico que ficam fixos e quais os nós que ficam livres. A pelve óssea também é importante na definição dos movimentos do feto, não havendo interferência entre o feto e a estrutura óssea. Depois da definição dos movimentos e das condições fronteira já não é necessária a presença desta estrutura, sendo dispensada da simulação, pois assim diminui o tempo de computação [3].



**Figura 32.** Malha de elementos finitos da Pelve Óssea.

### 5.3 Modelo de Elementos Finitos para o Feto

O modelo de elementos finitos de um feto é fundamental visto que este trabalho centra-se no estudo da deformação do crânio fetal. A Figura 33 mostra o modelo de elementos finitos do feto e também mostra a definição de quatro pontos que controlam os movimentos do feto durante a simulação do parto. Estes pontos permitem controlar o deslocamento e a rotação de quatro grupos de elementos considerados rígidos, o que permite controlar todos os movimentos do feto. As dimensões do modelo do feto foram ajustadas de modo a que as dimensões obstétricas principais para a cabeça estivessem em concordância com as obtidas para a crânio fetal obtido previamente.



**Figura 33.** Modelo de elementos finitos do feto, vista da esquerda e representação dos pontos que controlam os movimentos do feto.

Em trabalhos anteriores as propriedades dos materiais fornecidas à cabeça fetal apresentavam uma rigidez bastante elevada, de tal forma que a cabeça do feto poderia ser considerada uma estrutura rígida quando comparada com o pavimento pélvico. Neste trabalho o objetivo é a remoção desta rigidez excessiva da cabeça fetal com a

construção de um modelo 3D do crânio fetal com as devidas suturas cranianas. Após a obtenção deste modelo e com o ajuste das propriedades dos materiais analisam-se as deformações no crânio no decorrer do parto vaginal.

### **5.3.1 Imagens de Tomografia – Construção do crânio fetal**

Para a construção do crânio fetal no tempo final de gestação foi necessário um conjunto de Imagens de Tomografia Computadorizada. As imagens foram fornecidas por um centro de arquivo da Pensilvânia, Open Research Scan Archive (ORSA), que contém tomografias com alta resolução. As tomografias computadorizadas (CT) de crânios humanos e não-humanos são obtidas através de amostras que se encontram no Museu Penn, para além de outras instituições, American Museum of Natural History, Smithsonian Institution e Columbia University Department of Anthropology [51].

Com os avanços no processamento de imagem ao longo das últimas décadas tornou-se possível fazer análises multivariadas de crânios diretamente por tomografia computadorizadas. Estas técnicas permitem um nível de detalhe sem precedentes e facilita a compreensão das inter-relações complexas de áreas de estudo divergentes do crânio.

Este centro de arquivo espera no futuro tornar-se um banco de dados essencial para pesquisadores na área da antropologia, biologia e medicina. Atualmente estão a trabalhar para que os dados em arquivo sejam disponíveis on-line para que possam ser usados facilmente por pesquisadores de todo o mundo [51].

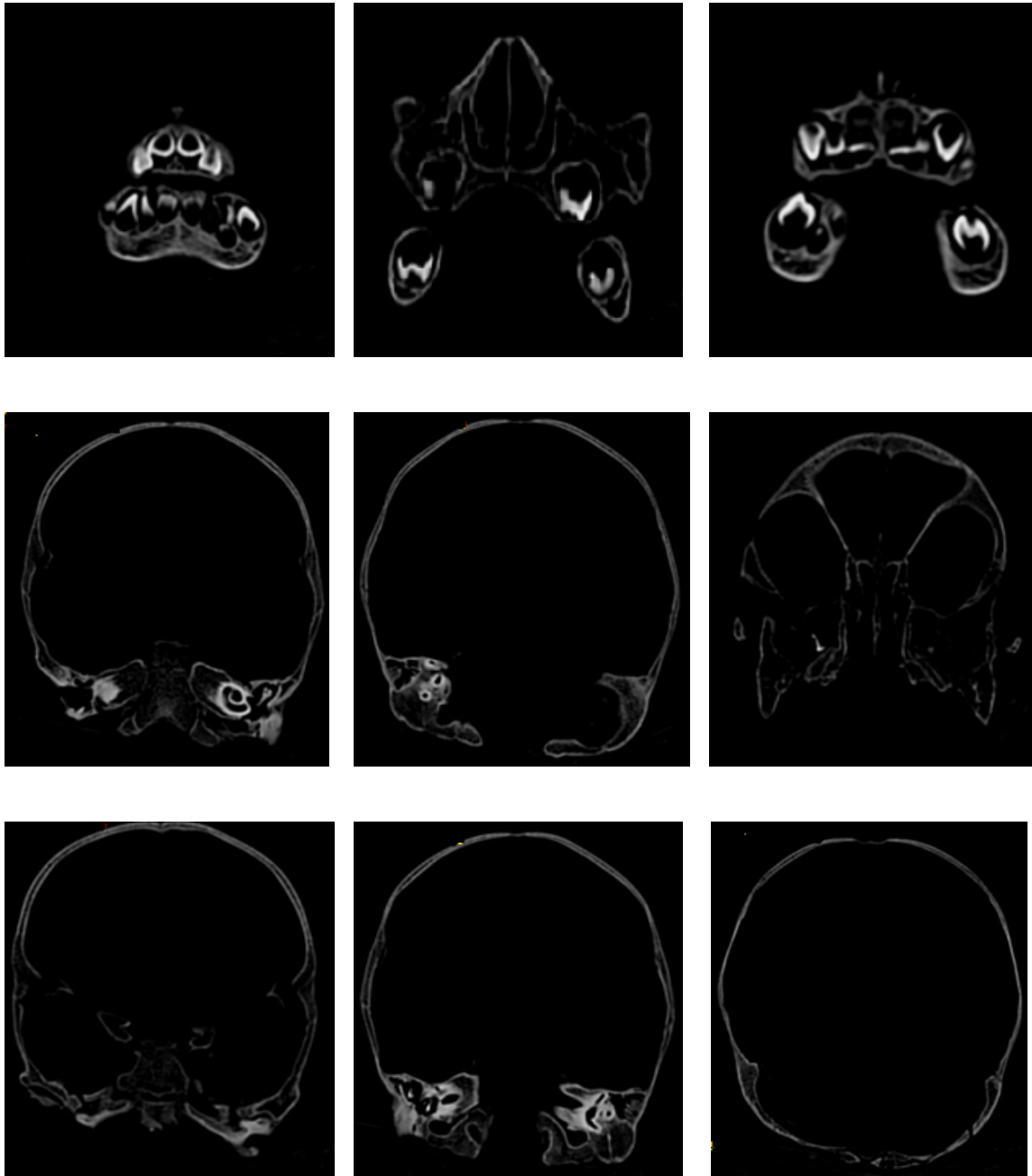
Até ao momento quase todos os crânios humanos modernos são do George Samuel Morton Collection, que se encontram na Universidade Pensilvânia, Museu de Arqueologia e Antropologia [51].

A coleção de Morton original é composta por cerca de 1200 crânios na maioria sem mandíbula e recolhidos a partir de contextos arqueológicos. Após a sua morte um dos seus alunos, J. Aitken Meigs, continuou a coleção, que se encontra neste momento com 1800 crânios. Morton era um estudioso meticoloso e tomou muitas notas na derivação geográfica e demográfica dos crânios [51].

Neste arquivo existem alguns espécimes que não podem ser usados para fins de pesquisa ou não podem ser obtidos sem permissão, pois alguns destes espécimes vêm de coleções particulares, é necessário a permissão do colecionador [51].

Para a construção do nosso crânio contactamos este centro de arquivo, explicamos qual o objetivo do nosso trabalho, e prontamente se disponibilizaram a ceder-nos as imagens. As imagens enviadas pertenciam a diferentes crânios e todos estes pertencentes há coleção de Morton. Os crânios eram todos de fetos, alguns deles pertencentes a fetos que nasceram prematuros e outros que morreram durante o parto. A seleção do nosso grupo de imagens foi de um feto no final do tempo de gestação, que neste caso continha mandíbula.

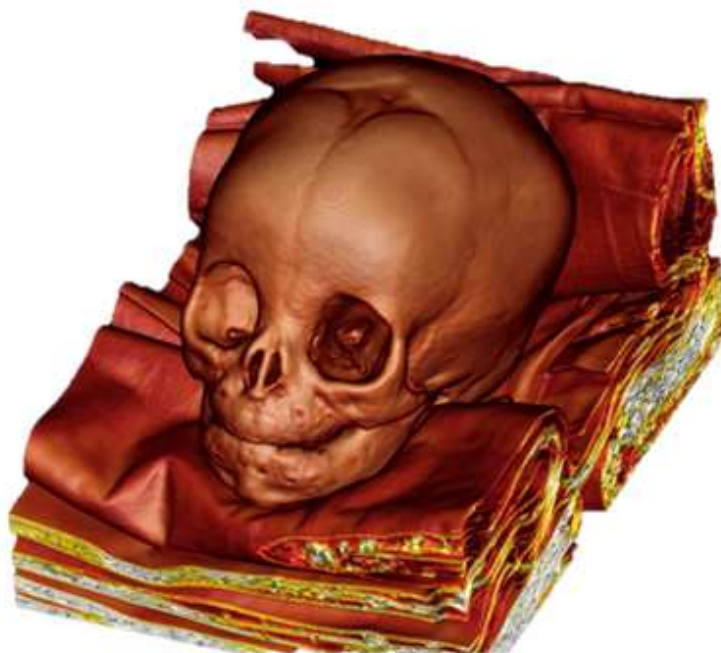
Na Figura 34 estão algumas das Imagens de Tomografia Computadorizada utilizadas para a obtenção do modelo 3D do crânio fetal.



**Figura 34.** Algumas das Imagens de Tomografia Computadorizada pertencentes a um conjunto, utilizadas para obtenção do crânio fetal 3D.

O resultado do conjunto de imagens 2D é o modelo 3D que se encontra na Figura 35.

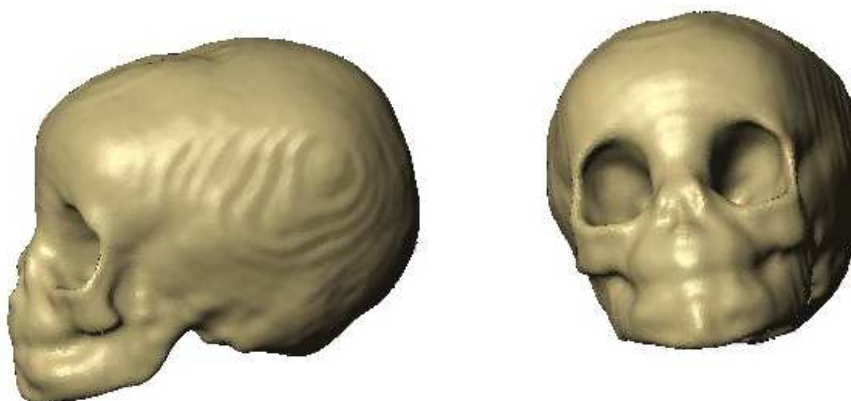




**Figura 35.** Modelo 3D do crânio fetal.

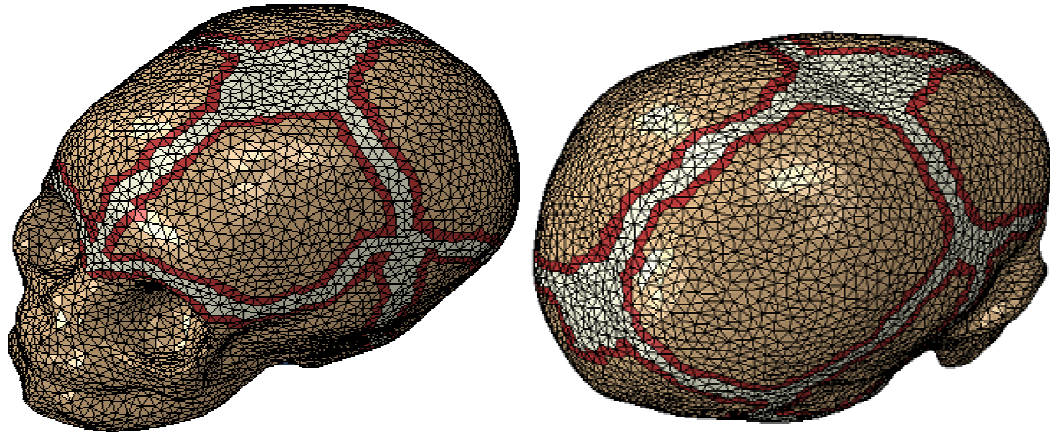
### 5.3.2 Mimics

Após processamento das Imagens no Software de visualização de imagens médicas Mimics, construiu-se o seguinte modelo 3D do crânio fetal. Sendo o resultado o que se encontra na Figura abaixo indicada.



**Figura 36.** Modelo 3D do crânio fetal, obtido por processamento das Imagens de Tomografia Computadorizada no Mimics.

Com o crânio fetal já construído transferiu-se para um pré/pós-processador de elementos finitos neste caso o ABAQUS, para gerar uma malha de elementos finitos. Com a malha do crânio fetal já construída, foi possível selecionar os elementos para a definição das suturas cranianas. Os elementos que constituem as suturas foram selecionados de acordo com a referência [4].



**Figura 37.** Crânio Fetal com as suturas cranianas.

Na Figura 37, as suturas cranianas estão representadas a cor cinzenta. De forma a garantir uma melhor transição entre as suturas e o osso foi também definida uma zona de transição, representada a cor vermelha. Colocaram-se desta forma diferentes propriedades para as suturas, uma vez que a zona da sutura que se encontra junto ao osso apresenta um a rigidez maior do que a parte da sutura que se encontra mais afastada do osso, isto devido a questões fisiológicas expostas anteriormente.

## 5.4 Modelos Constitutivos

### 5.4.1 Modelo constitutivo para o Pavimento Pélvico

O modelo constitutivo adotado para pavimento pélvico é uma forma modificada

do modelo hiperelástico incompressível, transversalmente isotrópico, proposto por Humphrey e Yin [52], para o comportamento passivo dos músculos do coração.

Para o modelo constitutivo utilizado, a função energia de deformação, para um material quase-incompressível e por unidade de volume, na configuração de referência, pode ser escrita da seguinte forma:

$$U = U_I(\bar{I}_1^C) + U_J(J) + U_f(\bar{\lambda}_f, \alpha) \quad (1)$$

A função energia de deformação (1) é o resultado da soma de um termo relacionado com a matriz isotrópica, que embebe as fibras musculares, um segundo termo relacionado com as fibras musculares e um terceiro termo relacionado com as alterações de volume. Em (1)  $U_I$  é a energia de deformação associada a matriz isotrópica, definido da seguinte forma:

$$U_I = c \left[ e^{b(\bar{I}_1^C - 3)} - 1 \right] \quad (2)$$

onde  $\bar{I}_1^C$  é o primeiro invariante do tensor das deformações de Cauchy-Green à direita, com as alterações de volume eliminadas.

$$\bar{I}_1^C = \text{tr } \bar{\mathbf{C}} = \text{tr}(\bar{\mathbf{F}}^T \bar{\mathbf{F}}) = J^{-2/3} \text{tr } \mathbf{C} \quad (3)$$

sendo  $\bar{\mathbf{F}}$  o gradiente de deformação com as alterações de volume eliminadas:

$$\bar{\mathbf{F}} = J^{-1/3} \mathbf{F} \quad (4)$$

e  $J$  a alteração de volume:

$$J = \det \mathbf{F} \quad (5)$$

Em (1) a energia de deformação armazenada nas diferentes famílias de fibras musculares é dada por  $U_f$ , que pode ser dividida numa componente passiva elástica ( $U_{pas}$ ) e numa componente ativa ( $U_{act}$ ), devida à contração.

$$U_f(\bar{\lambda}_f, \alpha) = U_{pas}(\bar{\lambda}_f) + U_{act}(\bar{\lambda}_f, \alpha) \quad (6)$$

Para a componente passiva,  $U_{pas}$ , a seguinte expressão foi utilizada:

$$U_{pas} = A \left\{ \exp \left[ a \left( \bar{\lambda}_f - 3 \right)^2 \right] - 1 \right\} \quad (7)$$

onde  $\bar{\lambda}_f$  representa a relação entre o comprimento atual e o comprimento inicial de uma fibra muscular que inicialmente se encontra na direção  $\mathbf{N}$ :

$$\bar{\lambda}_f = \sqrt{\mathbf{N}^T \bar{\mathbf{C}} \mathbf{N}} = \sqrt{\bar{\mathbf{C}} : (\mathbf{N} \otimes \mathbf{N})} \quad (8)$$

e  $\otimes$  representa o produto tensorial. Para a energia de deformação devida à contração muscular,  $U_{act}$ , a seguinte expressão foi utilizada:

$$U_{act} = \alpha T_0^M \int_1^{\bar{\lambda}_f} 1 - 4(\bar{\lambda} - 1)^2 d\bar{\lambda} \quad (9)$$

onde  $\alpha$  é o nível de ativação, variando entre 0 e 1. Quando  $0.5 < \bar{\lambda}_f < 1.5$ ,  $U_{act}$  é maior do que 0, para outros valores de  $\bar{\lambda}_f$  o músculo não produz força, sendo a sua energia de deformação nula. A constante  $T_0^M$  é a tensão máxima produzida pelo músculo para um comprimento em descanso ( $\bar{\lambda}_f = 1$ ).

Em (1), a energia de deformação associada à mudança de volume é dado por  $U_J$ :

$$U_J = \frac{1}{D} (J - 1)^2 \quad (10)$$

## 5.4.2 Modelo constitutivo para o Feto

### 5.4.2.1 Modelo Mooney-Rivlin

A função de energia potencial de acordo com o modelo constitutivo de Mooney-Rivlin é dada por:

$$U = C_1(\bar{I}_1 - 3) + C_2(\bar{I}_2 - 3) + \frac{1}{D_1}(J^{el} - 1)^2 \quad (11)$$

$$\bar{I}_2 = \frac{1}{\lambda_1^2} + \frac{1}{\lambda_2^2} + \frac{1}{\lambda_3^2} \quad (12)$$

onde  $C_1$ ,  $C_2$  e  $D_1$  são parâmetros do material e  $\bar{I}_2$  é o segundo invariante do tensor das deformações de desvio.

Para os casos onde as deformações nominais são pequenas ou são moderadamente grandes (<100%), este modelo é bastante eficaz. A constante  $D_1$  está relacionado com o grau de incompressibilidade do material, isto é, quando ele é nulo o material é considerado incompressível [53].

#### 5.4.2.2 Modelo Neo-Hooke

A função de energia potencial de acordo com o modelo constitutivo de Neo-Hooke é dada por:

$$U = C_1(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D_1}(J^{el} - 1)^2 \quad (13)$$

Assim como para o modelo de Mooney-Rivlin, para os casos onde as deformações nominais são pequenas ou são moderadamente grandes (<100%), este modelo é bastante eficaz [53].

### 5.4.3 Propriedade dos materiais para o feto

Para este trabalho toda a estrutura do feto é importante para a obtenção de valores coerentes de deformação para com a realidade, portanto tem que se ter em conta todas as estruturas do feto.

Ajustar as propriedades do crânio foi uma das fases mais complicadas do trabalho, fizeram-se vários testes com diferentes propriedades e diferentes pressões aplicadas ao crânio fetal que se encontram em anexo (Anexo A). O maior problema encontrado foi garantir que o crânio se deformar-se de forma correta com a pressão

causada pelo pavimento pélvico. As propriedades que melhor se ajustavam para a nossa simulação e que permitiam a visualização da deformação são as seguintes.

O osso do crânio, a pele da cabeça e cérebro foram definidos como um modelo elástico, as propriedades utilizadas foram as seguintes, respetivamente:  $E=1000 \text{ MPa}$ ,  $\nu=0,25$ ,  $E=0,3 \text{ MPa}$ ,  $\nu=0,25$ ,  $E=24,6E^{-3} \text{ MPa}$ ,  $\nu=0,49$  [54, 55].

As fontanelas e as suturas são considerados material hiperelástico descrito pelo modelo de Mooney-Rivlin. Os parâmetros definidos para a cartilagem mais interna (cinzenta, ver Figura 37) são os seguintes:  $C1=1,18 \text{ MPa}$ ,  $C2=0,295 \text{ MPa}$  [27]. Os parâmetros para a cartilagem mais externa (vermelha, ver Figura 37) são:  $C1=2,00 \text{ MPa}$ ,  $C2=0,295 \text{ MPa}$ .

## Capítulo 6

### *Resultados: Simulação do Parto Vaginal em Posição Cefálica*

O trabalho de parto pode-se definir como sendo uma sequência de fenómenos que tem como finalidade expulsar o feto, placenta e membranas para o exterior da cavidade uterina através do canal vaginal.

As simulações numéricas que se apresentam neste trabalho incidem particularmente sobre o estadió do trabalho de parto, designado de fase de expulsão. É neste período que as forças criadas pelo trabalho de parto permitem a progressão do feto através do canal vaginal e o seu nascimento.

Sendo o canal vaginal de forma irregular e as dimensões da cabeça fetal relativamente grandes no final da gestação, é de considerar que a cabeça fetal em certas ocasiões não consiga passar pelo canal vaginal. Desta forma, para que um parto seja possível é necessário um processo de adaptação e acomodação das zonas adequadas da cabeça do feto aos diversos segmentos da pélvis. O conjunto de movimentos que a apresentação fetal vai tomando durante o parto é conhecido por mecanismos do parto. Grandes partes das alterações posicionais que compõem os mecanismos do trabalho de parto devem-se a movimentos de torção e flexão da cabeça do feto, através dos quais esta se adapta ao tamanho e à forma da pelve materna. Esta combinação de movimentos adotados pelo feto verifica-se de forma sequencial e alguns deles em simultâneo. Estes movimentos desenrolam-se durante os mecanismos de parto [3].

Quando o feto se encontra em posição cefálica, a cabeça é a primeira parte anatómica do feto posicionada para sair, sendo o ponto de referência obstétrico a pequena fontanela. Durante o parto normal, se a cabeça do feto rodar, e ficar com a frente para as costas da mãe, este encontra-se na posição ideal para o nascimento. Se tal situação não acontecer diz-se que o feto se encontra em má posição, podendo causar complicações no decorrer do parto.

Neste trabalho as simulações apresentadas são exclusivas para o feto em posição cefálica, ou seja, para a posição mais comum, apresentação occipital-anterior e uma apresentação menos comum, apresentação occipital-posterior.

## **6.1 Simulação numérica do parto em posição occipito-anterior**

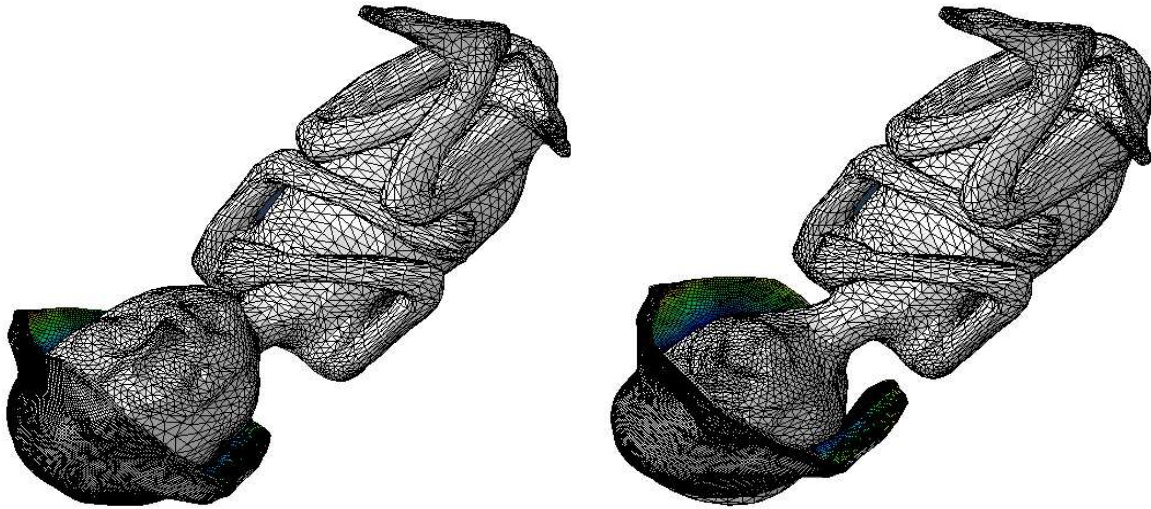
O parto é um processo caracterizado por várias forças exercidas na cavidade pélvica materna, dependendo das fases que o constituem. Quando o feto se encontra na posição occipito-anterior, a parte da frente da cabeça está voltada para o ânus, correspondendo ao parto mais frequente e para o qual a anatomia da mãe e do feto se encontram melhor preparadas.

O mecanismo do parto em apresentação cefálica consiste nos seguintes movimentos cardinais: descida da apresentação através do canal vaginal, flexão do pólo cefálico de forma a apresentar o menor diâmetro possível da cabeça fetal ao canal vaginal, rotação interna que facilita a apresentação dos diâmetros ótimos da cabeça fetal ao canal do parto, extensão da cabeça fetal quando esta atinge o plano da vulva, rotação externa da cabeça fetal e por fim a expulsão.

Os movimentos do feto, em apresentação occipito-anterior, foram definidos de forma a apresentar ao maior diâmetro do canal vaginal o menor diâmetro possível da cabeça fetal, durante a descida do feto.

Durante um parto normal, a cabeça do feto vai rodar, de forma a que o feto fique a olhar para as costas da mãe, apresentação occipital-anterior.



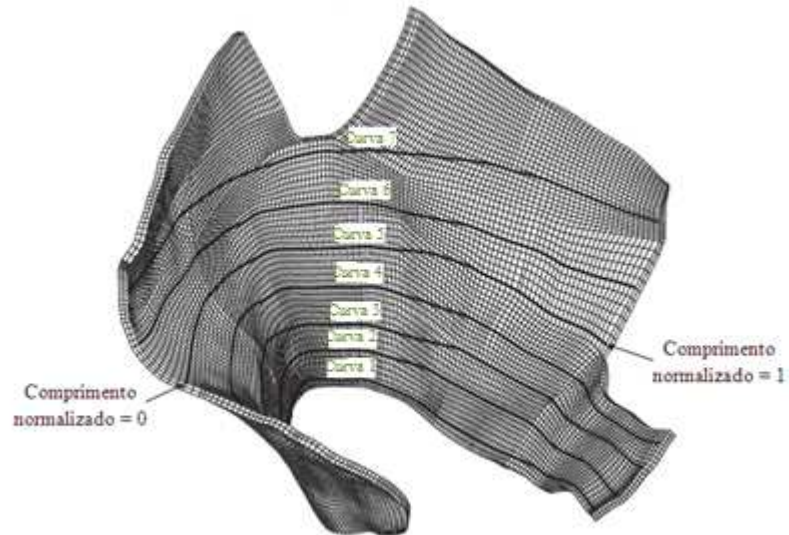


**Figura 38.** Simulação do parto em posição Occipito-Anterior (OA).

### **6.1.1 Análise dos resultados para o pavimento pélvico com o feto em apresentação occipito-anterior**

A configuração e dimensões da pelve, o tamanho do feto e a força das contrações ditam a evolução do trabalho de parto. Em essência, o parto progride ao longo da linha de menor resistência, isto é, pela adaptação do menor diâmetro possível da cabeça fetal ao diâmetro e formas mais favoráveis do canal vaginal.

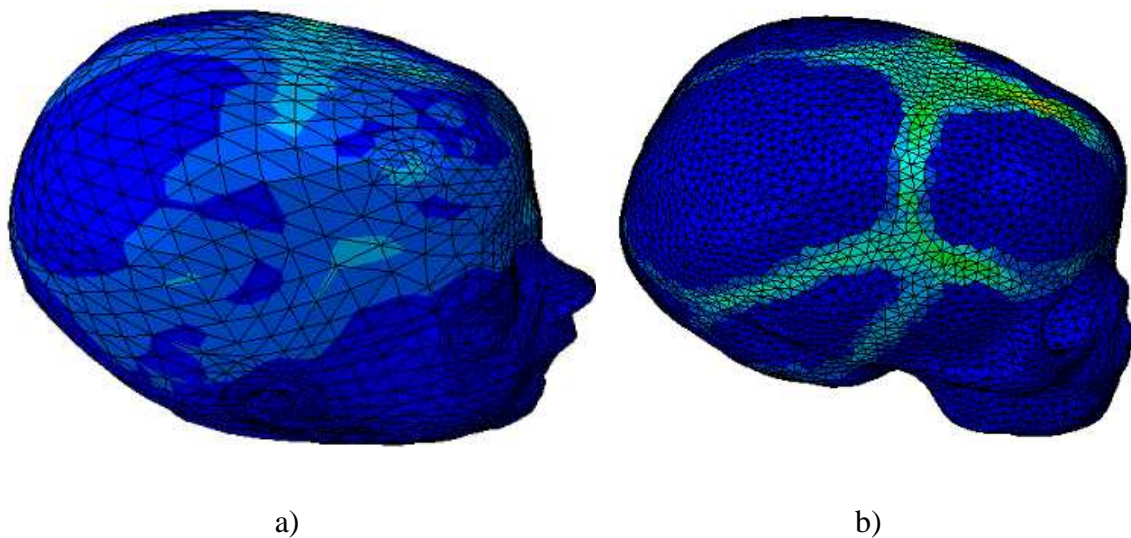
Um dos objetivos deste trabalho é a análise das solicitações a que o pavimento pélvico se encontra sujeito. O que se pretende é analisar a medida de deformação, o alongamento, do pavimento no decorrer do parto normal. Numa primeira etapa o feto encontra-se com as propriedades que permitem a deformação e numa segunda etapa o feto é considerado uma estrutura rígida. De forma a permitir um estudo mais pormenorizado ao longo do pavimento pélvico, este foi seccionado com diferentes curvas, o que permitiu efetuar uma análise mais detalhada das deformações e alongamentos, para os dois fetos utilizados (deformável e rígido).



**Figura 39.** Diferentes Curvas aplicadas ao longo do pavimento pélvico, para a análise da deformação e alongamento.

#### 6.1.1.1 Utilização de um feto deformável

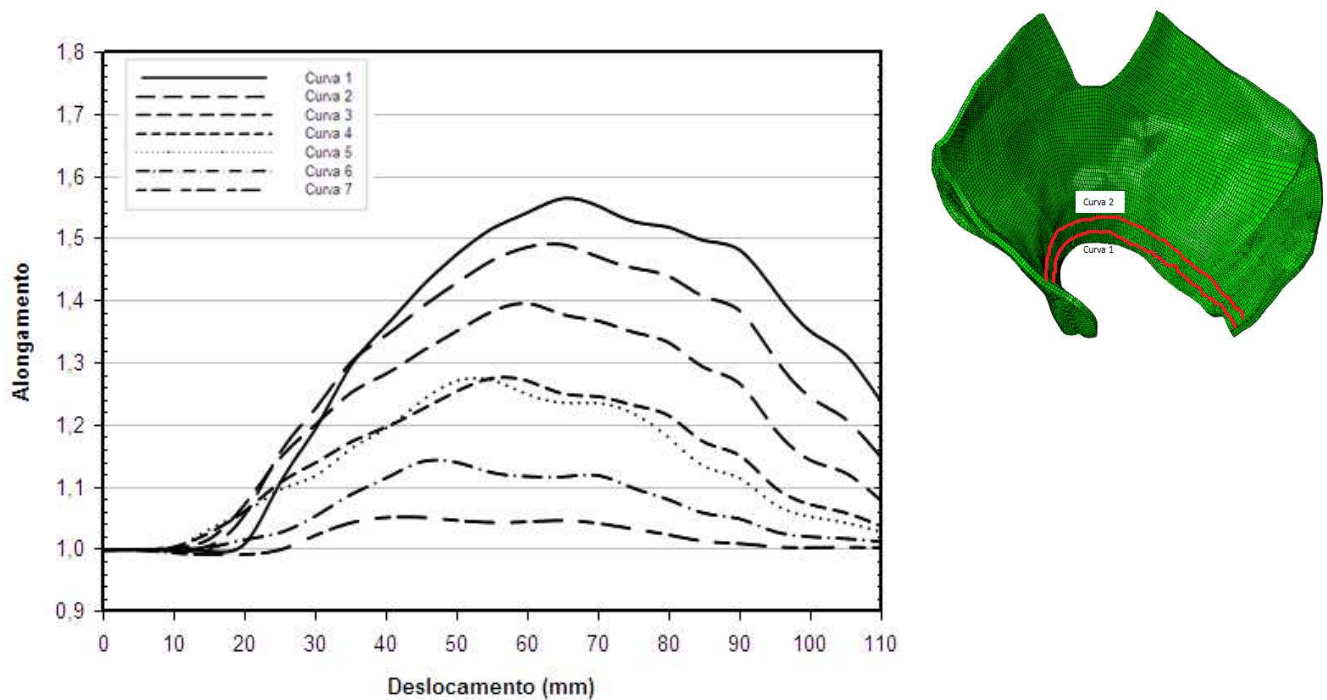
Quando o feto apresenta as propriedades mais realistas, o crânio vai deformar-se à medida que vai descendo em direção há vulva. Na cabeça fetal é possível identificar a deformação, tal como se vê na Figura 40.



**Figura 40.** Modelo da cabeça fetal (a) e do crânio fetal (b), para o feto com propriedades mais realistas, para um deslocamento vertical de 43,5 mm.

O alongamento sofrido ao longo das curvas no pavimento pélvico é o que se apresenta no gráfico da figura abaixo. O alongamento é definido como a relação entre o comprimento atual e o comprimento original de um determinado músculo ou tecido. Neste caso utilizaram-se os comprimentos iniciais e atuais das diferentes curvas para a obtenção dos alongamentos.

Este alongamento é analisado para diferentes deslocamentos. Na Figura 41 nota-se a evolução dos alongamentos para as diferentes Curvas do pavimento pélvico, ao longo da descida do feto.

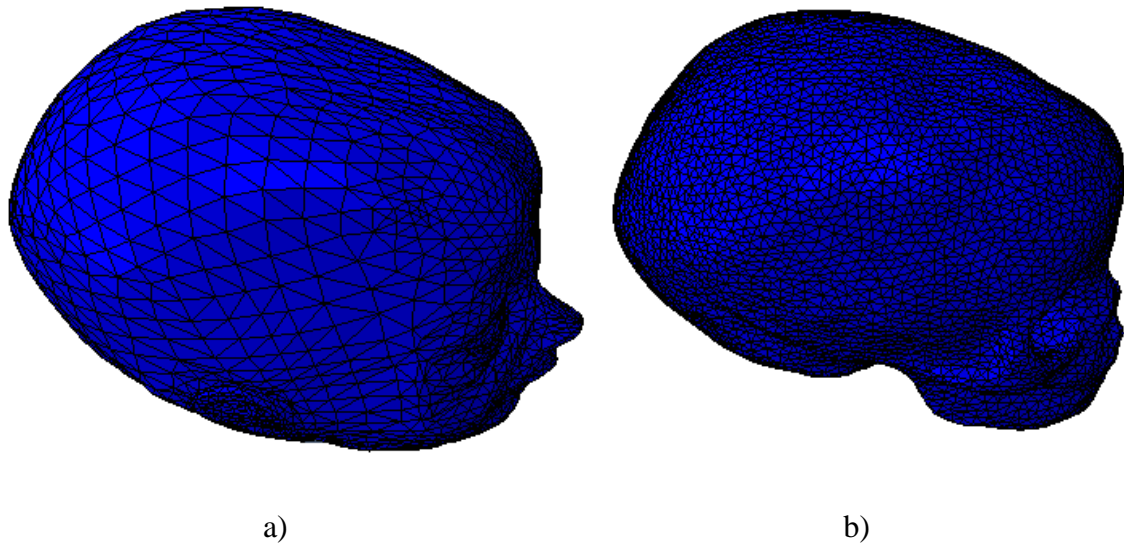


**Figura 41.** Valores do alongamento para o feto deformável em apresentação occipito-anterior, para as diferentes Curvas.

O valor máximo obtido para o alongamento foi aproximadamente de 1,56, obtido na curva 1 para um deslocamento vertical da cabeça fetal de 65 mm. Esta curva é portanto a que está sujeita a alongamentos mais elevados provocados pelo crânio fetal.

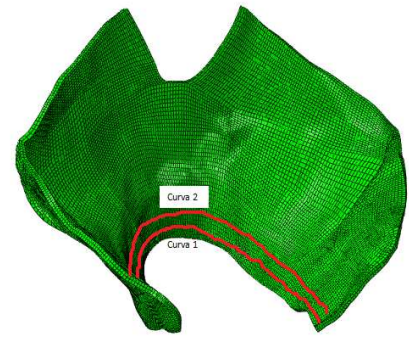
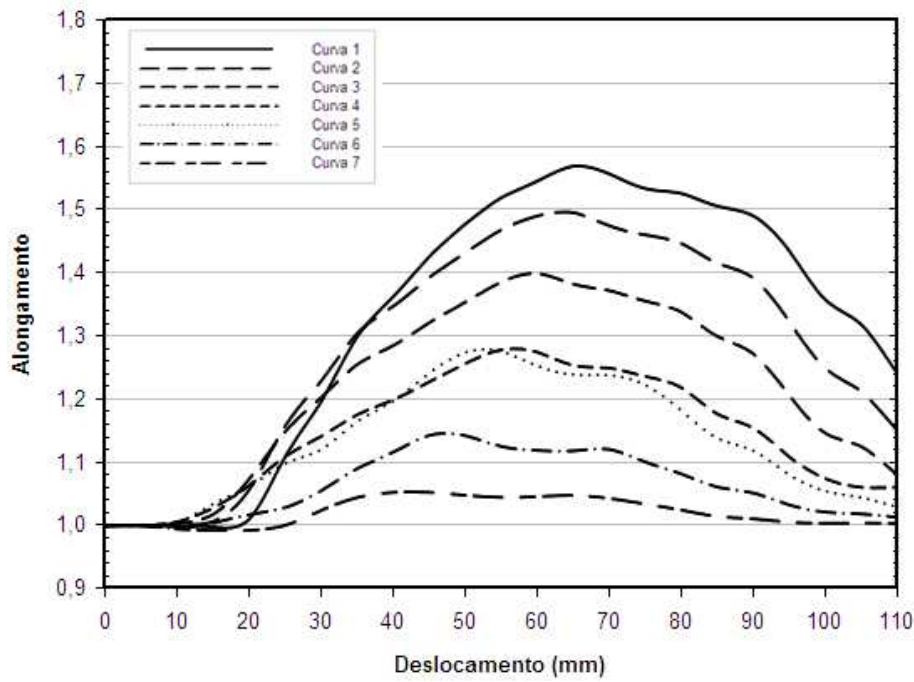
### 6.1.1.2 Utilização de um feto rígido

Quando o feto se apresenta como uma estrutura rígida, ou seja, a cabeça não vai deformar-se à medida que desce em direção há vulva, provocando maior deformação no pavimento pélvico.



**Figura 42.** Modelo da cabeça fetal (a) e do crânio fetal (b), para o feto com propriedades rígidas, para um deslocamento vertical de 43,5 mm.

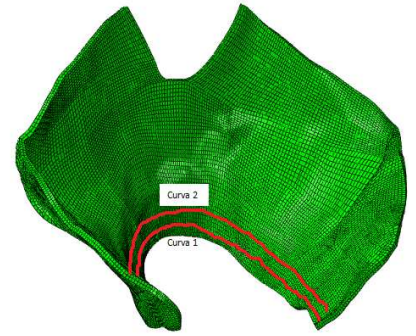
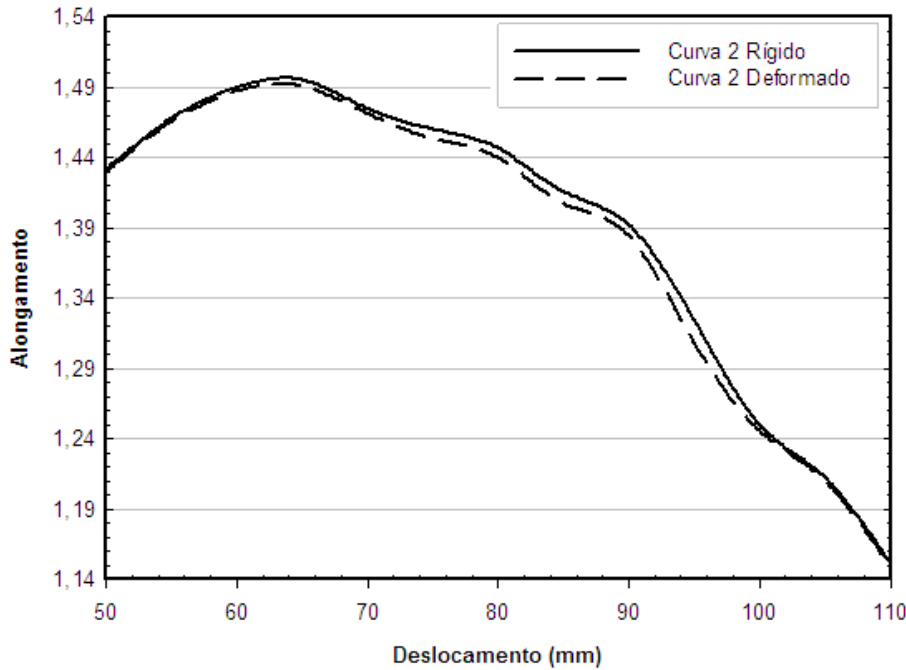
O alongamento sofrido ao longo das curvas no pavimento pélvico é o que se apresenta no gráfico da Figura 43.



**Figura 43.** Valores de alongamento para o feto rígido em apresentação occipito-anterior, para as diferentes Curvas.

Quando se compara o gráfico da Figura 41 com o gráfico da Figura 43, as diferenças de alongamento ao longo das curvas são mínimas. Para se ter uma melhor percepção da variação do alongamento ao longo do pavimento pélvico, no gráfico da Figura 44 está representada a curva 2 para a propriedade rígida e para a propriedade deformada. Notando-se assim a diferença entre ambas.



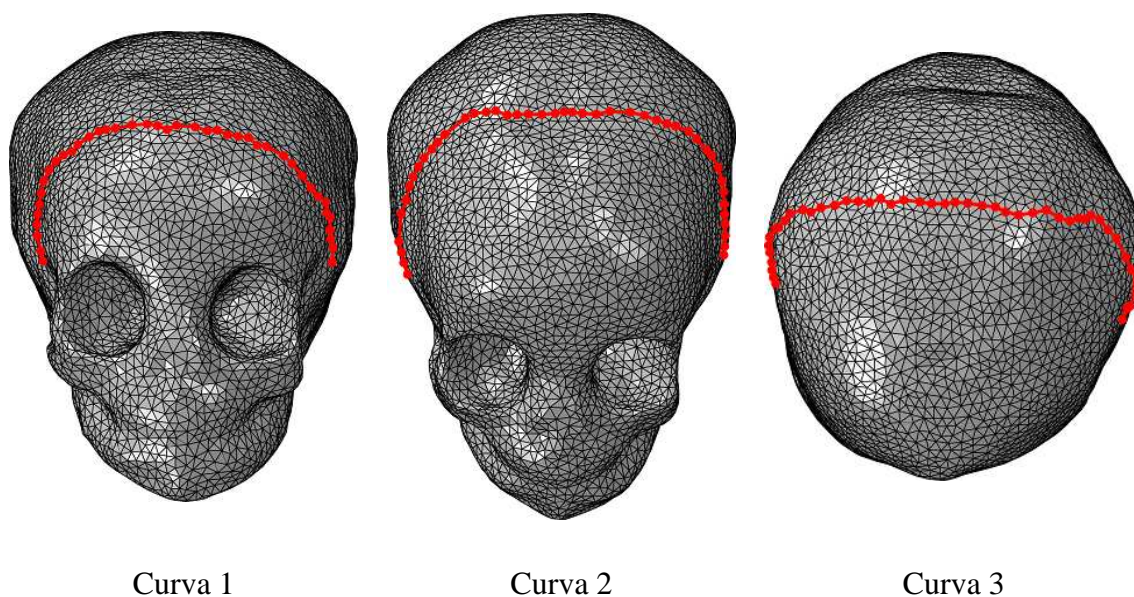


**Figura 44.** Gráfico de comparação do alongamento para um feto deformável (gráfico da Figura 41) e para um feto rígido (gráfico da Figura 43), para a curva 2.

As diferenças são pequenas, mas é de notar que a curva para a estrutura rígida apresenta um valor maior de alongamento. A diferença em percentagem atinge um valor de 0,3%.

### 6.1.2 Análise dos resultados para o crânio fetal

Após a análise do alongamento ao longo do pavimento pélvico, também é importante verificar como reage o feto, mais especificamente a cabeça fetal, quando se processa o momento do parto vaginal. A parte da cabeça é uma das partes anatómicas mais relevante para esta situação visto que é a primeira estrutura a passar pelo canal vaginal. O objetivo é analisar como se deforma o crânio fetal quando aplicadas as propriedades que permitem a deformação para diferentes deslocamentos.

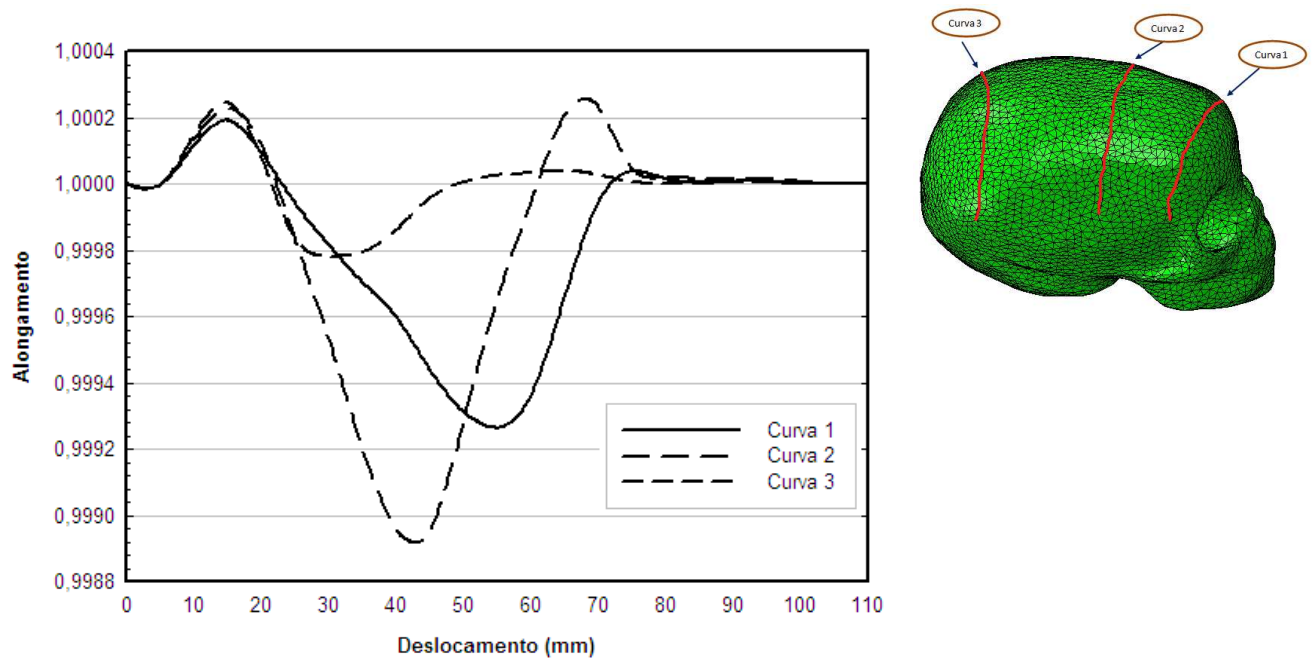


**Figura 45.** Representação das diferentes curvas no crânio fetal.

Quando o feto se encontra preparado para nascer em apresentação occipital-anterior a primeira porção da cabeça fetal a entrar em contacto com o pavimento pélvico é a parte frontal.

#### **6.1.2.1 Análise do alongamento no crânio fetal para as diferentes curvas**

Com a simulação do parto e com aplicação do conjunto de curvas apenas ao crânio fetal é possível verificar que este sofre um pequena diminuição no alongamento. Esta variação é notória para um deslocamento vertical entre os 40 mm e os 50 mm, (ver gráfico da Figura 46), pois nesta etapa o crânio está mais susceptível há ação das forças provocadas pelo pavimento pélvico.



**Figura 46.** Evolução dos valores de alongamento obtidos durante a simulação, para as diferentes curvas no crânio fetal para a apresentação occipito-anterior.

Ao observar o gráfico da Figura 41, verifica-se por exemplo que para a curva 1 do pavimento pélvico o alongamento é máximo (1,56) para um deslocamento de 65 mm. Quando se compara esta situação com a curva 1 do gráfico da Figura 46 verifica-se que para um deslocamento de 55 mm o alongamento do crânio fetal diminui consideravelmente (0,99926). O que se pode concluir desta situação é que quando existe um alongamento máximo no pavimento pélvico inversamente existe um alongamento mínimo (contração) no crânio fetal, ou seja, a força provocada pelo pavimento pélvico provoca uma contração no crânio fetal e a força provocada pelo crânio fetal causa uma distensão no pavimento pélvico.

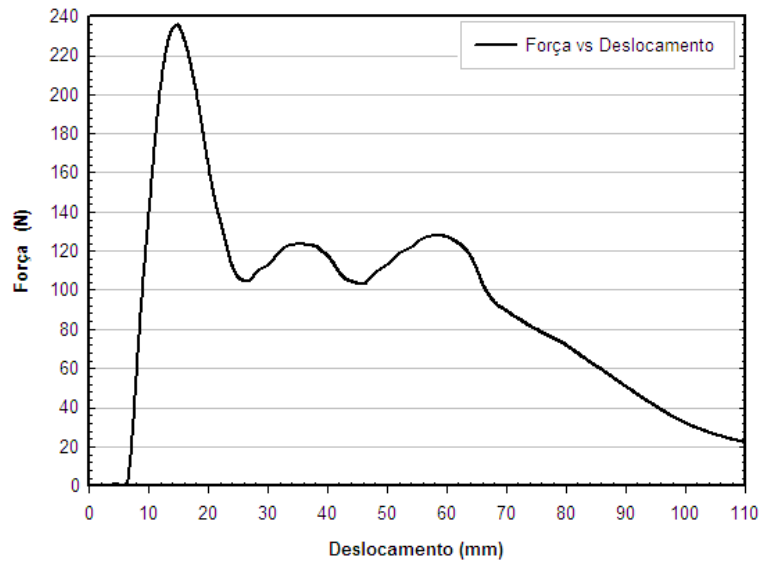
A razão para o qual a curva 2 do gráfico da Figura 46 apresenta um valor de alongamento mínimo, é consequência desta curva passar diretamente por cima da fontanela anterior, pois, apresenta uma área de tecido mole maior, quando comparada com a curva 1.

### 6.1.2.2 Força que o feto exerce no pavimento pélvico

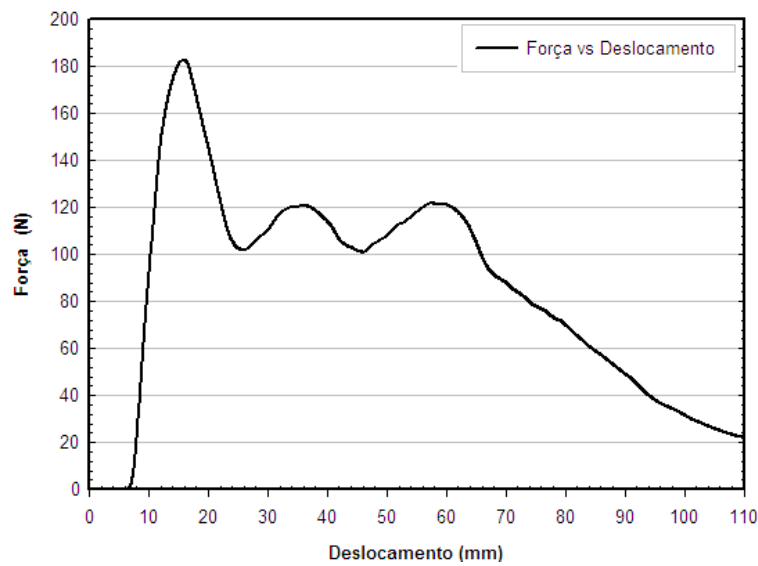
O somatório das forças de reação causadas no pavimento pélvico devido à passagem do feto é diferente se este se apresentar rígido ou deformável. Os gráficos da



Figura 47 representam a força [N] em função do deslocamento vertical para o feto rígido, a) e para o feto deformável, b).



a)



b)

**Figura 47.** Gráficos de reação de força em função do deslocamento, para o feto rígido a), para o feto deformável b)

O valor máximo do somatório da força é aproximadamente de 235 [N] para a estrutura rígida do crânio fetal. E o valor máximo para a estrutura deformada é aproximadamente de 181 [N]. Sendo a diferença de aproximadamente 23%.

Com esta diferença é de notar que os danos provocados no pavimento pélvico vão ser menos extensos na presença de um feto deformável, o que faz realçar a importância da utilização de propriedades realistas para o feto.

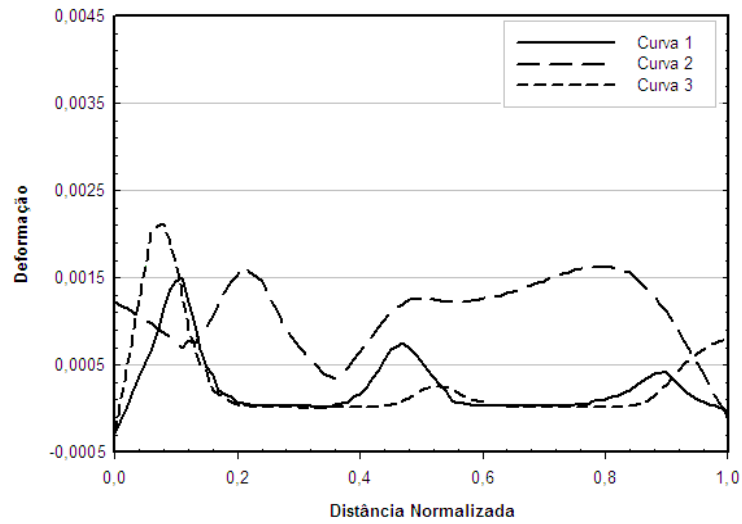
### **6.1.2.3 Análise da deformação em função da distância normalizada**

A deformação é uma das características essenciais a analisar no decorrer do parto vaginal. Com as curvas traçadas no crânio fetal, e passando estas sobre as suturas, é possível evidenciar uma deformação maior na zona mais flexível (nas suturas). Para uma análise mais exaustiva observa-se a deformação para diferentes deslocamentos verticais, sendo estes respetivamente, 30 mm, 50 mm e 70 mm.

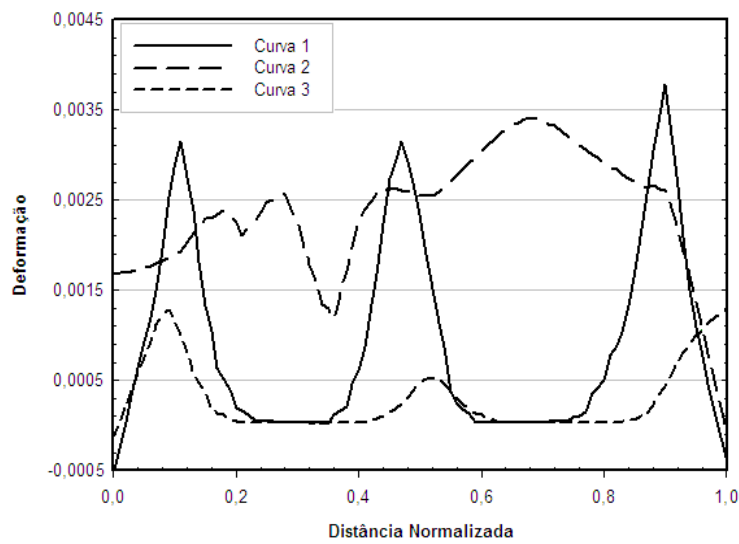
Pelos gráficos da Figura 48 verifica-se que o valor máximo de deformação é aproximadamente de 0,0038 para a curva 1 para um deslocamento vertical de 50 mm. Para este deslocamento os valores de deformação são os mais altos porque o pavimento pélvico causa mais pressão. Enquanto que para um deslocamento de 30 mm o crânio fetal está a ter um contacto primário com o pavimento pélvico, por este motivo os valores de deformação são pequenos para as diferentes curvas.

Estes picos que se verificam ao longo das curvas são as zonas das suturas, que apresentam propriedades mais flexíveis que permitem a visualização destes resultados.

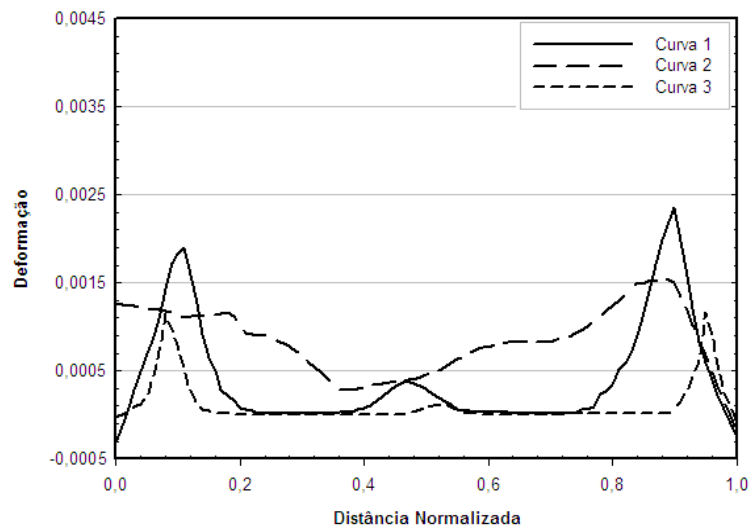
A curva que apresenta menor valor de deformação é a curva 3 por se encontrar mais próxima da fontanela posterior, pois o feto quando se encontra em posição occipital-anterior a porção da cabeça que está em contacto com o pavimento pélvico é a área junto da fontanela anterior, e por esta razão os valores de deformação para a curva 1 e 2 são sempre maiores do que os da curva 3.



a)



b)



c)

**Figura 48.** Evolução dos valores da deformação ao longo da distância normalizada para diferentes deslocamentos, a) 30 mm, b) 50 mm e c) 70 mm.

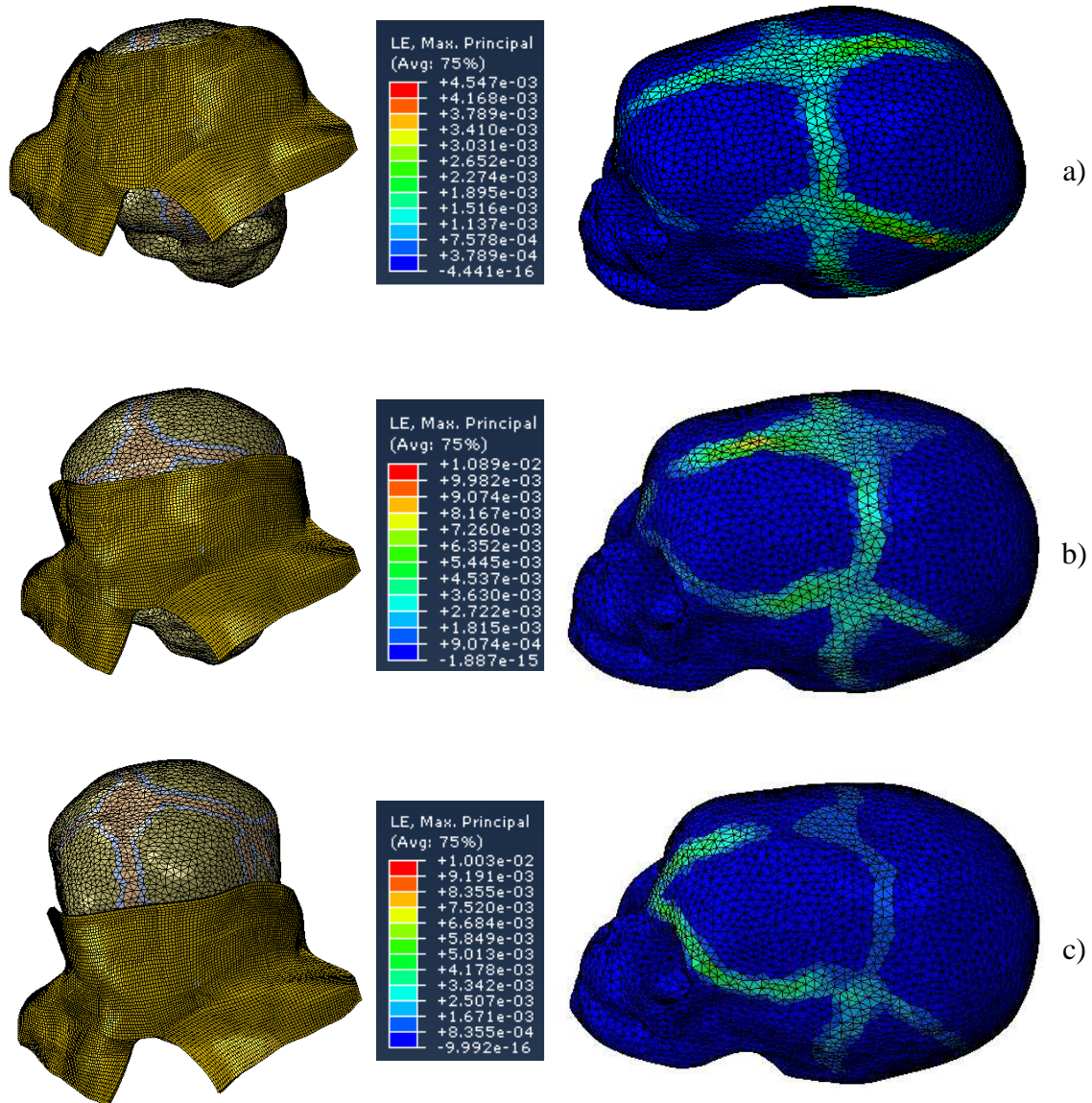
#### **6.1.2.4 Análise da deformação no crânio fetal para os diferentes deslocamentos verticais**

O deslocamento vertical refere-se ao deslocamento vertical do nó de controlo P1 (ver Figura 33), que se encontra dentro da cabeça fetal. A Figura abaixo indicada mostra a sequência de movimentos para o feto durante o parto, para diferentes deslocamentos verticais. O objetivo desta imagem é identificar as diferentes deformações no crânio à medida que vai passando pelo canal vaginal. A análise da deformação só é possível quando aplicadas propriedades que permitem a deformação (propriedades apresentadas no capítulo 5 secção 5.4.3). Não há necessidade de apresentar resultados quando ao crânio fetal são aplicadas propriedades rígidas.

Neste caso os deslocamentos apresentados vão ser respetivamente 30 mm, 50mm, e 70 mm.

O valor máximo de deformação para cada elemento é aproximadamente de 0,01089 para um deslocamento vertical da cabeça fetal de 50 mm. O valor mínimo é aproximadamente de 0,004547 para um deslocamento de 30 mm.

Com as imagens da Figura 49 é possível ver que conforme vai descendo o feto as suturas vão ficando cada vez mais diferenciadas na zona anterior do crânio.

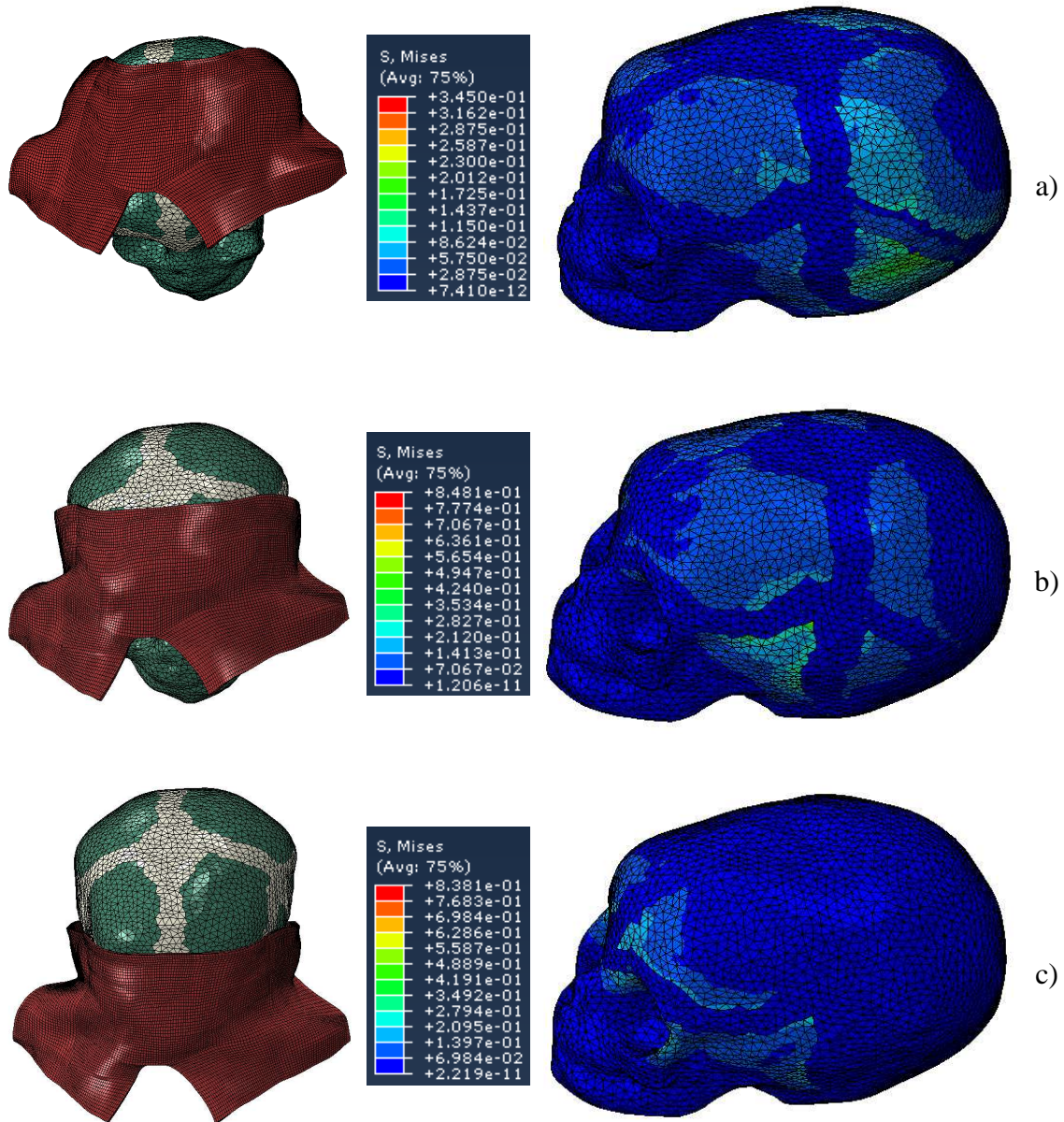


**Figura 49.** Deformação do crânio fetal para diferentes deslocamentos, a) deslocamento de 30 mm, b) deslocamento de 50 mm e c) deslocamento de 70 mm.

### 6.1.2.5 Análise da tensão no crânio fetal para os diferentes deslocamentos verticais

A tensão também é uma quantidade importante a analisar. Quando o crânio fetal apresenta as propriedades que se encontram no capítulo 5 secção 5.4.3, é possível ver as diferentes tensões causadas no decorrer do parto, junto das suturas. Quando o crânio é rígido as tensões são constantes ao longo de todo o crânio, não se notando assim as

tensões junto das suturas, pois as propriedades não o permitem. Para esta situação apresentam-se algumas imagens para o crânio fetal para diferentes deslocamentos, 30 mm, 50 mm e 70 mm.



**Figura 50.** Tensão do crânio fetal para diferentes deslocamentos, a) deslocamento de 30 mm, b) deslocamento de 50 mm e c) deslocamento de 70 mm.

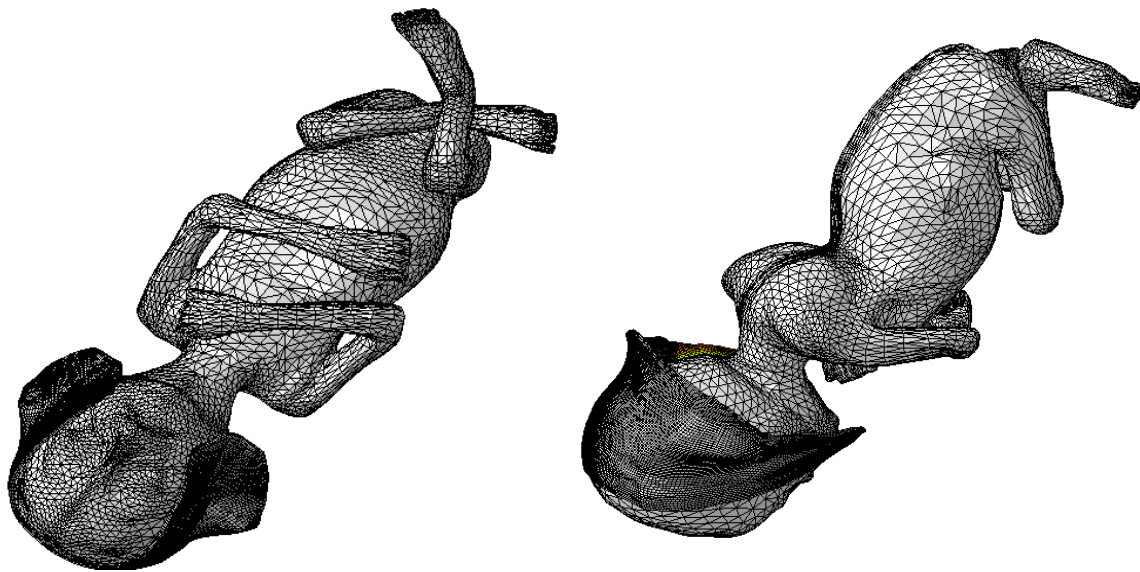
Como acontece com a análise da deformação a situação é idêntica para a análise das tensões. Verifica-se que o valor máximo da tensão é aproximadamente de 0,8481



MPa para um deslocamento de 50 mm. E o valor mínimo da tensão é aproximadamente de 0,3450 MPa para um deslocamento de 30 mm.

## 6.2 Simulação numérica do parto em posição occipito-posterior

O trabalho de parto é um processo fisiológico normal pelo qual a maioria das mulheres passa sem complicações, no entanto, podem surgir algumas complicações durante o processo. Uma má posição, é uma posição não muito comum da cabeça fetal no decorrer do parto, mas mantém o ponto de referência, a pequena fontanela. A posição má mais comum é a occipital-posterior em que o feto nasce com a frente voltada para a parte anterior da mãe, ou seja, para a barriga da mãe.

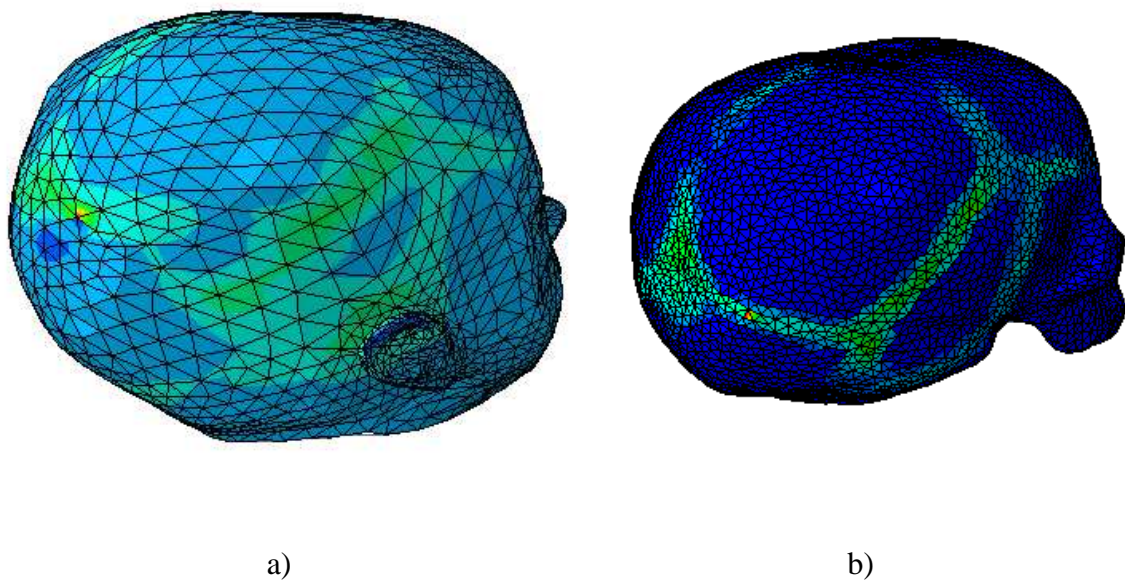


**Figura 51.** Simulação do parto em posição Occipito-Posterior (OP).

## 6.2.1 Análise dos resultados para o pavimento pélvico

### 6.2.1.1 Utilização de um feto deformável

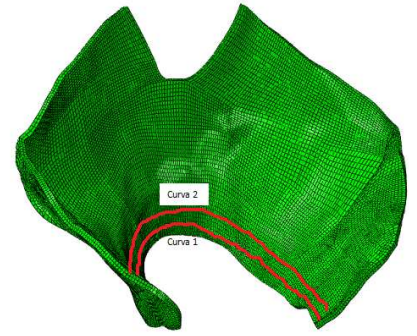
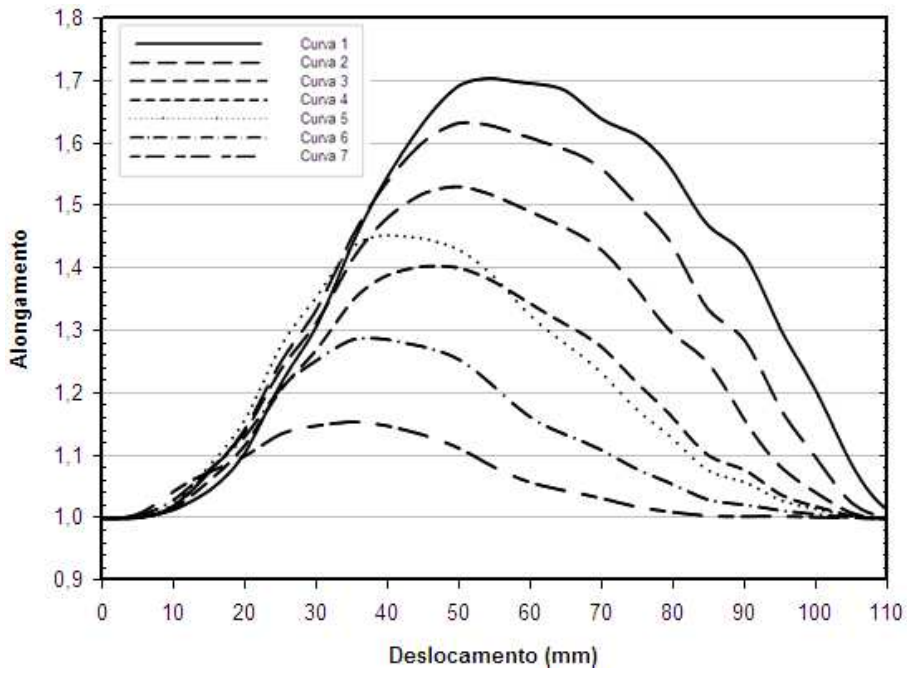
Quando o feto se encontra em posição occipital-posterior, a utilização de propriedades mais realistas para o feto vai permitir o aparecimento de deformações elevadas, Figura 52.



**Figura 52.** Modelo da cabeça fetal (a) e do crânio fetal (b), para o feto com propriedades que permitem deformação, para um deslocamento vertical de 65 mm.

Para a simulação do feto em apresentação occipital-posterior realizaram-se as mesmas simulações numéricas em relação à posição occipito-anterior. Os resultados que se obtiveram no estudo do alongamento ao longo das diferentes curvas são os que se apresentam na Figura 53.



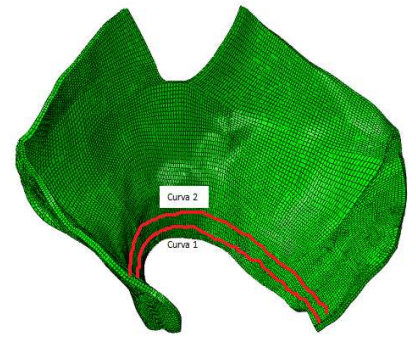
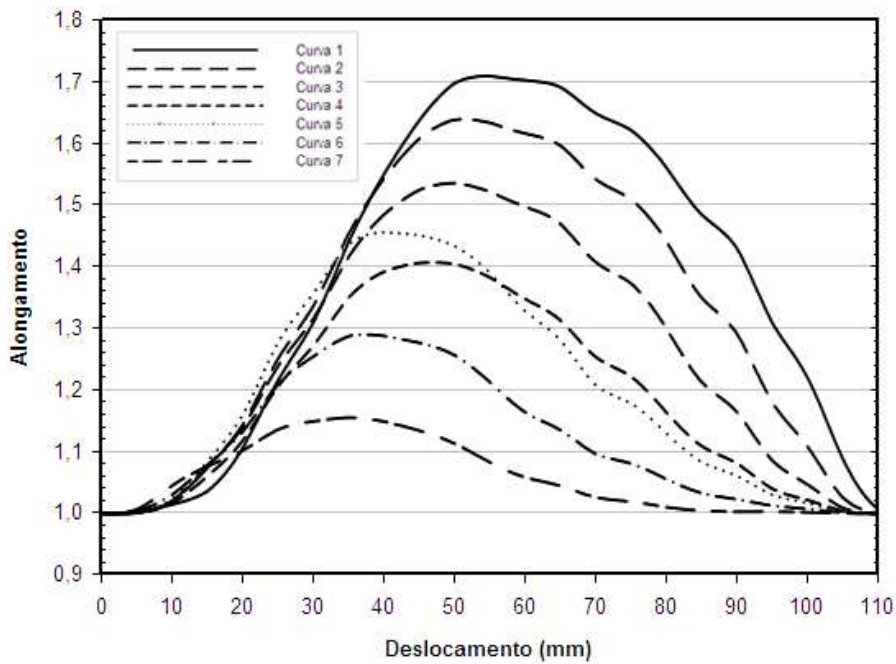


**Figura 53.** Valores do alongamento para o feto deformável em apresentação occipito-posterior, para as diferentes Curvas.

O valor máximo de alongamento obtido foi aproximadamente 1,703 para a curva 1 para um deslocamento vertical da cabeça fetal de 55 mm. Esta curva é portanto a que está sujeita a alongamentos mais elevados, provocados pelo crânio fetal.

### 6.2.1.2 Utilização de um feto rígido

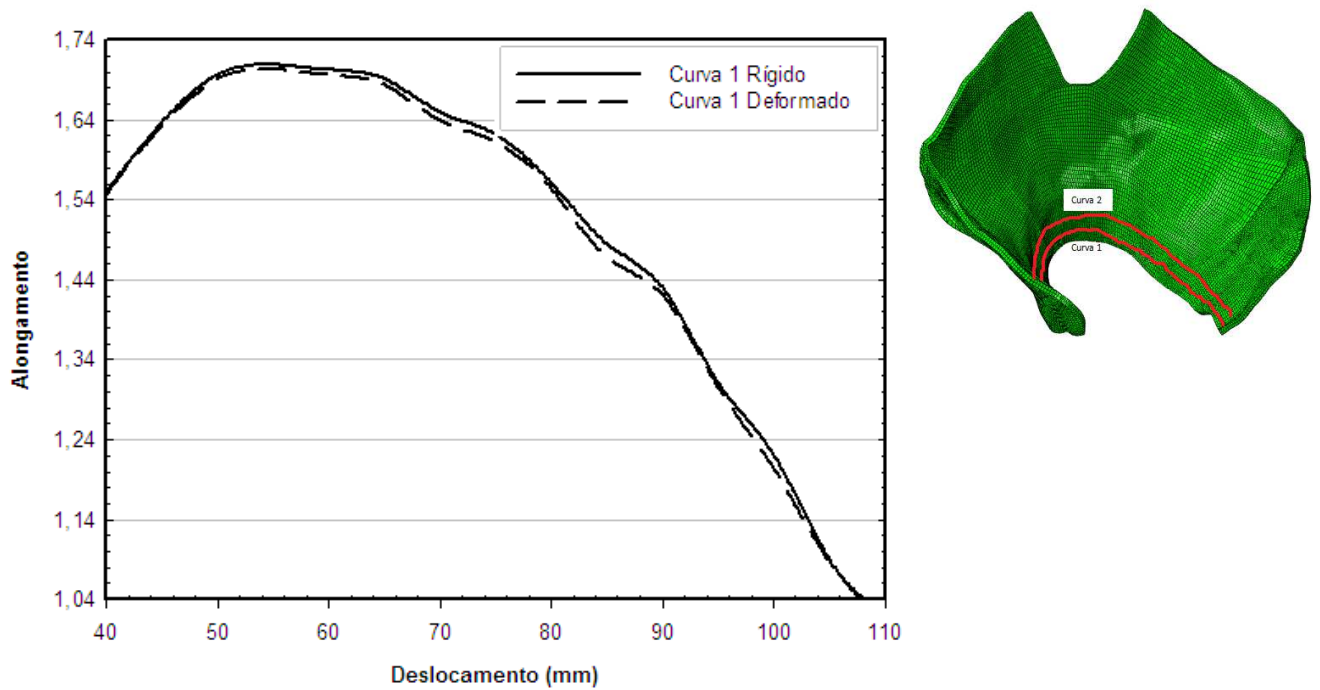
A Figura 54 mostra o alongamento sofrido ao longo das curvas do pavimento pélvico quando o feto é considerado rígido.



**Figura 54.** Valores do alongamento para o feto rígido em apresentação occipito-posterior, para as diferentes Curvas.

Quando se faz uma comparação entre o gráfico da Figura 53 com o gráfico da Figura 54, as diferenças nos valores de alongamento são pequenas. Para se ter uma melhor percepção da variação ao longo das curvas, no gráfico da Figura 55 está representada a curva 1 para o feto rígido e deformável, notando-se assim a diferença entre ambas.

As diferenças são pequenas, mas é de notar que a curva para a estrutura rígida apresenta um valor maior de alongamento. A diferença em percentagem atinge um valor de 0,33%.



**Figura 55.** Gráfico de comparação do alongamento para o feto deformável (gráfico da Figura 53) e para o feto rígido (gráfico da Figura 54), para a curva 1.

## 6.2.2 Análise dos resultados para o crânio fetal

Após a análise do alongamento do pavimento pélvico faz-se também uma análise do alongamento na cabeça fetal. Como já foi descrito atrás a parte da cabeça é uma das partes anatómicas mais relevante para esta situação visto que é a primeira estrutura a passar pelo canal vaginal.

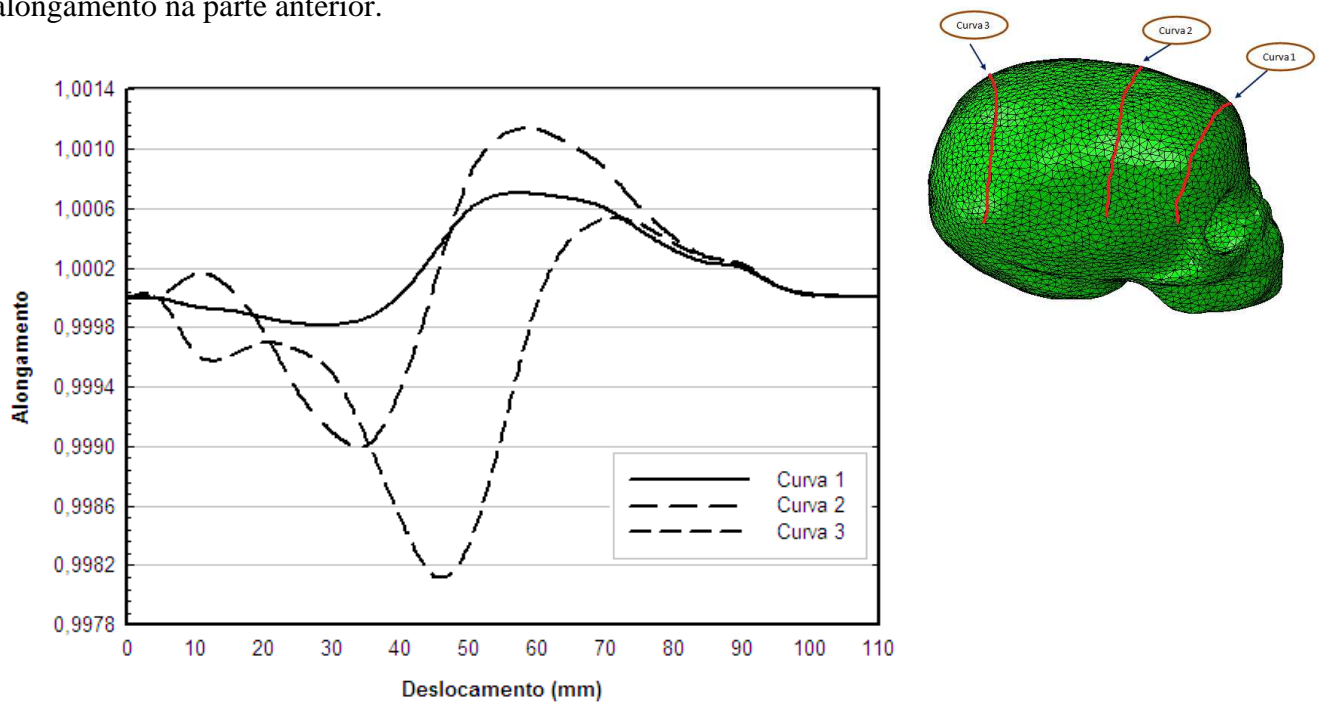
Para o feto em apresentação occipício-posterior a primeira porção da cabeça a entrar em contacto com o pavimento pélvico é a zona junto aos ossos parietais até atingir o occipício. Sendo portanto nesta zona o efeito máximo do pavimento pélvico.

### 6.2.2.1 Análise do alongamento no crânio fetal para as diferentes curvas

Com as curvas aplicadas na superfície do crânio (Figura 45) verifica-se que o alongamento sofre uma diminuição (contração) ao longo do deslocamento vertical da cabeça fetal. Esta variação é notória para um deslocamento vertical entre os 40 mm e os 60 mm, (ver gráfico da Figura 56),

Ao observar o gráfico da Figura 53, verifica-se por exemplo que para a curva 1 do pavimento pélvico o alongamento é máximo (1,703) para um deslocamento de 55 mm. Quando se compara esta situação com a curva 3 do gráfico da Figura 56 verifica-se que para um deslocamento de 50 mm o alongamento do crânio fetal diminui consideravelmente (0,99812), correspondendo a uma redução do comprimento. Esta situação é diferente da apresentada na posição occipito-anterior, pois para esta nova situação a curva 1 do pavimento pélvico continua a sofrer a maior variação do alongamento enquanto para o crânio fetal a curva que sofre maior variação de alongamento é a curva 3. Como a curva 3 está posicionada numa região mais posterior (por cima dos ossos parietais) quando comparada com as curvas 1 e 2 e como a região posterior é a que está em contacto com o pavimento pélvico, esta curva é a que sofre mais variação.

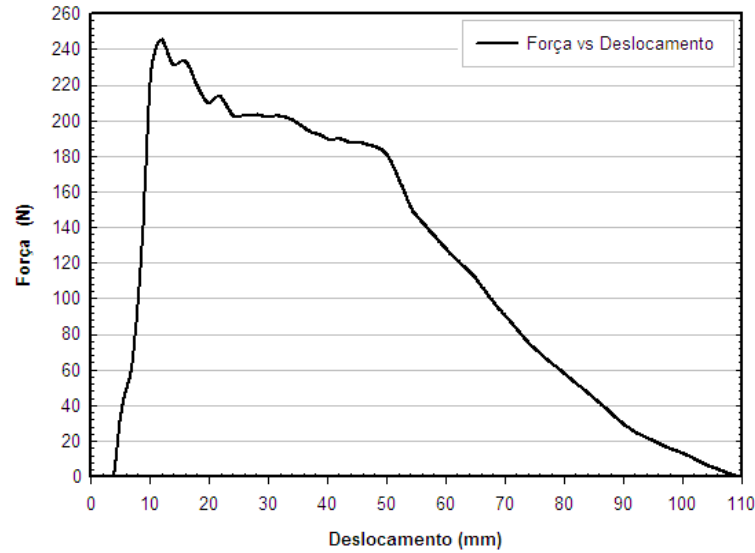
As curvas 1 e 2 sofrem uma variação pequena de alongamento quando comparadas com a curva 3, estas curvas sofrem uma diminuição do alongamento numa fase inicial, ou seja, para um deslocamento vertical de aproximadamente 30 mm. E quando atingem um deslocamento de 50 mm ocorre um aumento do valor de alongamento sendo o máximo para a curva 2 de aproximadamente de 1,00113. Esta situação acontece porque a pressão causada na parte posterior do crânio provoca um alongamento na parte anterior.



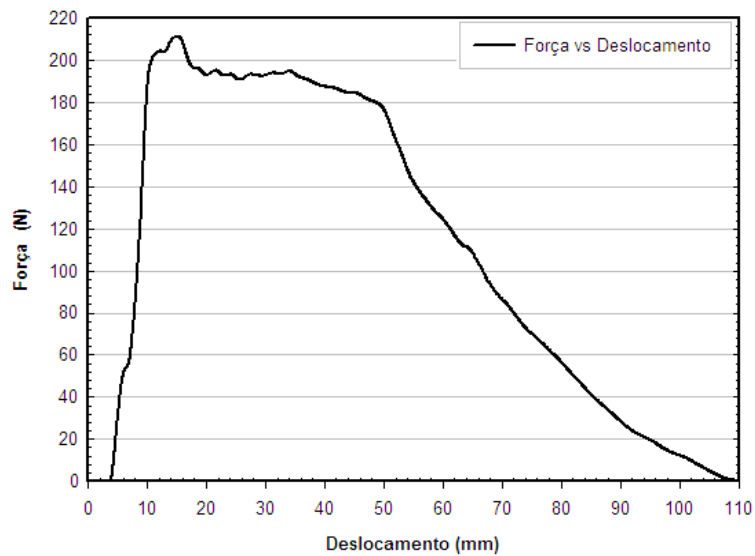
**Figura 56.** Evolução dos valores de alongamento obtidos durante a simulação, para as diferentes curvas no crânio fetal para a apresentação occipito-posterior.

### 6.2.2.2 Força que o feto exerce no pavimento pélvico

Para esta posição também se verifica que o somatório da força causada pelo feto quando considerado rígido é maior quando comparada com o feto deformável, tal como se mostra na Figura 57.



a)



b)

**Figura 57.** Gráficos de reação de força em função do deslocamento, para estrutura rígida a), para estrutura deformável b)

O valor máximo do somatório da força é aproximadamente de 246 [N] para a estrutura rígida do crânio fetal. E o valor máximo para a estrutura deformada é aproximadamente de 211 [N]. Sendo a diferença de aproximadamente 14%.

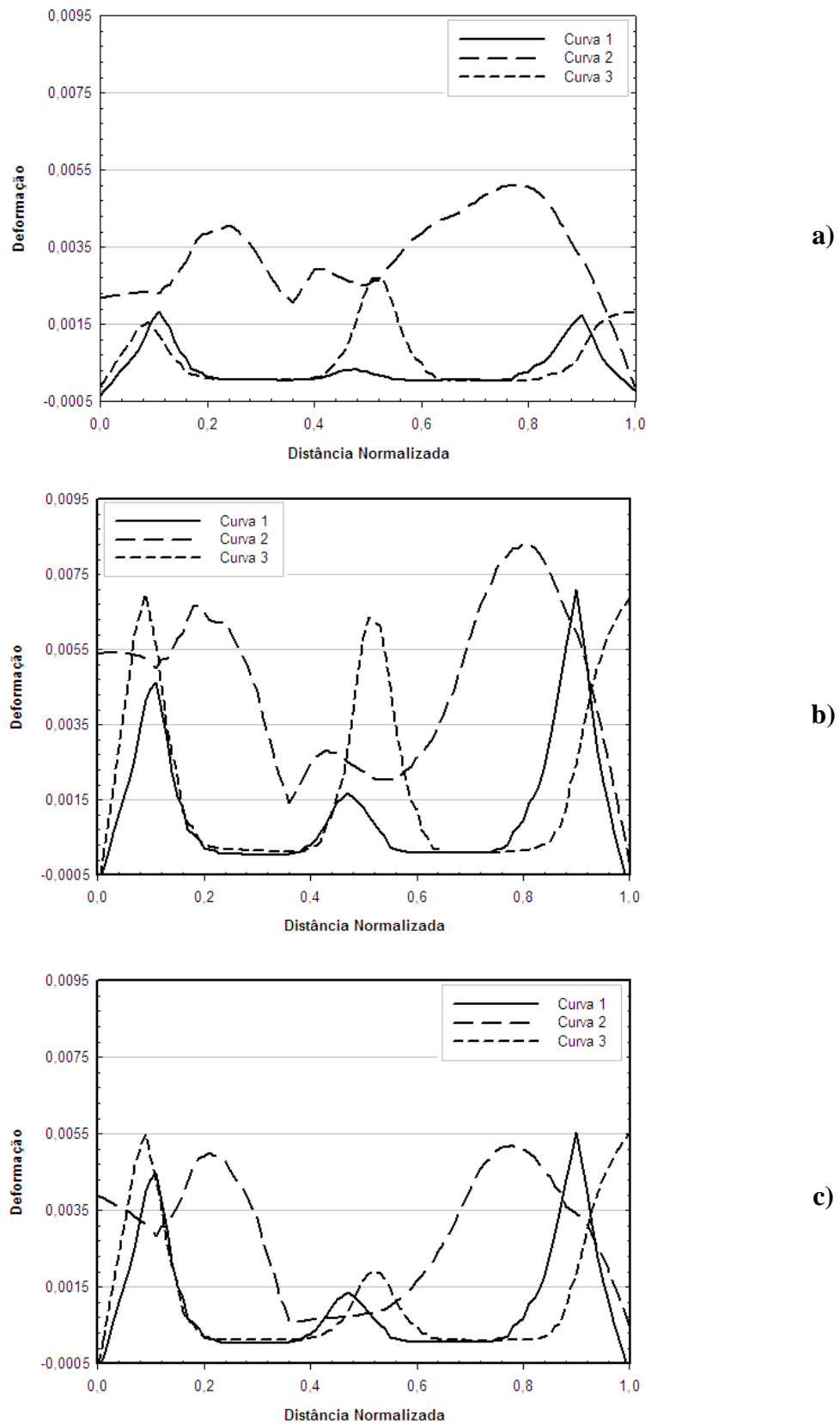
Com esta diferença é de notar que qualquer dano provocado no pavimento pélvico vai ser mais extenso na presença da estrutura rígida do crânio fetal.

### **6.2.2.3 Análise da deformação em função da distância normalizada**

A análise da deformação ao longo das curvas do crânio fetal é importante. Os gráficos que se apresentam na Figura 58 representam a deformação em função da distância normalizada para diferentes deslocamentos verticais. Os diferentes deslocamentos permitem visualizar diferentes deformações para as mesmas curvas do crânio no decorrer do parto. Com estes gráficos é possível dizer que todos os picos de deformação correspondem às suturas.

O gráfico a) da Figura 58 apresenta valores de deformação relativamente pequenos quando comparados com os gráficos b) e c). Esta situação acontece porque para um deslocamento de 30 mm o pavimento pélvico ainda não causa muita pressão no crânio fetal e vice-versa. O pico mais alto de deformação atinge um valor máximo de 0,0085 para um deslocamento de 50 mm para a curva 2. A curva que apresenta um valor mais pequeno para este deslocamento é a 1 na região da sutura frontal, apresentando um valor máximo de aproximadamente de 0,0072 junto da sutura coronal.

Para um deslocamento de 70 mm verifica-se que na zona medial do crânio as deformações são pequenas e nas zonas laterais os valores são maiores, isto porque a curva 3 está sujeita nas zonas laterais há ação da pressão causada pelo pavimento pélvico. As curvas 1 e 2 deformam-se devidas há ação da pressão posterior do crânio.



**Figura 58.** Evolução dos valores da deformação ao longo da distância normalizada para diferentes deslocamentos, a) 30 mm, b) 50 mm e c) 70 mm.

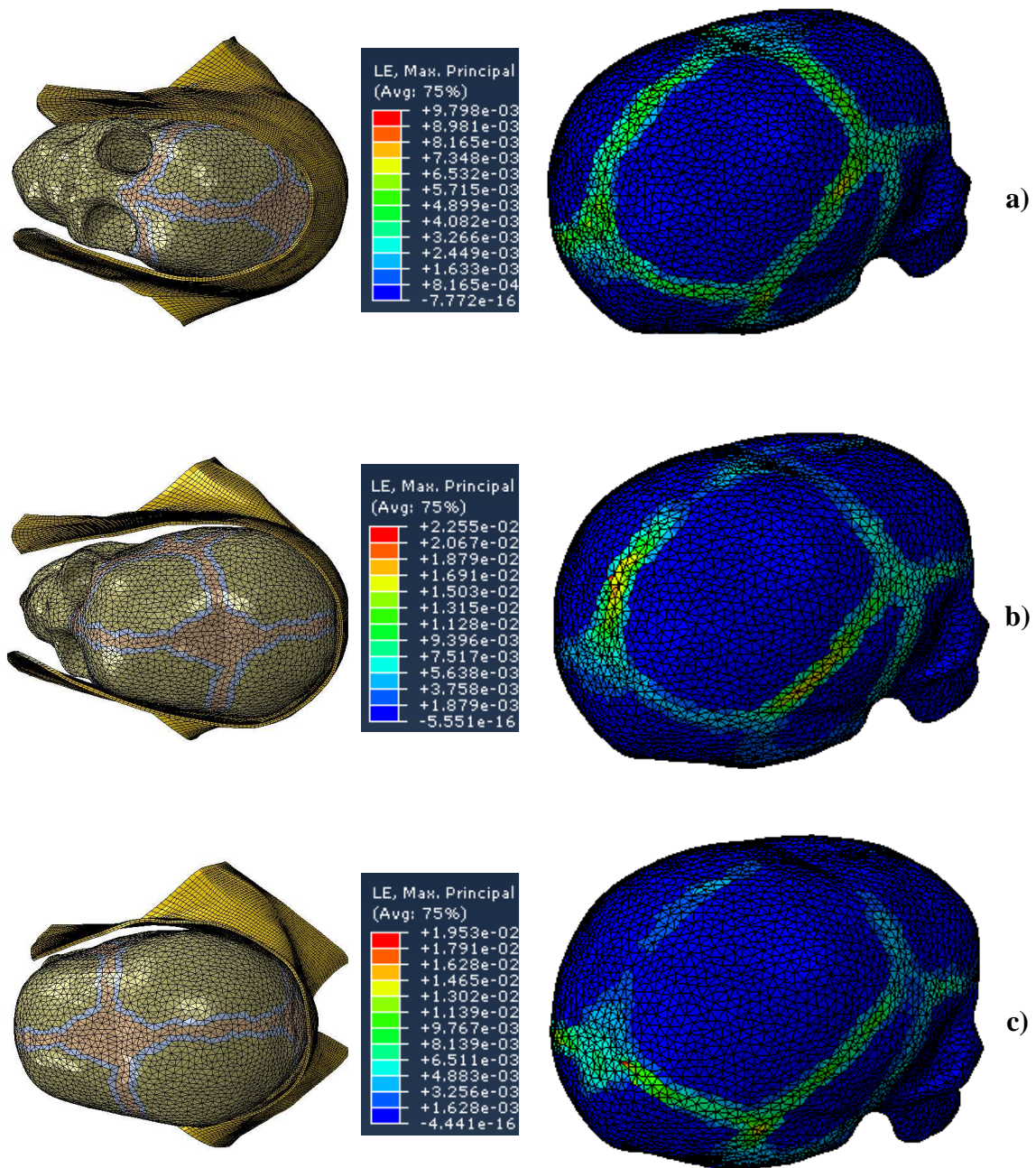
#### **6.2.2.4 Análise da deformação no crânio fetal para os diferentes deslocamentos verticais**

Para o feto em apresentação occipício-posterior a primeira porção da cabeça a entrar em contacto com o pavimento pélvico é a zona junto aos ossos parietais até atingir o occipício. Sendo portanto nesta zona o efeito máximo do pavimento pélvico.

Para a análise da deformação no crânio fetal da posição occipital-posterior, utiliza-se os mesmos deslocamentos aplicados à posição occipital-anterior. Sendo estes respetivamente de 30 mm, 50 mm e 70 mm.

Nas imagens da Figura 59 é possível identificar que o valor máximo de deformação ocorre para um deslocamento de 50 mm. Esta situação verifica-se ao aproximar da fontanela posterior, em que o pavimento pélvico comprime esta zona e o crânio inversamente provoca a distensão máxima do pavimento pélvico. O valor máximo de deformação é de 0,02255 para um deslocamento de 50 mm enquanto que valor máximo de deformação para um deslocamento de 30 mm é de 0,009798.



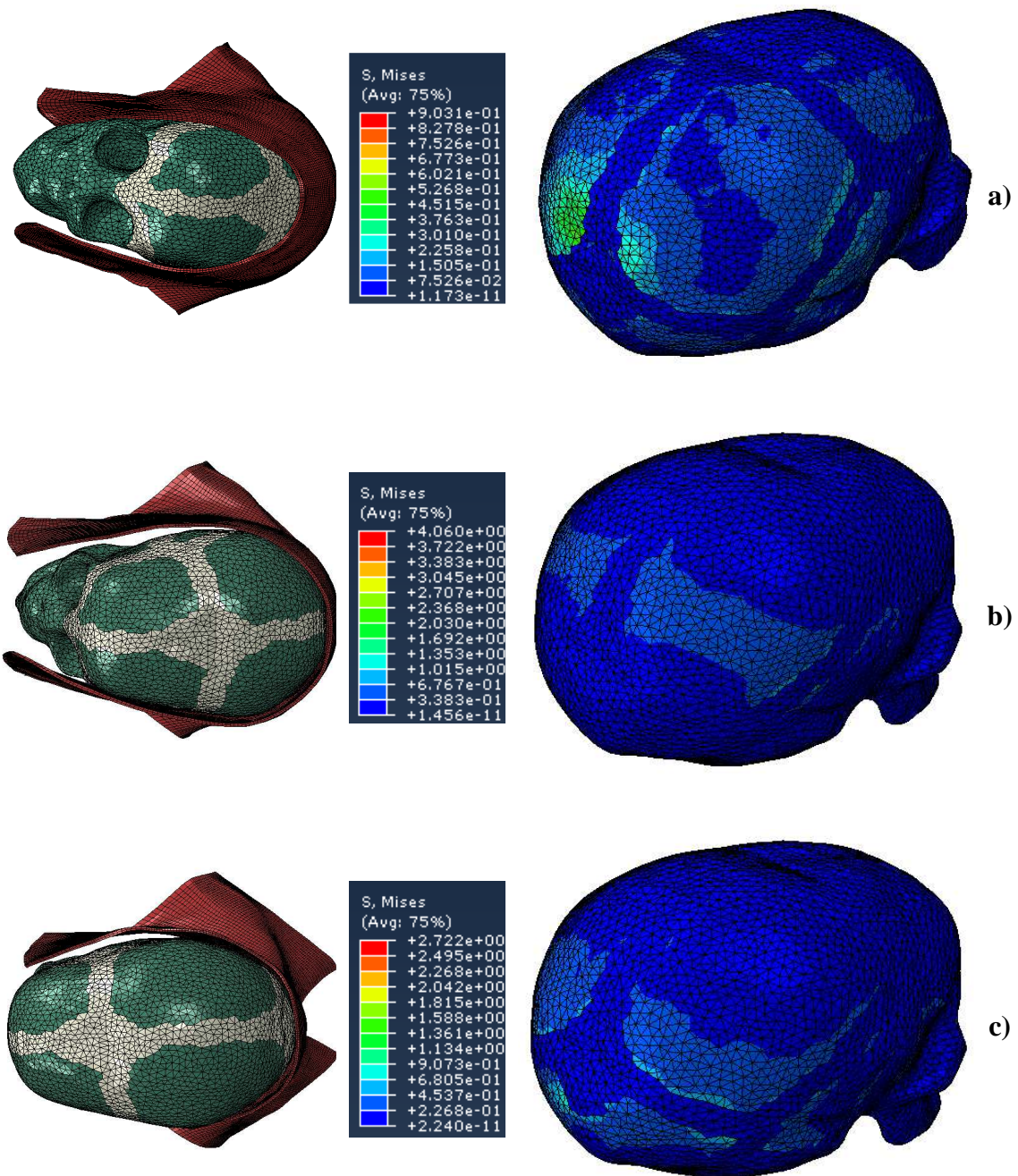


**Figura 59.** Deformação do crânio fetal para diferentes deslocamentos, a) deslocamento de 30 mm, b) deslocamento de 50 mm e c) deslocamento de 70 mm.

### 6.2.2.5 Análise da tensão no crânio fetal para os diferentes deslocamentos verticais

A tensão como já foi dito atrás é uma das quantidades importantes a analisar. Quando o crânio fetal apresenta as propriedades que se encontram no capítulo 5 secção

5.4.3, é possível ver as diferentes tensões causadas no decorrer do parto, junto das suturas. Para esta situação apresentam-se algumas imagens para o crânio fetal, para diferentes deslocamentos, 30 mm, 50 mm e 70 mm.



**Figura 60.** Tensões do crânio fetal para diferentes deslocamentos, a) deslocamento de 30 mm, b) deslocamento de 50 mm e c) deslocamento de 70 mm.

Como acontece com a análise da deformação a situação é idêntica para a análise das tensões. Verifica-se que o valor máximo da tensão é aproximadamente de 4,060 MPa para um deslocamento de 50 mm. E o valor mínimo da tensão é aproximadamente de 0,931 MPa para um deslocamento de 30 mm.

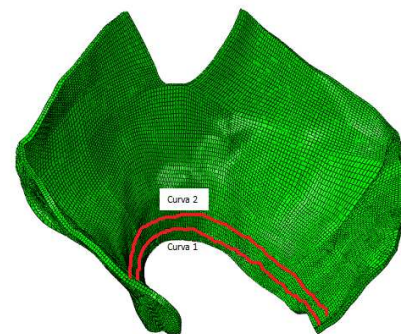
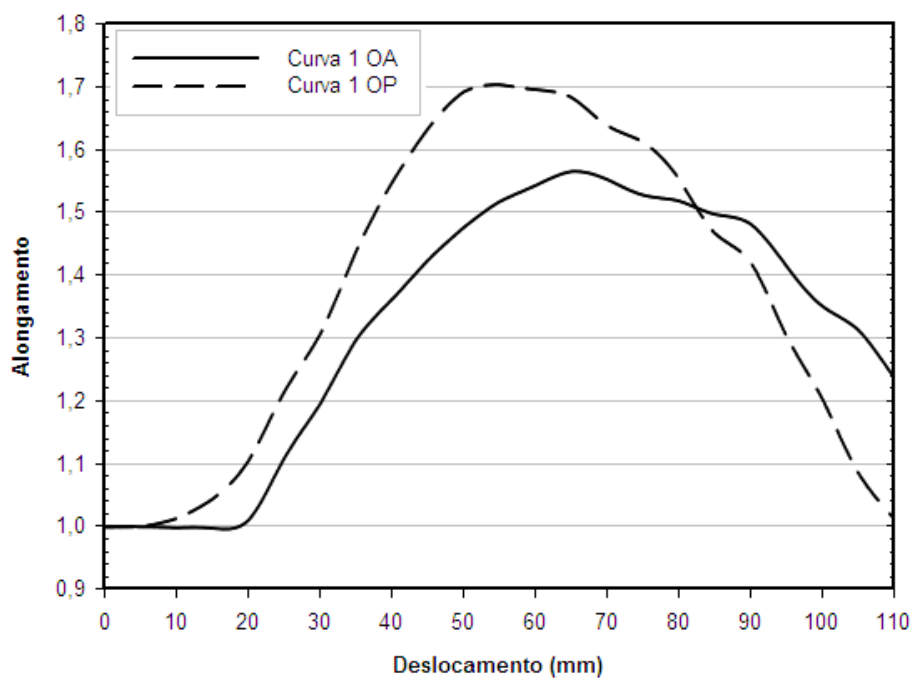
### **6.3 Comparação dos resultados entre a posição occipital-anterior e a occipital-posterior**

Para se perceber como é que a posição occipito-posterior é uma má posição quando comparada com a posição occipito-anterior, realizou-se uma comparação entre as duas.

#### **6.3.1 Análise dos resultados para o pavimento pélvico**

Quando se compara os níveis de alongamento no pavimento pélvico para as duas posições verifica-se que este é muito maior para a posição occipito-posterior. Para uma melhor observação, no gráfico da Figura 61 abaixo está exposta a curva 1 das diferentes posições, para o feto considerado deformável. Verifica-se que o valor de alongamento para a curva 1 e para a posição occipito-posterior é maior do que o valor da curva 1 para a posição occipito-anterior.

O alongamento máximo para curva 1 da posição occipito-anterior é de 1,56 enquanto que para a posição occipito-posterior é de 1,70. Sendo a percentagem de diferença é de 8,13%. Com estes resultados é possível evidenciar que para o feto nascer em posição occipito-posterior tem de haver uma distensão maior do pavimento pélvico.



**Figura 61.** Comparação dos valores de alongamento para o pavimento pélvico, entre as duas posições, para a curva 1.

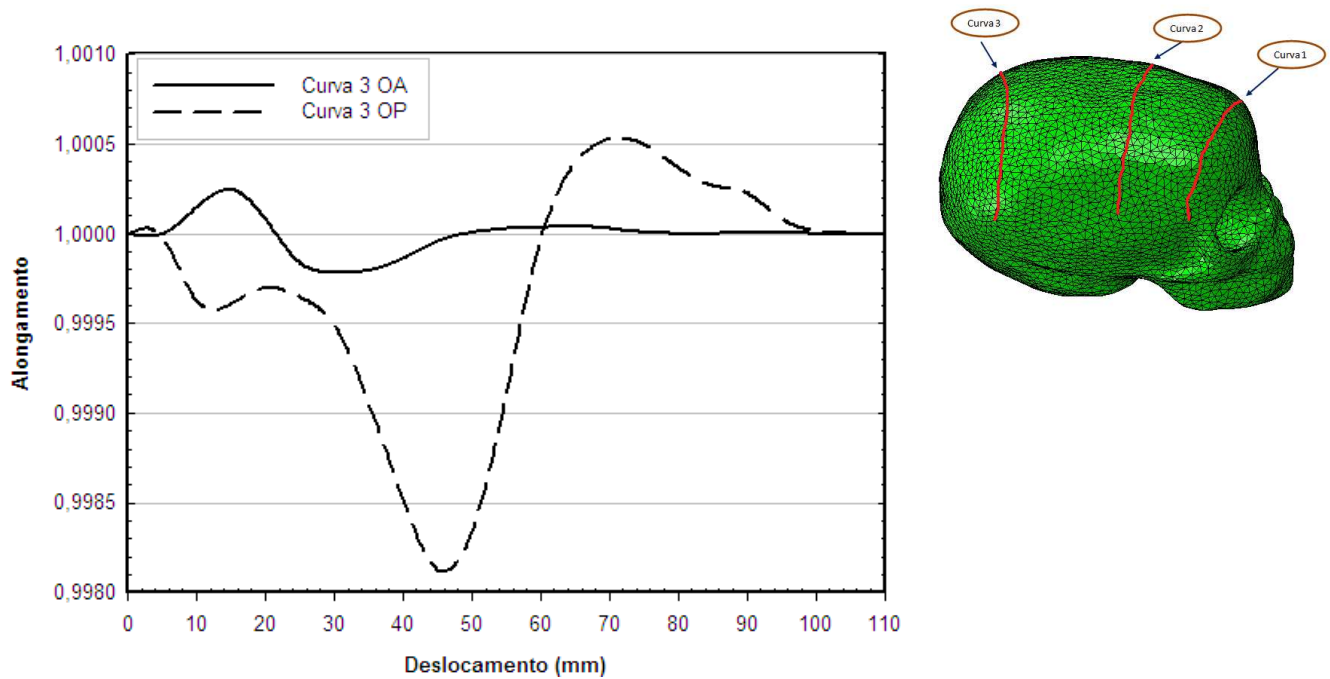
### 6.3.2 Análise dos resultados para o crânio fetal

Verificaram-se diferenças assinaláveis para as solicitações a que a cabeça fetal está sujeita entre as duas apresentações diferentes, tal como se mostra nas secções seguintes.

#### 6.3.2.1 Análise do alongamento no crânio fetal

Quando se analisa o alongamento no crânio para as duas posições e para as diferentes curvas é possível identificar as diferenças. No gráfico da Figura 62 compara-se o alongamento da curva 3 para as duas posições.





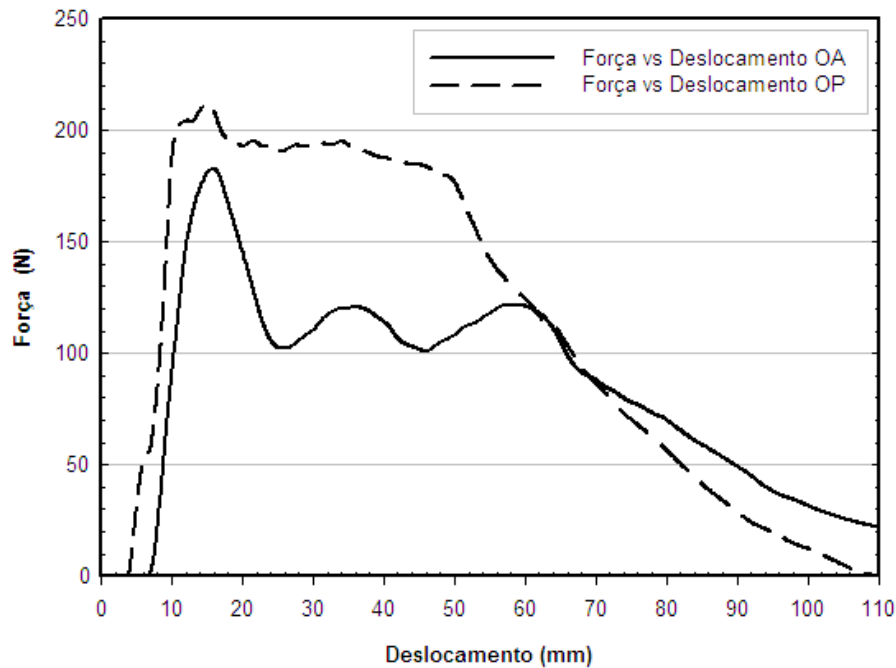
**Figura 62.** Comparação dos valores de alongamento para o crânio fetal, entre as duas posições, para a curva 3.

Com este gráfico é possível identificar que a curva que apresenta um valor mínimo de alongamento (redução de comprimento) é a da posição occipito-posterior, ou seja uma maior variação, para um deslocamento vertical de 45 mm. Esta situação verifica-se porque o feto quando se encontra na posição occipito-posterior, a primeira região da cabeça a entrar em contacto com o pavimento pélvico é a zona junto aos ossos parietais até atingir o occipício. Sendo portanto nesta zona o efeito máximo do pavimento pélvico sob o crânio. A curva 3 está posicionada por cima dos ossos parietais passando pela sutura sagital, ou seja, a curva apresenta um valor mínimo de alongamento quando esta atinge o tecido mole (sutura sagital).

A curva 3 para a posição occipito-anterior sofre pouca variação do alongamento, pois para esta posição a curva não se encontra numa zona crítica. Para esta posição a curva a entrar em contacto com o pavimento pélvico é a curva 3, mas é um contacto muito superficial (o valor mínimo de alongamento é 0,99978 para um deslocamento vertical de 30 mm), há medida que o feto vai descendo a parte frontal do crânio é sujeita a uma maior variação de alongamento, ver gráfico da Figura 46 curva 1 e 2.

### 6.3.2.2 Força que o feto exerce no pavimento pélvico

Quando se compara o valor da força máxima provocada no pavimento pélvico devido ao feto considerado deformável, verifica-se que um feto em apresentação occipito-posterior provoca mais força do que em apresentação occipito-anterior.

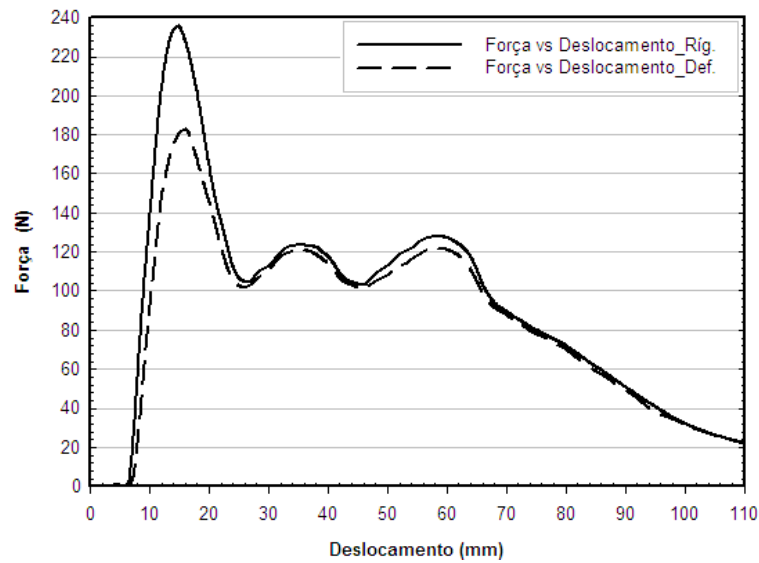


**Figura 63.** Comparação dos valores da força exercida sobre o pavimento pélvico para as diferentes posições.

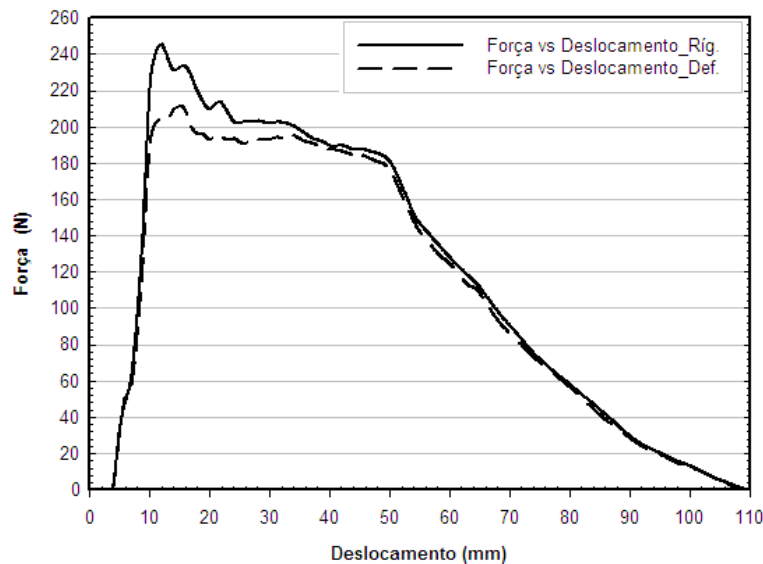
O valor máximo da força é aproximadamente de 211 [N] para a apresentação occipito-posterior. O valor máximo para a apresentação occipito-anterior é de 181 [N], o que corresponde a uma diferença aproximadamente de 14%.

Com a análise do somatório da força no pavimento pélvico causada pela cabeça de fetal é possível relacionar que quanto maior o somatório da força maior o alongamento no pavimento pélvico, esta situação verifica-se para a apresentação occipito-posterior.

Quando a comparação é efetuada entre os fetos rígidos e deformáveis para a mesma apresentação, verifica-se que a diferença nas forças atinge 23% para a apresentação occipito-anterior e 14% para a apresentação occipito-posterior. Nos gráficos da Figura 64 abaixo é possível ver as diferenças.



a)



b)

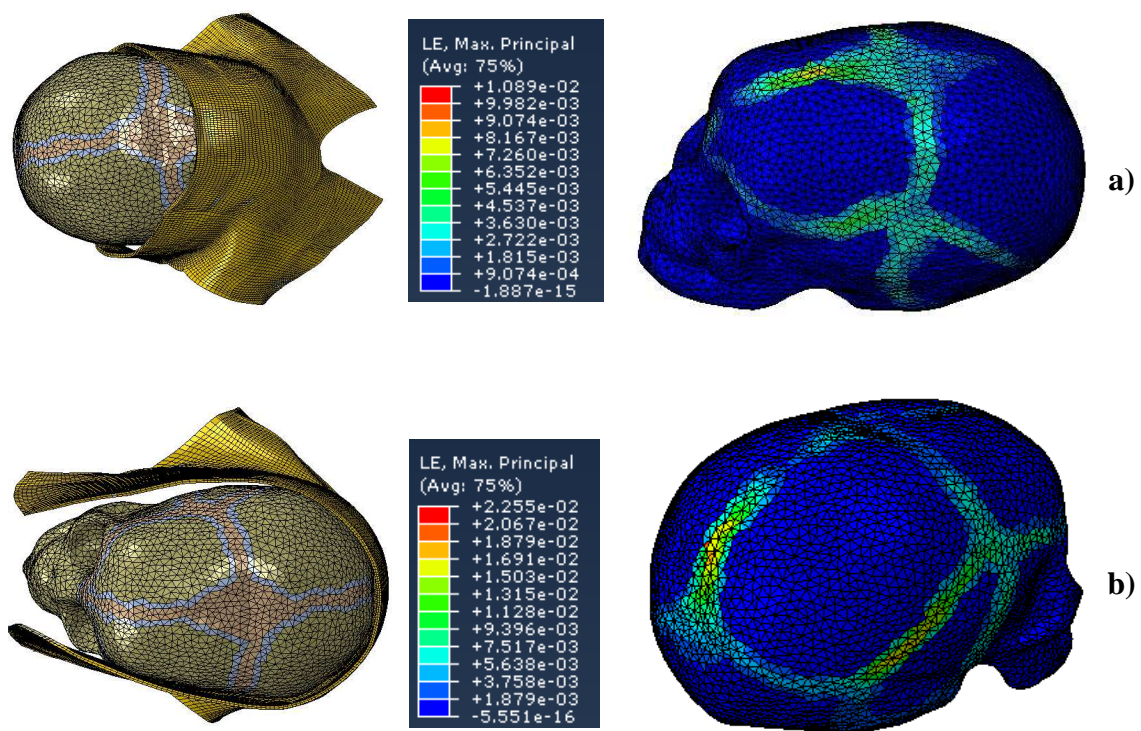
**Figura 64.** Comparação dos valores da força exercida sobre o pavimento pélvico para as diferentes propriedades, a) posição occipito-anterior, b) occipito-posterior.

Com estes gráficos verifica-se que com a alteração das propriedades do feto, os resultados das forças no pavimento pélvico são muito diferentes. Verificou-se que quanto mais rígido o crânio, maior é a força no pavimento pélvico. Verificou-se também que devido ao comportamento do tipo exponencial utilizado para o modelo constitutivo do pavimento pélvico, as diferenças verificadas para a posição occipito-anterior foram mais elevadas.

### 6.3.2.3 Análise da deformação no crânio fetal para os diferentes deslocamentos verticais

Ao comparar os valores da deformação para as diferentes posições verifica-se que quando o feto se encontra em posição occipito-posterior, os valores de deformação vão ser mais elevados.

Na Figura 65 estão representadas as imagens para as duas posições, para um deslocamento vertical do feto de 50 mm.



**Figura 65.** Comparação da deformação no crânio fetal para um deslocamento vertical de 50 mm, a) apresentação occipito-anterior, b) apresentação occipito-posterior.

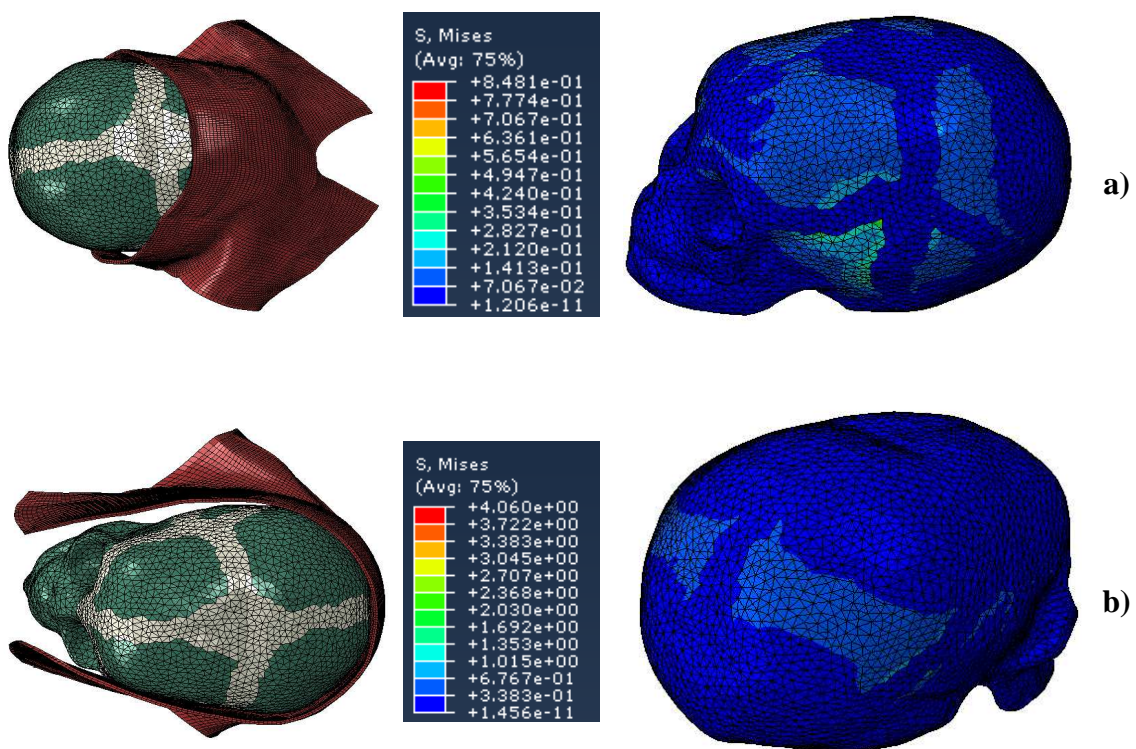
O valor máximo obtido foi de 0,0255 para o feto em apresentação occipito-posterior e um valor de 0,01089 para o feto em apresentação occipito-anterior. A diferença entre as duas posições atinge uma percentagem de 57%.



### 6.3.2.4 Análise da tensão no crânio fetal para os diferentes deslocamentos verticais

Ao comparar os valores da tensão que surgem no crânio fetal para as diferentes posições verifica-se que o crânio quando se encontra em posição occipito-posterior apresenta valores de tensão mais elevados.

Na Figura 66 estão representadas os resultados para as duas posições, para um deslocamento vertical do feto de 50 mm.



**Figura 66.** Comparação das tensões (MPa) no crânio fetal para um deslocamento vertical de 50 mm, a) apresentação occipito-anterior, b) apresentação occipito-posterior.

O valor máximo obtido foi de 4,060 MPa para o feto em apresentação occipito-posterior e um valor de 0,8481 MPa para o feto em apresentação occipito-anterior. A diferença entre as duas posições atinge uma percentagem de 79%.

## 6.4 Discussão dos resultados

Na **Secção 6.1** foram mostradas duas simulações numéricas de um parto vaginal considerando o feto rígido e deformável. Estas duas simulações foram realizadas com o feto em apresentação occipito-anterior. O alongamento máximo verificado no pavimento pélvico foi de 1,56, (ver gráfico da Figura 41), para a curva 1 para um deslocamento vertical do feto de 65 mm e quando feto foi considerado uma estrutura deformável. Quando o feto é uma estrutura rígida e para o mesmo deslocamento vertical, o alongamento máximo para o pavimento pélvico é de 1,57, (ver gráfico da Figura 43), para curva 1, sendo a diferença entre os resultados obtidos de 0,3%.

O valor máximo da força que o feto causa no pavimento pélvico é aproximadamente de 235 [N] para o feto rígido e de 181 [N] para o feto deformável. Sendo a diferença de aproximadamente 23%, (ver gráficos da Figura 47).

O valor mínimo de alongamento para o crânio fetal é de 0,99895 para a curva 2 para um deslocamento de 45 mm, (ver gráfico da Figura 46).

Na **Secção 6.2** foram mostradas duas simulações numéricas de um parto vaginal considerando o feto rígido e deformável. Estas duas simulações foram realizadas com o feto em apresentação occipito-posterior.

O alongamento máximo para o pavimento pélvico é aproximadamente 1,703, (ver gráfico da Figura 53) para a curva 1 para um deslocamento vertical da cabeça fetal de 55 mm e para um feto deformável. Quando o feto é considerado rígido, e para o mesmo deslocamento, o alongamento máximo para o pavimento pélvico é de 1,709, (ver gráfico da Figura 54) mm para curva 1.

As diferenças são pequenas, mas é de notar que a curva para a estrutura rígida apresenta um valor maior de alongamento. A diferença de percentagem atinge um valor de 0,33%.

O valor máximo da força que o feto causa no pavimento pélvico é aproximadamente de 246 [N] para o feto rígido. O valor máximo para o feto deformável é aproximadamente de 211 [N]. Sendo a diferença de aproximadamente 14%, (ver gráficos da Figura 57).

O valor mínimo de alongamento para o crânio fetal é de 0,99812 para a curva 3 para um deslocamento de 50 mm, (ver gráfico da Figura 56).

Na **Secção 6.3** fez-se a comparação entre a posição occipito-anterior e a occipito-posterior, com o feto considerado deformável. O valor de alongamento máximo é de 1,56 para a apresentação occipito-anterior e de 1,70 para occipito-posterior, isto para a curva 1, apresentando-se assim uma diferença de 8,13%, (ver gráfico da Figura 61).

Quando se compara a força provocada no pavimento pélvico devido há ação do feto a diferença entre as duas posições é de 14%, (ver gráfico da Figura 63).

A deformação no crânio fetal para as duas posições também é diferente, verifica-se que o pico de maior deformação acontece para um deslocamento de 50 mm, para as duas posições, e a diferença de valores entre ambas atinge os 57%, ver gráfico da Figura 65).

Se a deformação é máxima para um deslocamento de 50 mm a tensão também atinge o máximo para este deslocamento, e a diferença de valores da tensão atinge os 79%, entre a posição occipito-anterior e a occipito-posterior (ver gráfico da Figura 66).

Já tinha sido comprovado que a posição occipito-posterior é uma má posição do feto para o nascimento [3]. Os resultados aqui obtidos confirmam essa realidade uma vez que todos os valores analisados são maiores para a posição occipito-posterior do que para a posição occipito-anterior.

## Capítulo 7

### *Conclusão*

O objetivo inicial deste trabalho era o estudo biomecânico do feto, mais especificamente o estudo das deformações no crânio fetal no decorrer do parto. O crânio fetal foi obtido através de um conjunto de imagens de Ressonância Magnética (RM), neste caso o feto encontrava-se no tempo final de gestação. Para a obtenção do modelo 3D foi utilizado um programa de processamento imagens médicas, o Mimics.

Foram analisados os resultados do alongamento e da força exercida pelo feto no pavimento pélvico, para a posição occipito-anterior e para a posição occipito-posterior.

Para este trabalho realizaram-se quatro simulações, ou seja, duas para a posição occipito-anterior, (uma com o feto deformável e outra com o feto rígido) e duas para a posição occipito-posterior (uma com o feto deformável e outra com o feto rígido).

Estudos efetuados anteriormente nesta área comprovaram que a cabeça fetal, a pelve óssea, entre outras variáveis afetavam o alongamento do pavimento pélvico durante o parto vaginal [3]. Estas alterações ocorridas durante o parto podiam provocar disfunções do pavimento pélvico, ou seja, refere-se a um grupo de condições clínicas que inclui problemas tais como a incontinência urinária, incontinência fecal, prolapso de órgãos da cavidade pélvica e outras anormalidades do trato urinário e gastrointestinal.

Os resultados obtidos para o alongamento do pavimento pélvico para a posição occipito-posterior são maiores do que os valores para a posição occipito-anterior, tal situação verifica-se para a força. O alongamento de 1,56 obtido para neste trabalho para o parto em apresentação occipito-anterior e o valor de 1,70 obtido para o parto em apresentação occipito-posterior, ambos excedem o valor máximo de 1,5 [56], para o qual os músculos começam a apresentar danos permanentes. Se a extensão excessiva das fibras musculares, acima de um valor admissível pode causar lesão, podemos concluir que existe um risco para os músculos do pavimento pélvico durante o parto.

Para uma mesma posição concluiu-se que o feto quando é considerado rígido, o alongamento do pavimento pélvico é maior do que para um crânio normal. Este resultado serve para realçar a importância da consideração do feto deformável nos resultados obtidos.

Quando o feto se encontra em posição occipito-posterior as forças que este provoca no pavimento pélvico são maiores do que as forças provocadas quando o feto se encontra em posição occipito-anterior, o que poderá estar relacionado com as maiores dificuldades que se verifica na progressão do trabalho de parto quando o feto se apresenta em posição occipito-posterior [57].

Os valores das deformações e das tensões no crânio fetal também são maiores quando o feto se prepara para nascer em apresentação occipito-posterior.

A forma como se apresentam as imagens do crânio fetal das Figuras 65 e 66, ou seja, as imagens da apresentação occipito-anterior, apresentam a deformação e a tensão na parte frontal do crânio, enquanto que para a posição occipito-posterior a deformação e a tensão visualizam-se na parte posterior. Esta situação acontece porque o nosso modelo não está completo. A parte posterior da estrutura óssea está revestida pelos músculos do pavimento pélvico, mas a parte anterior, ou seja, junto da sínfise púbica não está revestida pelos tecidos moles. O modelo utilizado não tem em consideração a estrutura óssea nem a existência do útero que envolve o feto. Esta é uma das razões para o qual a apresentação occipito-anterior apresenta maior deformação na parte frontal e a apresentação occipito-posterior apresenta maior deformação junto da fontanela posterior, por inexistência destes tecidos a pressão no crânio não é uniforme durante a simulação do parto. Apesar de o modelo não estar completo, os resultados obtidos para as tensões e deformações no crânio fetal estão de acordo com o trabalho de outros autores [27].

O trabalho aqui apresentado reveste-se de uma elevada importância, uma vez que pretende contribuir para uma melhor compreensão dos esforços a que o feto e o pavimento pélvico estão sujeitos durante o parto. Qualquer dano causado no crânio do feto pode provocar lesões irreversíveis. O parto é um momento da vida do feto mais suscetível a estas ocorrências, visto que a cabeça do feto é muito frágil, pois o crânio e os elementos do esqueleto são modelos de tecido cartilágneo ou condensações de tecido mesenquimatoso que progressivamente vão sendo substituídos por tecido ósseo, o tecido predominante no esqueleto adulto.

## 7.1 Trabalhos Futuros

Após a conclusão das diferentes simulações pelo método dos elementos finitos, torna-se evidente que o modelo utilizado ainda necessita de melhoramentos. Irá ser necessário incluir na simulação numérica as restantes estruturas que ainda não foram consideradas, tais como o útero materno, os diferentes órgãos da cavidade pélvica, assim como a estrutura óssea da mãe.

A utilização de modelos constitutivos que conseguem modelar corretamente o complexo comportamento dos tecidos do pavimento pélvico e do feto são de extrema importância para a obtenção de resultados fiáveis. A inclusão de dano no modelo constitutivo será um melhoramento necessário a implementar.

No futuro, com os melhoramentos propostos, este modelo poderá tornar-se uma ferramenta para simular, de forma realista, o trabalho de parto, tornando-se dessa forma uma ferramenta valiosa num hospital.

---

## Referências

- [1] Hanretty, K. P., *Obstetrics Illustrated*, Churchill Livingstone, Sixth Edition.
- [2] Teixeira, C., “Anatomo-Histo-Fisiologia I”, *Sebenta de Anatomia*, Escola Superior de Tecnologia e Gestão de Bragança, (2008).
- [3] Parente, M. P. L., “Biomechanics of the Pelvic Floor during Vaginal delivery”, Tese de Doutoramento, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Junho (2008).
- [4] Amiel-Tison, C., Gosselin, J., Infante-Rivard, C., “Head growth and cranial assessment at neurological examination in infancy”, *Centre Ville, Montréal, Developmental Medicine & Child Neurology*, 44: 643–648, (2002).
- [5] Li, X., Kruger, J.A., Nash, M.P., Nielsen, P.M.F., “Modeling childbirth: elucidating the mechanisms of labor”, *WIREs Syst Biol Med*, 2: 460–470, (2010).
- [6] Boyles, S.H., Weber, A.M., Meyn, L., “Procedures for pelvic organ prolapse in the United States”, 1979–1997, *Am J Obstet Gynecol*, 188:108–115, (2003).
- [7] Borell, U., Fernstrom, I., “Shape and course of the human birth canal – A radiographic study in the human”, *Acta Obstet Gynecol Scand*, 36:166–179, (1957).
- [8] Borell, U., Fernstrom, I., “The mechanism of labour”. *Radiol Clin North Am*, 5:73–85, (1967).
- [9] Dietze, M., “A re-evaluation of the mechanism of labour for contemporary midwifery practice”, *Midwifery Matters*, 3–8, (2001).
- [10] DeLancey, J.O.L., Kearney, R., Chou, Q., Speights, S., Binno, S., “The appearance of levator ani muscle abnormalities in magnetic resonance images after vaginal delivery”, *Obstet Gynecol*, 101:46–53, (2003).
- [11] Dietz, H.P., Gillespie, V.L.A., Phadke, P., “Avulsion of the pubovisceral muscle associated with large vaginal tear after normal vaginal delivery at term”, *AustNZ J Obstet Gynaecol*, 47:341–344, (2007).

- 
- [12] Carlan, S.J., Wyble, L., Lense J., Mastrogiannis, D.S., Parsons, M.T., “Fetal head molding diagnosis by ultrasound and a review of the literature”, *J Perinatol*, XI:105–111, (1991).
- [13] Parikn, M., Rasmussen, M., Brubaker, L., Salomon, C., Sakamoto, K., “Three dimensional virtual reality model of the normal female pelvic floor”, *Ann Biomed Eng*, 32:292–296, (2004).
- [14] Kheddar, A., Devine, C., Brunel, M., Duriez, C., “Preliminary design of a childbirth simulator with haptic feedback”, *Proceedings of 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Sendai, Japan, September 2–28, 31: 3270–3275, (2004).
- [15] Janda, S., Helm, F.C.T., Blok, S.B., “Measuring morphological parameters of the pelvic floor for finite element modelling purposes”, *J Biomech*, 36:749–757, (2003).
- [16] Bylski, D.I., Kriewall, T.J., Akkas, N., Melvin, J.W., “Mechanical behavior of fetal dura mater under large deformation biaxial tension”, *J Biomech*, 19:19–26, (1986).
- [17] McPherson, G. K., Kriewall, T.J., “Fetal head molding: an investigation utilizing a finite element model of the fetal parietal bone”, *J Biomech*, 13:17–26, (1980).
- [18] Lapeer, R.J., Prager, R.W., “Fetal head moulding: finite element analysis of a fetal skull subjected to uterine pressures during the first stage of labour”, *J Biomech*, 34:1125–1133, (2001).
- [19] Li, X., Kruger J., Chung J., Nash, M.P., Nielsen, P.M.F., “Modelling childbirth: comparing athlete and non-athlete pelvic floor mechanics”, *Med Image Comput Comput Assist Interv*, 5242:750–757, (2008).
- [20] Martins, J.A.C., Pato, M.P.M., Pires, E.B., Jorge, R.M.N., Parente, M., et al., “Finite element studies of the deformation of the pelvic floor”, *Ann N Y Acad Sci*, 1101:316–334, (2007).
- [21] Lien, K., Mooney B., DeLancey, J.O.L., Ashton-Miller, J.A., “Levator animuscle stretch induced by simulated vaginal birth”, *Obstet Gynecol*, 103:31–40, (2004).



- [22] Hoyte, L., Damaser, M.S., Warfield, S.K., Chukkapalli, G., Majumdar, A., et al., “Quantity and distribution of levator ani stretch during simulated vaginal childbirth”, *Am J Obstet Gynecol*, 199:198–e1–198–e5, (2008).
- [23] Lee, S., Darzi, A., Yang, G., “Subject specific finite element modelling of the levator ani”, *Med Image Comput Comput Assist Interv*, 8:360–367, (2005).
- [24] Jing, D., Lien, K., Ashton-Miller, J.A., DeLancey, J.O.L., “Visco-hyperelastic properties of the pelvic floor muscles in healthy women”, Podium Session 26, North American Congress on Biomechanics, Ann Arbor, Michigan, USA, 5–9 August, (2008).
- [25] Parente, M.P.L., Natal, J.R.M., Mascarenhas, T., Fernandes, A.A., Martins, J.A.C., “The influence of an occipitoposterior malposition on the biomechanical behavior of the pelvic floor”, *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*, 144:S166–S169, (2009).
- [26] Roth, S., Raul, J.S., Willinger, R., “Finite element modelling of paediatric head impact: Global validation against experimental data”, *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 99: 25–33, (2010).
- [27] Pu, F., Xu, L., Li, D., Li, S., Sun, L., Wang, L., FaN, Y., “Effect of different labor forces on fetal skull molding”, *Medical Engineering & Physics* 33: 620–625, (2011).
- [28] Brito, A. J. C., “Planos e eixos e nomenclatura dos movimentos humanos”, Acadêmica do 3º ano de Fisioterapia da Unama.
- [29] Brant, A. J. C., “Aula de Anatomia, Termos Anatômicos”, Tese de Doutorado, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil (2008).
- [30] Teixeira, C., “Anatomo-Histo-Fisiologia II”, Sebenta de Anatomia, Escola Superior de Tecnologia e Gestão de Bragança, (2009).
- [31] Maciel, A., “Modelagem de Articulações para Humanos Virtuais Baseada em Anatomia”, Dissertação de Mestrado em Ciência da Computação, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Instituto de Informática, Porto Alegre, Agosto (2001).

- 
- [32] Seeley, R.R., Stephens, T.D., Tate, P., “Anatomia e Fisiologia, Universidade Estatal de Idaho”, McGraw-HILL Higher Education, 1045-1070, (2003).
- [33] Alves, A.P., Santos, C.B., Cruz, C., Pereira, I.O., “Influencia da Elasticidade e Dimensão da Cabeça do Feto no Pavimento Pélvico da Mãe”, *Análise Biomecânica do Parto Natural*, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, (2011).
- [34] Neyazi, S., “Anatomy of the Female Bony Pélvis and Fetal Skull”, Consultant Obstetrician Gynecologist.
- [35] Gibson, G., “Active Role of Chondrocyte Apoptosis in Endochondral Ossification”, 43:191–204, (1998).
- [36] Sugiki, T., Uyama, T., Toyoda, M., Morioka, H., Kume, S., Miyado, K., Matsumoto, K., Saito, H., Tsumaki, N., Takahashi, Y., Toyama, Y., Umezawa, A., “Hyaline Cartilage Formation and Enchondral Ossification Modeled With KUM5 and OP9 Chondroblasts”, 100:1240–1254, (2007).
- [37] Opperman, L. A., “Cranial Sutures as Intramembranous Bone Growth Sites”, 219:472–485, (2000).
- [38] Ventura, C. S., “The bony pelvis and fetal skull”, Trainee Obstetrics Programme, (2007).
- [39] Carrara, H.H.A., Duarte, G., “Semiologia Obstétrica”, Departamento de Ginecologia e Obstetrícia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, 29: 83-103, (1996).
- [40] Alves, A.P., Santos, C.B., Cruz, C., Pereira, I.O., “Influencia da Elasticidade e Dimensão da Cabeça do Feto no Pavimento Pélvico da Mãe”, *Análise Biomecânica do Parto Natural*, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, (2011).
- [41] Reichman, O., Gdansky, E., Latinsky, B., Labi, S., Samueloff, A., “Digital rotation from occipito-posterior to occipito-anterior decreases the need for cesarean section”, *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, 136: 25–28, (2008).

- [42] Knupp, V.M.A.O., Melo, E.C.P., Oliveira, R.B., “Distribuição do Parto Vaginal da Cesariana no Município do Rio de Janeiro no período de 2001 a 2004”, Escola de Enfermagem Alfredo Pinto da Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro, 12: 39–44, Março (2008).
- [43] Peitsch, W.K., Keefer, C.H, LaBrie, R.A., Mulliken, J.B, “Pediatrics: Incidence of Cranial Asymmetry in Healthy Newborns”, Official Journal of the American Academic of Pediatrics, (2002).
- [44] Al- Kadri, H., Sabr, Y., Al-Saif, S., Abulaimoun, B., Ba’Aqeel, H., Saleh, A., “Failed individual and sequential instrumental vaginal delivery: contributing risk factors and maternal neonatal complications”, Departments of Obstetrics and Gynecology and Pediatrics, King Fahad National Guard Hospital, Riyadh, Saudi Arabia, 82: 642—648, (2003).
- [45] Queirós, G.C.P., “Análise Computacional de Imagens de Ressonância Magnética Funcional”, Monografia, Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Julho (2011).
- [46] Werner, H., Daltro, P., “Ressonância Magnética Nuclear Fetal”, Clínica de Diagnóstico por Imagem, Rio de Janeiro.
- [47] Júnior, E.A., Yamashita, H., “Aspectos básicos de tomografia computadorizada e ressonância magnética”, Rev Bras Psiquiatr, 23:2-3, (2001).
- [48] Garbe, C.A., “Estudo biomecânico para reabilitação do ouvido médio humano”, Tese de Mestrado, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Julho (2010).
- [49] Dias, F., Pinho da Cruz, J., Fontes Valente, R., & Alves de Sousa, R. *Método dos Elementos Finitos - Técnicas de Simulação Numérica em Engenharia*, Lidel - edições técnicas, lda, Lisboa (2010).
- [50] Pernoll’s, B., Obstetrics & Gynecology, McGraw-Hill (Ed), University of Oregon Health Sciences Center, Portland, Oregon, (2001).

- 
- [51] Schenemann, P.T., Monge, J., Glotzer, L.D., Campana, M., “The open research CT Scan Archive”, Department of Anthropology, University of Pennsylvania, University of Pennsylvania Museum of Archaeology and Anthropology, Philadelphia, USA.
- [52] J.D. Humphrey and F.C.P. Yin, On constitutive relations and finite deformations of passive cardiac tissue: A pseudostrain-energy function. *ASME J. Biomech. Eng.*, 109:298-304, (1987).
- [53] Vieira, A.L., Leal, V., Silveira, M.E., “Avaliação de Modelos Hiperelásticos na Simulação Numérica de um Suporte de Motor Automotivo”, Universidade Federal de São João Del-Rei, (2010).
- [54] Shergold, O. A., Fleck, N.A., Radford, D., “The uniaxial stress versus strain response of pig skin and silicone rubber at low and high strain rates”, 32, 1384:1402, (2006).
- [55] Valencia, A., Blas, B., Ortega, J.H., “Modeling of Brain Shift Phenomenon for Different Craniotomies and Solid Models”, Research Article, October, (2011).
- [56] Brooks, S.V., Zerba, E., Faulkner, J., “Injury to muscle fibres after single stretches of passive and maximally stimulated muscles in mice”, *J Physiol*, 488:459-469, (1995).
- [57] Cunningham, F.G., Leveno, K.J., Bloom, S.L., Hauth, J.C., Gilstrap III, L.C., Wenstrom, K.D., *Williams Obstetrics- Access Medicine*, McGraw-Hill’s, twenty-second edition.

## Anexos

### *Anexo A: Ajustamento das propriedades para o Crânio Fetal*

Ajustar as propriedades do crânio foi uma das fases mais complicadas do trabalho, fizeram-se vários testes com diferentes propriedades e diferentes pressões aplicadas ao crânio fetal. Aqui estão algumas das simulações para a obtenção de um modelo do crânio fetal ajustado.

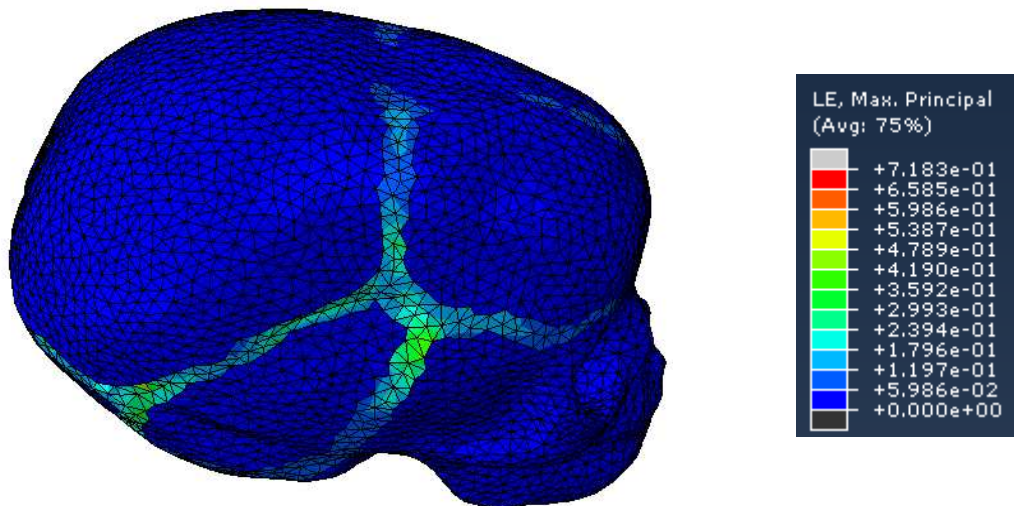
#### *Simulações*

##### *1ª Simulação*

Os ensaios eram simples para a simulação correrem rapidamente, ou seja, só o crânio com as suturas. O osso do crânio foi definido como um modelo elástico e as propriedades elásticas foram as seguintes:  $E=1000 \text{ MPa}$ ,  $\nu=0,25$ , [53].

As fontanelas e as suturas são considerados material hiperelástico descrito pelo modelo Mooney-Rivlin. Os parâmetros definidos para a cartilagem mais interna (cinzenta, ver Figura 37) são os seguintes:  $C1=1,18 \text{ MPa}$ ,  $C2=0,295 \text{ MPa}$ , [27].

Para este ensaio ainda não existia a cartilagem, designada de cartilagem intermédia (vermelha, ver Figura 37). A pressão que aplicamos de  $0,1 \text{ MPa}$  para nas zonas laterais do crânio junto das suturas coronais. A deformação resultante é a que se apresenta na Figura 67.

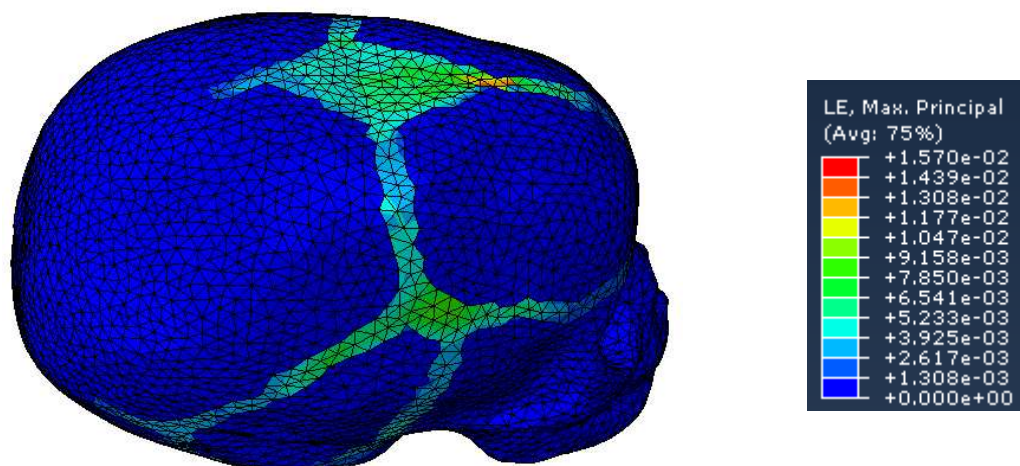


**Figura 67.** Apresentação dos valores da deformação no crânio fetal só com uma cartilagem.

O valor da deformação é aproximadamente de 0,7183. Mas este ensaio foi para verificar se junto das suturas realmente ocorria deformação.

### *2ª Simulação*

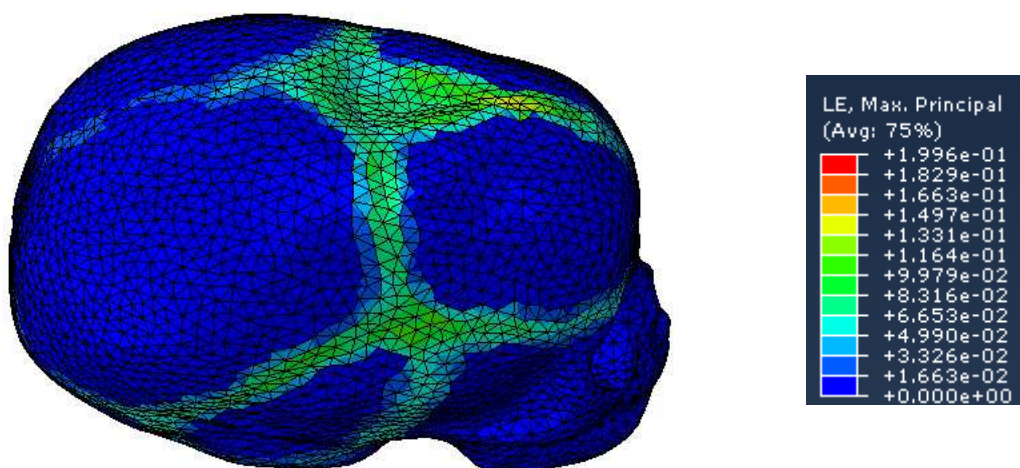
Num outro ensaio as propriedades são as mesmas tanto para o osso como para a cartilagem, o que variou foi o local da aplicação da pressão. A pressão foi aplicada a todos os elementos da parte frontal do crânio, e essa pressão correspondia a 50 mmHg, [27]. Esta pressão corresponde à pressão causada pelo líquido amniótico. O resultado foi o seguinte.



**Figura 68.** Apresentação dos valores da deformação no crânio fetal só com uma cartilagem e com uma pressão de 50 mmHg.

### 3ª Simulação

Nesta simulação aplicam-se as mesmas propriedades para o osso do crânio e para a cartilagem, mas agora já existe a cartilagem intermédia e as propriedades desta são as seguintes, considerou-se um material hiperelástico descrito pelo modelo Mooney-Rivlin. E os parâmetros são:  $C1=2,00 \text{ MPa}$ ,  $C2=0,295 \text{ MPa}$ . A pressão é aplicada nos mesmos elementos da simulação 2 mas o valor da pressão é de 0,1 MPa.



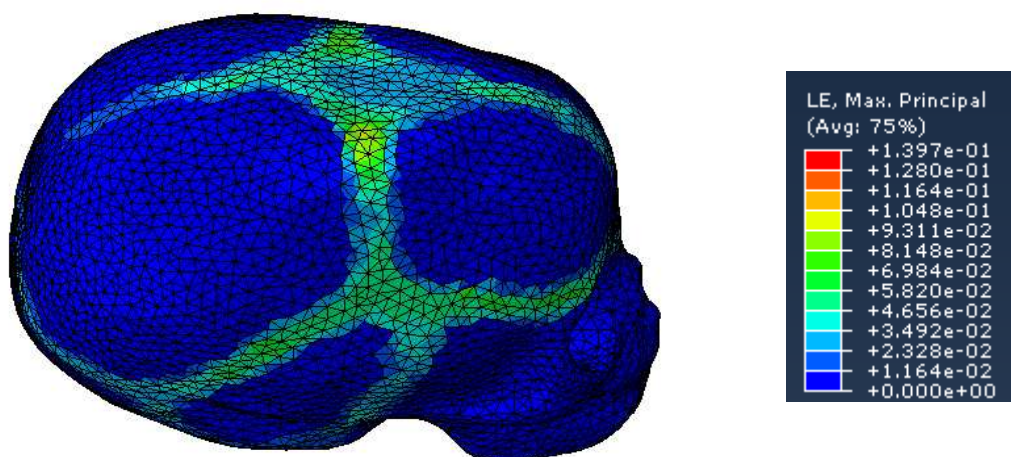
**Figura 69.** Apresentação dos valores da deformação no crânio fetal com as duas cartilagens e com uma pressão de 0,1 MPa.

Nesta simulação consegue-se ver uma concavidade junto da fontanela anterior, a pressão de 0,1 MPa permite essa saliência.

#### 4ª Simulação

Esta simulação tem todas as estruturas descritas até há simulação 3 e agora tem mais o cérebro que também é considerado um material elástico e os parâmetros definidos são os seguintes:  $E=0,3$  MPa,  $\nu= 0,002$ .

A pressão continua a ter a mesma intensidade, ou seja, 0,1 MPa, mas agora os elementos sujeitos a essa pressão são os que se encontram na zona mais cranial do crânio, são os elementos que se encontram entre a fontanela anterior até aos elementos dos ossos parietais. E o resultado é:



**Figura 70.** Apresentação dos valores da deformação no crânio fetal com as duas cartilagens e com uma pressão de 0,1 MPa, nos elementos da zona cranial.

O valor da deformação máxima é de 0,1397.

Estas são algumas das simulações realizadas para se obter os melhores parâmetros para a simulação do nosso parto. Os resultados foram satisfatórios, como se pode comprovar.



