

Original Article/Artigo Original

Study on the influence of the fetal head flexion during vaginal delivery by using a computational model

Estudo computacional sobre a influência da flexão da cabeça fetal no pavimento pélvico durante um parto vaginal

Marco Paulo Parente*, Ana Rita Monteiro Gomes da Silva*, Maria Elizabete Teixeira da Silva*, Renato Natal Jorge*, Teresa Mascarenhas**, António Augusto Fernandes*

*Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Faculdade de Medicina da Universidade do Porto*

ABSTRACT

Objective: Study the influence of the degree of flexion of the fetal head on the levator stretch value, during simulated childbirth.

Study Design: Using geometrical data, obtained from cadaver measurements, a simulation model for the pelvic muscles was created and added to an existing model of the pelvic bones. To simulate childbirth, a model for the fetus was passed through the pelvis, along the birth canal. In order to verify the influence of the degree of flexion of the fetus head on the levator stretch, a series of simulations, with different degrees of flexion were conducted. The stretch values were evaluated during the descent of the fetus, during delivery.

Results: In the different numerical simulation conducted, with different degrees of flexion, the maximum stretch value, obtained on the puborectalis muscle, varied between 1,58 and 1,65.

Conclusions: The authors were able to verify that the stretch on the levator ani muscle augmented when the extension of the fetus head increased. With future developments, the presented work may help explain epidemiologic data regarding the impact of a vaginal delivery on the pelvic floor muscles, taking into account different parameters, such as the fetus head flexion.

Keywords: childbirth simulation, fetus head flexion, levator ani.

INTRODUÇÃO

As disfunções do pavimento pélvico na mulher representam um problema complexo, de dimensões ainda pouco conhecidas. O termo “disfunção do pavimento pélvico” 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. As estatísticas mostram que 1 em cada 10 mulheres irá sofrer de uma disfunção do pavimento pélvico tão severa que irá necessitar de cirurgia¹. Adicionalmente, as estatísticas mostram também que 30 a 40% das mulheres irá sofrer de alguma forma de incontinência durante o seu período de vida².

*Engenheiro Mecânico, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

**Chefe de Serviço de Ginecologia do Centro Hospitalar de S. João
Professora Associada Convidada da FMUP

Nos Estados Unidos, estudos mostram que a incontinência urinária afecta entre 17 a 55% das mulheres idosas e 12 a 42% de mulheres jovens³, com um impacto financeiro anual de aproximadamente 12000 milhões de dólares⁴.

Vários estudos têm mostrado que os danos no pavimento pélvico durante um parto vaginal podem ser considerados um factor importante para o desenvolvimento de incontinência urinária, incontinência fecal ou prolapso dos órgãos da cavidade pélvica^{5,6}. Estudos mostram também que a paridade está associada com a incontinência, sendo o primeiro parto o mais significante⁷. Não é ainda claro se o principal mecanismo para o desenvolvimento de uma condição de disfunção é o dano nos tecidos musculares ou o dano nos diferentes nervos (neuropatia). Alguns autores acreditam que as disfunções do pavimento pélvico são causadas em grande parte pelo dano dos tecidos conectivos (ligamentos e fâscias) e músculos do pavimento pélvico.

Durante o parto, o pavimento pélvico passa por diversas alterações, que não podem ser medidas *in vivo* devido a motivos clínicos, técnicos e éticos. De forma a estimar as alterações biomecânicas (deformações, tensões, etc.) nos tecidos do pavimento pélvico, é utilizado um método biomecânico para modelar um processo biológico, neste caso o parto vaginal, desenvolvido nos trabalhos anteriores dos autores⁸⁻¹¹. O conhecimento destas alterações biomecânicas poderá ajudar a explicar fenómenos conhecidos, associados com o parto e a gravidez, tais como o dano dos músculos do pavimento pélvico, incluindo o músculo elevador do ânus.

O objectivo do presente estudo é compreender como a flexão da cabeça fetal durante um parto vaginal afecta os valores do alongamento que o elevador do ânus tem que suportar, usando para isso o modelo computacional desenvolvido anteriormente..

MATERIAL E MÉTODOS

A construção de um modelo geométrico 3D (tal como a cavidade pélvica) que pode ser manipulado por métodos numéricos, de forma a simular um ser Humano vivo é ainda um grande desafio, nomeadamente devido à grande complexidade da anatomia humana, tal como reconhecido por diversos autores^{12,13}. Existe também uma falta de conhecimentos acerca da biomecânica dos tecidos moles, tal como reconhecido por Humphrey¹⁴.

Recentemente tem havido algumas tentativas para modelar o corpo humano¹², a cavidade do pavimento pélvico¹⁵ e o seu conteúdo¹⁶⁻¹⁸. No entanto, no presente, não existem conhecimentos suficientes acerca das relações estruturais

identificadas através da imagiologia MRI¹⁶, de forma a permitir a criação de um modelo numérico preciso^{19,20}.

A informação geométrica necessária para a construção da malha de elementos finitos para o pavimento pélvico, necessária para as simulações numéricas, foi obtida sob a forma de pontos, a partir da medição em cadáver por Janda *et al*¹⁵. Todas as medições foram realizadas num cadáver embalsamado de uma mulher de 72 anos, obtido para investigação científica. O espécimen foi seleccionado por não ter nenhuma patologia conhecida do pavimento pélvico. A causa de morte era desconhecida e presumivelmente não afectou a geometria da musculatura do pavimento pélvico. O resultado das medições foi um conjunto 3D de pontos pertencentes aos diferentes músculos do pavimento pélvico.

Utilizando o conjunto de pontos disponíveis, foram construídas linhas, que permitiram a definição de superfícies, que foram depois utilizadas para a construção da malha de elementos finitos. O modelo de elementos finitos do pavimento pélvico foi depois unido a um modelo da estrutura óssea da bacia, tal como se mostra na Figura 1. Mais detalhes sobre a construção do modelo de elementos finitos pode ser consultado nos trabalhos prévios dos autores⁸⁻¹¹.

Nas simulações numéricas realizadas, foram aplicadas

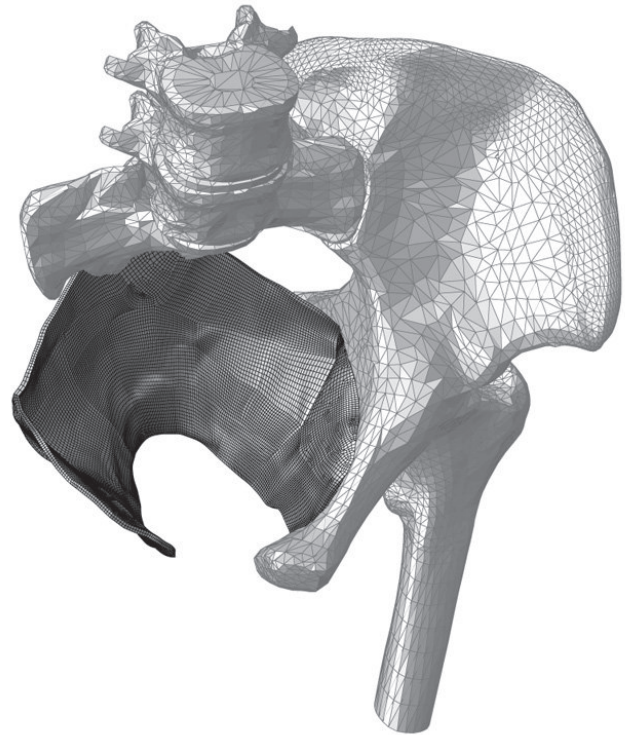


Figura 1: Modelo de elementos finitos para o pavimento pélvico e estrutura óssea.

condições fronteira de deslocamento nulo a todos os nós conectados aos ossos pélvicos, ligamentos e cóccix.

Um modelo de elementos finitos de um feto é necessário para a simulação de um parto vaginal, tal como se mostra nas Figuras 2 e 3. As dimensões obstétricas principais para a cabeça fetal são as seguintes²¹: diâmetro Suboccipito-bregmático, 10 cm, diâmetro Suboccipito-frontal, 10,5 cm, diâmetro Occipito-frontal, 12,0 cm, diâmetro Mento-vertical, 13,0 cm e diâmetro Submento-bregmático, 11,5 cm.

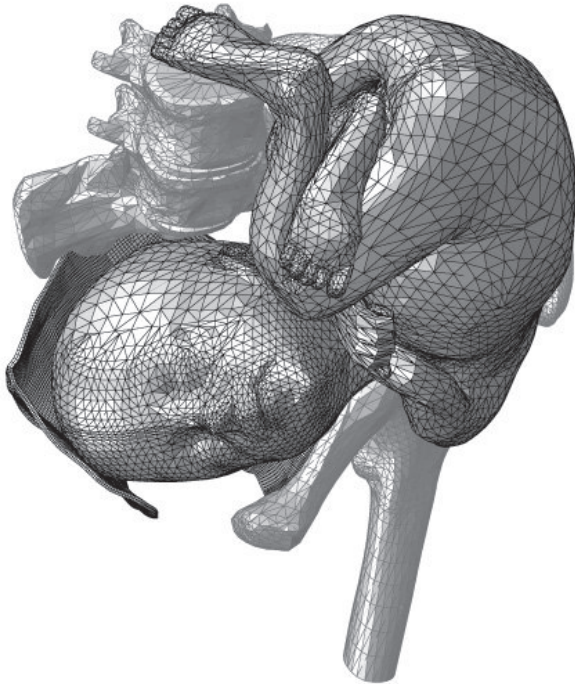


Figura 2: Modelo de elementos finitos completo.

O modelo constitutivo adoptado neste trabalho para o comportamento ativo e passivo dos músculos do pavimento pélvico é uma forma modificada²² do modelo hiperelástico incompressível, transversalmente isotrópico, proposto por Humphrey e Yin²³. Devido à sua estrutura, nomeadamente à orientação das fibras musculares, os tecidos musculares apresentam comportamentos que não são idênticos em todas as direções (comportamento anisotrópico). A anisotropia dos músculos do pavimento pélvico resulta da existência das fibras musculares, cuja direção é tida em consideração no modelo de Humphrey. A função energia de deformação no modelo de Humphrey é o resultado da soma de um termo relacionado com a matriz isotrópica, que embebe as fibras musculares e um segundo termo relacionado com as fibras musculares. Mais detalhes sobre o modelo constitutivo utilizado podem ser consultados nos trabalhos prévios dos autores¹⁰.

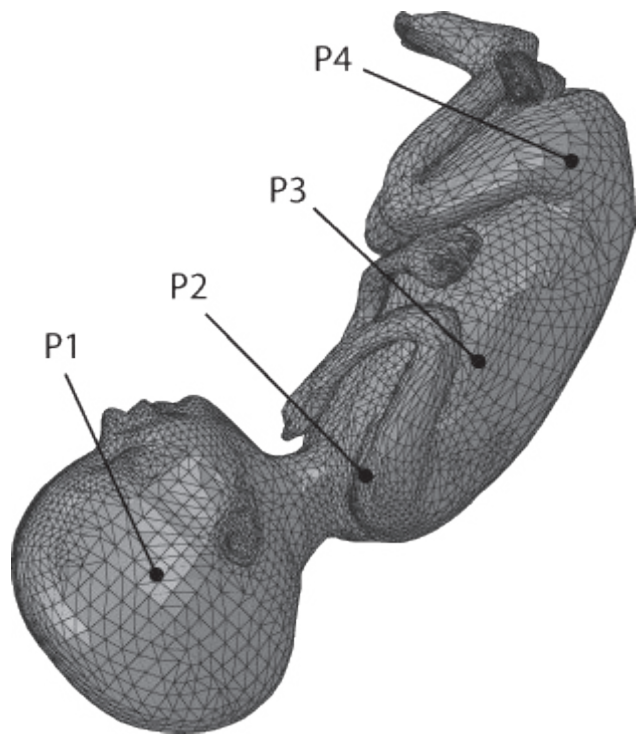


Figura 3: Pontos usados para controlar o movimento do feto.

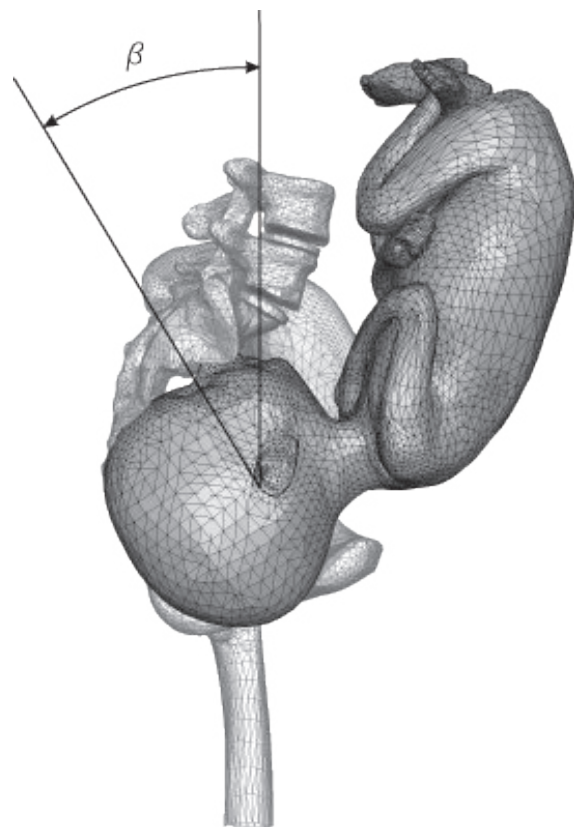


Figura 4: Definição do ângulo de flexão β .

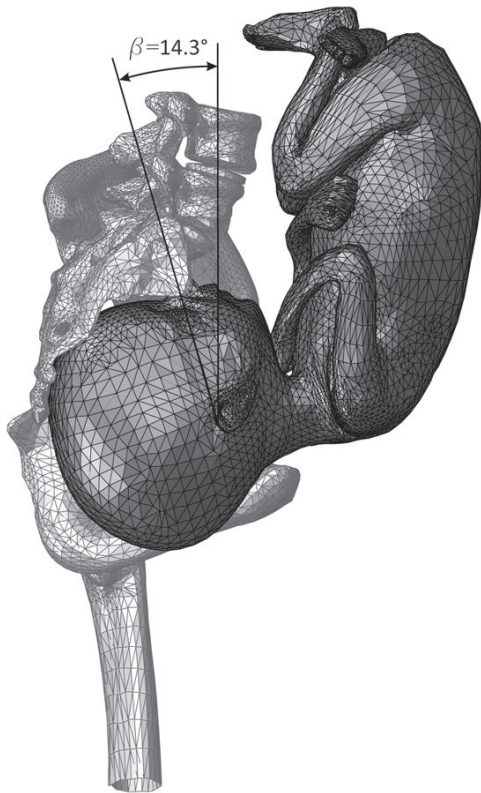


Figura 5a: Feto numa posição de flexão completa.

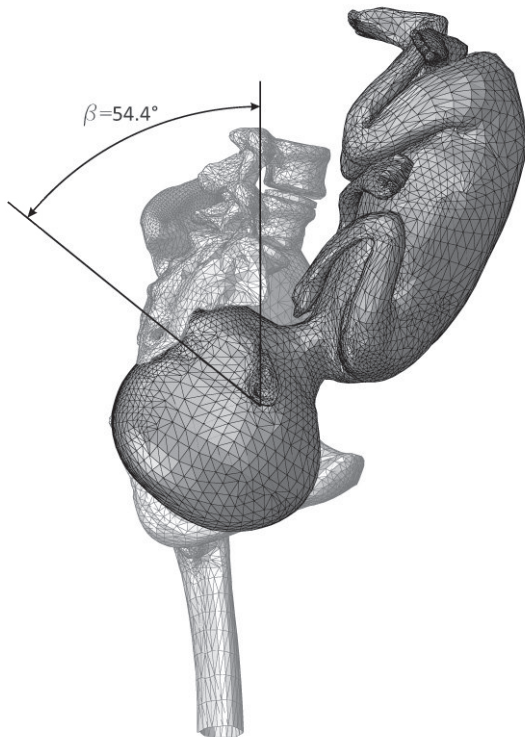


Figura 5b: Feto numa posição estendida..

Neste trabalho foram simulados para o feto os seguintes movimentos cardinais: encravamento, descida da apresentação, flexão, rotação interna e extensão. Os movimentos foram impostos controlando diferentes pontos que pertenciam ao modelo do feto. O deslocamento vertical refere-se ao deslocamento vertical do ponto de controlo P1, mostrado na Figura 3.

Para se estudar a influência do grau de flexão da cabeça fetal na evolução do parto e nos valores de alongamento dos músculos do pavimento pélvico, foi realizada uma série de simulações, variando-se o grau de flexão da cabeça fetal em cada uma delas. Para as diferentes simulações, os movimentos do feto foram definidos de forma a garantir que após a rotação interna do feto, este se apresenta com diferentes graus de flexão β . A Figura 4 mostra a definição do ângulo β , utilizado para quantificar o grau de flexão da cabeça fetal. O ângulo β foi definido como o ângulo entre uma linha vertical e uma linha que passa pela parte superior da orelha do feto e pelos seus olhos, tal como se mostra na Figura 4. A Figura 5a mostra a cabeça fetal na sua posição mais flectida, com $\beta = 14,3^\circ$, e a Figura 5b mostra a cabeça fetal estendida no seu valor máximo, com $\beta = 54,4^\circ$. Os valores máximos e mínimos para o ângulo β foram obtidos variando a flexão da cabeça fetal, para um deslocamento vertical de 30 mm. Este valores foram limitados pelo aparecimento de interferência entre o modelo do feto e o modelo para os ossos da pelve (máxima extensão), assim como entre o queixo do feto e o seu peito (máxima flexão). Os restantes movimentos do feto, durante a sua descida, foram definidos de forma a apresentar ao canal do parto o menor diâmetro possível da cabeça fetal.

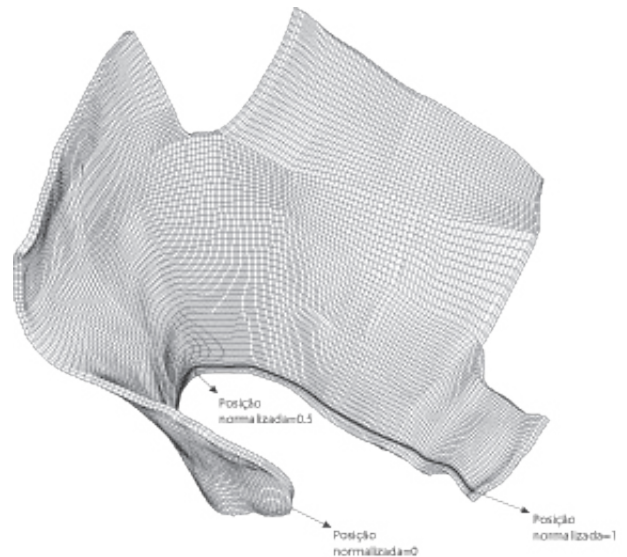


Figura 6: Curva utilizada para obter o alongamento.

De forma a obter-se a evolução do alongamento do elevador do ânus durante o parto, foi definido uma curva, tal como se mostra na Figura 6, que passa aproximadamente em cima do músculo puborectal. Medindo o comprimento desta curva durante a simulação e conhecendo o seu valor inicial, é possível obter a evolução do alongamento durante o parto (Figura 6). O alongamento é definido como o rácio entre o comprimento atual e o inicial.

RESULTADOS

A Figura 7 mostra os valores obtidos para a evolução do alongamento, calculado com base na curva da Figura 6, para os diferentes graus de flexão da cabeça fetal. É claramente visível na Figura 7 que quando o grau de flexão da cabeça fetal é reduzido (aumentando β) o valor máximo para o alongamento aumenta. Os valores mais baixos para o alongamento, foram obtidos quando o parto ocorria com o feto na posição mais flectida. Quando o feto se encontra numa posição de flexão completa ($\beta = 14,3^\circ$), o valor máximo para o alongamento obtido durante o parto foi de 1,58. Quando o feto se encontra numa posição de extensão ($\beta = 54,4^\circ$), o valor máximo obtido para o alongamento aumenta para 1,65, o que representa um aumento de aproximadamente 5%.

A Figura 8 mostra a evolução da tensão principal máxima, ao longo da curva da Figura 6, para um deslocamento vertical da cabeça fetal de 60 mm e para vários ângulos de flexão. Uma vez que a deformação dos músculos do pavimento pélvico não é uniforme, a distribuição das tensões também não será uniforme. Observa-se que quando o feto se encontra numa posição de flexão completa ($\beta = 14,3^\circ$), é obtido um valor máximo de 0,98 MPa, este valor aumenta para 1,52 MPa, quando o feto se apresenta numa situação de extensão ($\beta = 54,4^\circ$), o que representa um acréscimo de aproximadamente 55%. Uma vez mais, a situação mais favorável é claramente aquela em que o feto se apresenta numa posição de flexão completa, com o seu queixo perto do seu peito. Os valores máximos de tensão foram obtidos na zona medio posterior do músculo puborectal.

As simulações numéricas realizadas mostram que uma flexão total da cabeça fetal é a posição mais favorável durante o parto. Os alongamentos e tensões obtidos foram mais pequenos quando a cabeça do feto estava bem flectida.

DISCUSSÃO

Investigações sobre os mecanismos responsáveis pelo dano em músculos, utilizando músculos de rato, obtiveram para o valor máximo de alongamento um valor de 1,5, para

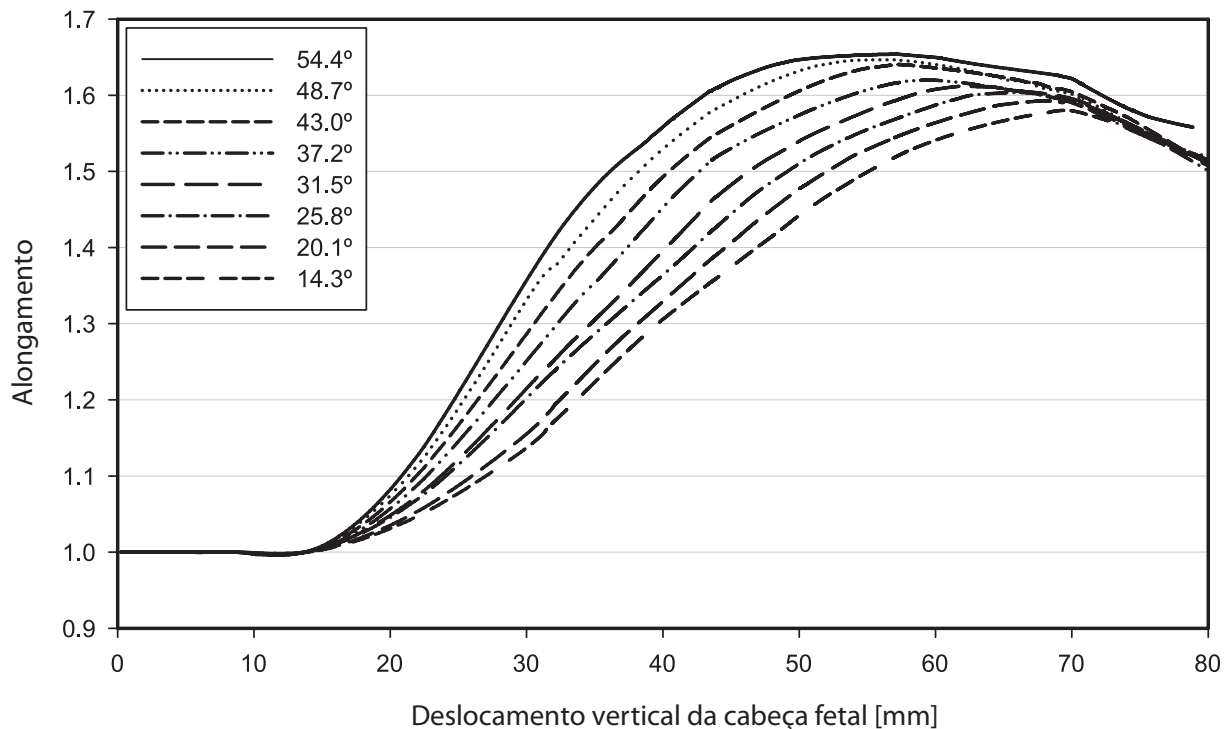


Figura 7: Definição do ângulo de flexão β .

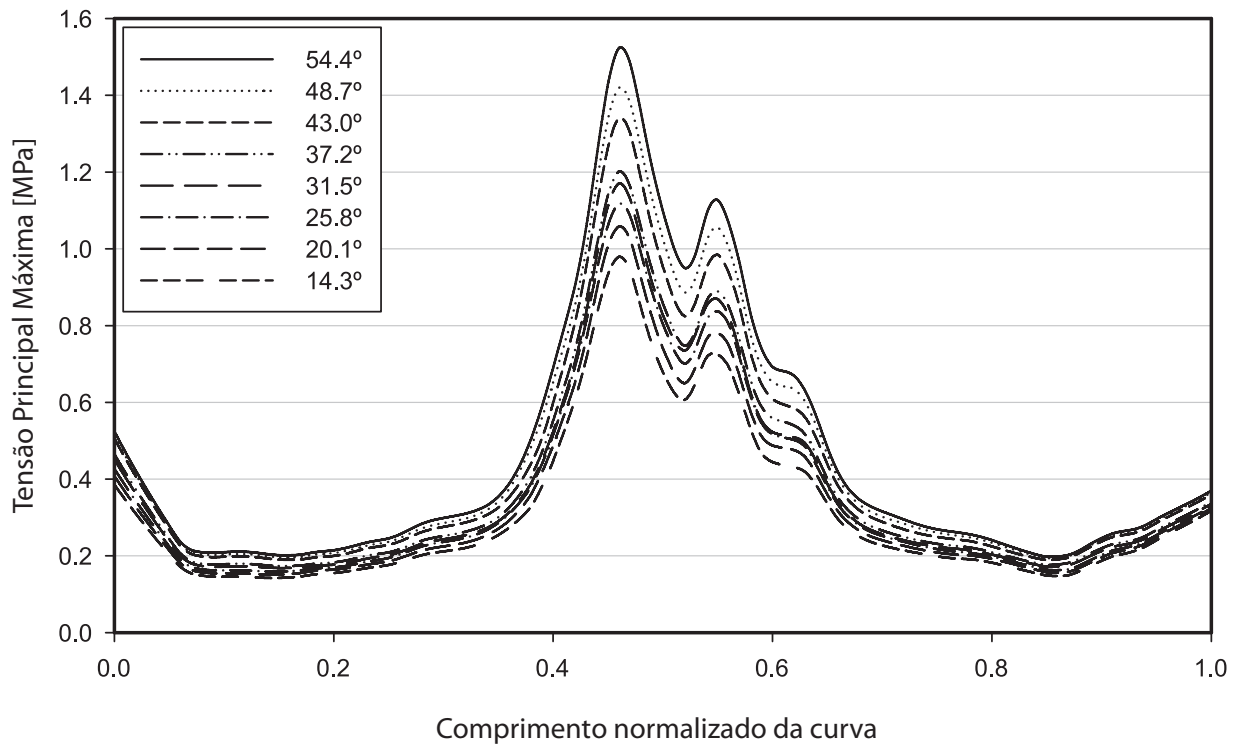


Figura 8: Definição do ângulo de flexão β .

o qual os músculos começam a apresentar deterioração das suas propriedades^{19,24}. Os valores máximos de alongamento obtidos neste trabalho variam entre 1,58 e 1,65, excedendo o valor máximo de 1,5, 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.

Os valores obtidos neste trabalho para os alongamentos dos músculos do pavimento pélvico são inferiores aos obtidos num trabalho similar, realizado por Lien *et al*^{19,20}. O valor máximo de alongamento obtido por Lien *et al*. foi de 2,73 para o músculo iliococcígeo e 2,50 para o músculo pubococcígeo. Estas diferenças verificadas para os valores de alongamento podem ser justificadas pelo facto de no seu trabalho, Lien *et al*. considerar uma esfera para representar a cabeça fetal, o que poderá ter induzido alongamentos mais elevados no pavimento pélvico.

Verificou-se que os valores máximos de tensão no pavimento pélvico foram obtidos na zona medio-posterior do músculo puborectal. Este facto poderá estar relacionado com o aparecimento de disfunções do pavimento pélvico, tal como reconhecido por diversos autores²⁴.

O problema estudado aqui é muito complexo, e qualquer metodologia utilizada será propensa a ter limitações e criti-

cismo. De forma a interpretar corretamente os dados obtidos, é necessário considerar as limitações envolvidas.

Em relação aos dados utilizados (nomeadamente geométricos e relacionados com os materiais), recolhidos de um cadáver de uma mulher de 72 anos, podem ser colocadas dúvidas em relação à falta de informação sobre a existência ou não de alguma gravidez e parto.

Foi assumido que o alongamento era uniforme ao longo das curvas consideradas, o que não é verdade, pois pode variar localmente ao longo do músculo e transversalmente ao músculo, especialmente se a espessura variar, levando a obtenção de valores conservativos para as deformações. Os efeitos da dependência ao longo do tempo, das propriedades mecânicas, não foram considerados. Apesar de estes efeitos poderem afectar as tensões obtidas¹⁹, eles não irão afectar os resultados obtidos em relação às deformações.

Durante as últimas semanas de gravidez, o pavimento pélvico passa por diversas modificações de forma a facilitar o parto, o que pode reduzir as deformações máximas. Estas modificações não foram consideradas neste estudo²⁶.

Durante o parto, a cabeça fetal muda de configuração, de forma a reduzir o volume do crânio e facilitar a passagem pelo canal do parto²¹. O osso occipital desloca-se por debaixo dos dois ossos parietais, durante o parto, reduzindo o tamanho da fontanela posterior. Este efeito não foi considerado neste estudo.

Um grande número de variáveis, tais como variações na forma dos ossos pélvicos, cabeça fetal, modificações da cabeça fetal, tipos de episiotomias, variedade, etc. podem afectar os valores máximos de alongamento, afectando desta forma os resultados finais.

À medida que a investigação progredir, os clínicos irão eventualmente passar de uma avaliação da paciente, baseada nos seus sintomas, para uma avaliação baseada nos danos que o pavimento pélvico dessa pessoa apresenta, transformando radicalmente não só a investigação clínica como os cuidados médicos. Uma maior precisão na definição das disfunções do pavimento pélvico irá revolucionar a capacidade de definir e implementar um tratamento apropriado, assim como realizar investigação clínica de uma forma focalizada no problema.

Apesar da aplicabilidade prática dos resultados obtidos neste trabalho ser ainda inexistente, o modelo computacional apresentado neste trabalho é um primeiro passo para se compreender a forma como os factores obstétricos podem influenciar o risco de dano para o músculo elevador do ânus, uma vez que medições experimentais do alongamento do músculo elevador, durante o parto, presentemente não são possíveis, devido a motivos clínicos, técnicos e éticos. A utilização de modelos numéricos precisos da cavidade pélvica da mulher irá, no futuro, fornecer ferramentas para simular, de uma forma realista, a cavidade pélvica e o efeito das suas disfunções. Desta forma será possível produzir ferramentas que irão permitir aos cirurgiões planejar a cirurgia e realizá-la de uma forma mais controlada e com mais confiança nos resultados finais.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Fundação para a Ciência e a Tecnologia pelo financiamento concedido através dos projetos “Methodologies to Analyze Organs from Complex Medical Images – Applications to the Female Pelvic Cavity”, com a referência PTDC/EEA-CRO/103320/2008 e “Cardiovascular Imaging Modelling and Simulation - SIMCARD”, com a referência UTAustin/CA/0047/2008 e através do programa “Compromisso com a Ciência”, atribuído via IDMEC, Pólo FEUP.

BIBLIOGRAFIA

- Olsen AL, Smith VJ, Bergstrom JO, Colling JC, Clark AL. Epidemiology of surgically managed pelvic organ prolapse and urinary incontinence. *Obstet Gynecol* 1997; 89:501-6.
- Kenton K, Mueller ER. The global burden of female pelvic floor disorders. *BJU Int* 2006; 98 Suppl 1:1-5.
- Thom D. Variation in estimates of urinary incontinence prevalence in the community: Effects of differences in definition, population characteristics, and study type. *J Am Geriatr Soc* 1998; 46:473-80.
- Wilson L, Brown JS, Shin GP, Luc KO, Subak LL. Annual direct cost of urinary incontinence. *Obstet Gynecol* 2001; 98:398-406.
- Dimpfl T, Jaeger C, Mueller-Felber W, et al. Myogenic changes of the levator ani muscle in premenopausal women: The impact of vaginal delivery and age. *Neurobiol Urodyn* 1998; 17:197-205.
- Gregory WT, Nygaard I. Childbirth and pelvic floor disorders. *Clin Obstet Gynecol* 2004; 47:394-403.
- Rortveit G, Daltveit AK, Hannestad YS, Hunskaar S. Urinary incontinence after vaginal delivery or cesarean section. *N Engl J Med* 2003; 348:900-7.
- Parente MPL, Natal Jorge RM, Mascarenhas T, Fernandes AA, Martins JAC. Deformation of the pelvic floor muscles during a vaginal delivery. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct* 2008; 19:65-71.
- Martins JAC, Pato MPM, Pires EB, Natal Jorge RM, Parente M., Mascarenhas T. Finite Element Studies of the Deformation of the Pelvic Floor. *Ann N Y Acad Sci* 2007; 1101:316-34.
- Parente MPL, Natal Jorge RM, Mascarenhas T, Fernandes AA, Martins JAC. The influence of the material properties on the biomechanical behavior of the pelvic floor muscles during vaginal delivery. *J Biomech* 2009; 42:1301-6.
- Parente MPL, Natal Jorge RM, Mascarenhas T, Fernandes AA, Martins JAC. The influence of an occipito-posterior malposition on the biomechanical behavior of the pelvic floor. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 2009; 144S:S166-S169.
- DeLancey John OL. Structural anatomy of the posterior pelvic compartment as it relates to rectocele. *Am J Obstet Gynecol* 1999; 180: 815-23.
- Li X, Kruger JA, Nash MP, Nielsen, PMF. Modeling childbirth: elucidating the mechanisms of labor. *WIREs Systems Biology and Medicine* 2010, 2, 460-470.
- Humphrey JD. Continuum biomechanics of soft biological tissues. *Proc R Soc Lond A Math Phys Sci* 2003; 459: 3-46.
- Janda S, Van der Helm FCT, Blok SB. Measuring morphological parameters of the pelvic floor for finite elements modelling purposes. *J Biomech* 2003; 36: 749-57.
- Hoyte L, Jakab M, Warfield SK, Shott S, Flesh G, Fielding JR. Levator ani thickness variations in symptomatic and asymptomatic women using magnetic resonance-based 3-dimensional color mapping. *Am J Obstet Gynecol* 2004; 191: 856-61.
- Boukerrou M, Lambaudie E, Dubois P, Cosson M. Etude préliminaire d'un modèle mécanique de cavité vaginale. *ITBM-RBM* 2004; 25: 3-14.
- Noakes KF, Bisset IP, Pullan AJ, Cheng LK. Anatomically Realistic Three-Dimensional Meshes of the Pelvic Floor & Anal Canal for Finite Element Analysis. *Ann Biomed Eng* 2008; 36: 1060-71.
- Lien KC, Mooney B, DeLancey John OL, Ashton-Miller JA. Levator Ani Muscle Stretch Induced by Simulated Vaginal Birth. *Obstet Gynecol* 2004; 103: 31-40.
- Lien KC, Morgan DM, DeLancey John OL, Ashton-Miller JA. Pudendal nerve stretch during vaginal birth: A 3D computer simulation. *Am J Obstet Gynecol* 2005; 192: 1669-76.
- Llewellyn-Jones D. Fundamentals of Obstetrics and Gynaecology. Chapter 7: Mechanical factors in childbirth, 55-68, *Elsevier Health Sciences* 2004.
- Martins JAC, Pires EB, Salvado R, Dinis PB. A numerical model of passive and active behaviour of skeletal muscles. *Comput Meth Appl Mech Eng* 1998; 151: 419-33.
- Humphrey JD, Yin FCP. On constitutive relations and finite deformations of passive cardiac tissue: A pseudostrain-energy function. *J Biomech Eng* 1987; 109: 298-304.
- Brooks SV, Zerba E, Faulkner JÁ. Injury to muscle fibres after single stretches of passive and maximally stimulated muscles in mice. *J Physiol* 1995; 488: 459-69.
- Dietz H, Simpson J, Levator trauma is associated with pelvic organ prolapse. *BJOG-Int J Obstet Gy* 2008; 115: 979-984.
- Goldberg RP. Effects of Pregnancy and Childbirth on the Pelvic Floor, *Urogynecology in Primary Care*, Culligan PJ, Goldberg RP (Eds.), 2007; 21-32.