

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
FACULDADE DE ENGENHARIA
PÓS GRADUAÇÃO EM MODELAGEM COMPUTACIONAL

Palloma Silva Cardoso

**Modelagem computacional da cavidade pélvica e comparação entre
histerectomia total e subtotal: Avaliação de tendência ao prolapso uterino**

Juiz de Fora

2023

Palloma Silva Cardoso

**Modelagem computacional da cavidade pélvica e comparação entre
histerectomia total e subtotal: Avaliação de tendência ao prolapso uterino**

Dissertação apresentada ao programa de Pós Graduação em Modelagem Computacional da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Modelagem Computacional. Área de concentração: Modelagem Computacional

Orientador: Prof^ª. Dra. Flávia de Souza Bastos

Juiz de Fora

2023

Ficha catalográfica elaborada através do Modelo Latex do CDC da UFJF
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Cardoso, Palloma Silva.

Modelagem computacional da cavidade pélvica e comparação entre
histerectomia total e subtotal : Avaliação de tendência ao prolapso uterino
/ Palloma Silva Cardoso. – 2023.

52 f. : il.

Orientador: Flávia de Souza Bastos

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade
de Engenharia. Pós Graduação em Modelagem Computacional, 2023.

1. Histerectomia. 2. Modelagem computacional. 3. Cavidade pélvica. 4.
Biomecânica. 5. Método dos elementos finitos. I. Bastos, Flávia de Souza,
orient. II. Título.

Palloma Silva Cardoso

**Modelagem computacional da cavidade pélvica e comparação entre
histerectomia total e subtotal: Avaliação de tendência ao prolapso uterino**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Modelagem Computacional. Área de concentração: Modelagem Computacional.

Aprovada em 29 de maio de 2023.

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Flávia de Souza Bastos - Orientadora
Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Bernardo Martins Rocha
Universidade Federal de Juiz de Fora

Profa. Dra. Sara Del Vecchio
IF Sudeste MG - Juiz de Fora

Juiz de Fora, 17/05/2023.



Documento assinado eletronicamente por Bernardo Martins Rocha, Coordenador(a), em 29/05/2023, às 11:12, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por Flavia de Souza Bastos, Professor(a), em 29/05/2023, às 11:12, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por Sara Del Vecchio, Usuário Externo, em 29/05/2023, às 11:12, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no Portal do SEI-Ufjf (www2.ufjf.br/SEI) através do ícone Conferência de Documentos, informando o código verificador 1288462 e o código CRC FADC3A04.

Dedico este trabalho à minha mãe, uma pessoa que tem uma força gigantesca e que tanto se sacrificou para que eu pudesse estudar.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao professor Renato Jorge Natal, Marco Parente e ao grupo de estudos da Universidade do Porto, por disponibilizarem o modelo computacional da cavidade pélvica e pela discussões que direcionaram este trabalho. Agradeço também ao professor Agnaldo Lopes, da UFMG, pela hipótese levantada e pelos esclarecimentos técnicos sobre o precedente.

Agradeço profundamente à Universidade Federal de Juiz de Fora, ao Programa de Pós Graduação em Modelagem Computacional e à agência de fomento CAPES pela concessão de bolsas que proporcionaram o desenvolvimento deste trabalho.

"Uma grande descoberta não surge do cérebro de um cientista já pronta, é fruto de um acúmulo de trabalho preliminar."

Marie Curie

RESUMO

Este trabalho apresenta um estudo da cavidade pélvica, seus tecidos e órgãos constituintes, e alterações referentes à região, como a histerectomia, que é a cirurgia de remoção do útero. Existem variações desse procedimento, seja por tipo de corte ou tipo de acesso, e o foco deste estudo é comparar a tendência ao prolapso após uma histerectomia total e uma subtotal. O modelo computacional executado no Abaqus® conta com os três órgãos pélvicos, ligamentos, fáscia e músculos que constituem o assoalho pélvico. Após a construção das geometrias características de cada procedimento e substituição nos respectivos modelos biomecânicos da cavidade pélvica, a comparação se deu por meio de simulações da manobra de Valsalva e análise de deslocamentos das estruturas. Não foi possível identificar uma maior tendência ao prolapso da histerectomia subtotal, e nenhuma outra evidência de diferença entre os tipos de histerectomias foi encontrada.

Palavras-chave: Histerectomia; Cavidade pélvica; Simulação computacional; Biomecânica.

ABSTRACT

This paper presents a study of the pelvic cavity, its constituent tissues and organs, and changes related to the region, such as hysterectomy, which is surgery to remove the uterus. There are variations of this procedure, either by type of cut or type of access, and the focus of this study is to compare the tendency to prolapse after a total and a subtotal hysterectomy. The computational model executed in Abaqus® counts the three pelvic organs, ligaments, fascia and muscles that constitute the pelvic floor. After the construction of the characteristic geometries of each procedure and replacement in the respective biomechanical models of the pelvic cavity, the comparison was made through simulations of the Valsalva maneuver and analysis of displacements of the structures. It was not possible to identify a greater tendency to prolapse of subtotal hysterectomy, and no other evidence of difference between types of hysterectomies was found.

Keywords: Hysterectomy. Computational modeling. Pelvic cavity. Biomechanics. Finite element method.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Divisão em subdomínios no MEF	19
Figura 2 – Relação tensão x deformação não linear	20
Figura 3 – Cavidade pélvica	23
Figura 4 – Estrutura pélvica óssea	23
Figura 5 – Assoalho pélvico feminino	24
Figura 6 – Vista sagital da cavidade pélvica feminina	25
Figura 7 – Vista frontal em corte do útero	26
Figura 8 – Tipos de histerectomia conforme o corte realizado	27
Figura 9 – Partes constituintes do modelo 3D	30
Figura 10 – Montagem do modelo 3D	31
Figura 11 – Condições de contorno - Restrições de deslocamento e rotação	32
Figura 12 – Condições de contorno - Conexões entre partes	33
Figura 13 – Condições de contorno - Interações e cavidade fluida	34
Figura 14 – Carregamento	35
Figura 15 – Separação da geometria única em regiões desconexas	36
Figura 16 – Versão inicial da substituição da cavidade fluida	37
Figura 17 – MeshMixer - Visão externa das malhas construídas para o útero	38
Figura 18 – MeshMixer - Visão translúcida das malhas construídas para o útero	38
Figura 19 – Transformação da malha triangular em tetraédrica	39
Figura 20 – Vista em corte das malhas do útero no Abaqus®	39
Figura 21 – Reconstrução do modelo por etapas	40
Figura 22 – Vista em corte dos modelos com o útero como cavidade fluida e com útero preenchido por tecido	41
Figura 23 – Modelo com as geometrias do útero em condições normais, após uma histerectomia subtotal e após uma histerectomia total	41
Figura 24 – Superfície de interação entre o útero e a bexiga nos modelos referentes à condições normais, histerectomia subtotal e histerectomia total	42
Figura 25 – Carregamento aplicado útero nos modelos referentes à condições normais, histerectomia subtotal e histerectomia total	42
Figura 26 – Comparação entre o resultado do modelo reconstruído e o resultado apresentado em Brandão <i>et al.</i> (2015)	44
Figura 27 – Resultados para o modelo com o útero como cavidade fluida e com o corpo preenchido	45
Figura 28 – Resultados para o modelo de histerectomia total e histerectomia subtotal	46

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Modelos constitutivos de Ogden e propriedades materiais	32
Tabela 2 – Modelos constitutivos de Yeoh e propriedades materiais	32
Tabela 3 – Propriedades da malha de elementos finitos do útero	40
Tabela 4 – Resultados de deslocamento para histerectomia subtotal e total	45

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

IRM	Imagens de Ressonancia Magnética
TC	Tomografia Computadorizada
MEF	Método dos Elementos Finitos
IU	Incontinência Urinária
ATFP	<i>arcus tendineus fascia pelvis</i>
PIA	Pressão intra-abdominal
r	Coefficiente de correlação entre dados reais e curva ajustada

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	OBJETIVOS	16
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	17
2.1	BIOMECÂNICA	17
2.2	MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	18
2.3	MODELOS CONSTITUTIVOS	20
2.4	CAVIDADE PÉLVICA	22
2.5	ÚTERO	25
2.6	HISTERECTOMIA	27
3	METODOLOGIA	29
3.1	REVISÃO DO MODELO BIOMECÂNICO	29
3.1.1	Materiais	29
3.1.2	Condições de contorno	30
3.1.3	Carregamento	34
3.1.4	Remontagem do modelo	35
3.2	CONSTRUÇÃO DE NOVAS GEOMETRIAS	36
3.3	SIMULAÇÕES	40
4	RESULTADOS E DISCUSÃO	43
4.1	VALIDAÇÃO DO MODELO RECONSTRUÍDO	43
4.2	CAVIDADE FLUIDA vs CAVIDADE PREENCHIDA	43
4.3	HISTERECTOMIA SUBTOTAL E TOTAL	43
5	CONCLUSÃO	47
5.1	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	47
	REFERÊNCIAS	49

1 INTRODUÇÃO

Por muitos anos o corpo das mulheres foi negligenciado pela ciência mesmo que estas tenham participado ativamente de muitos estudos e descobertas ao longo dos séculos, e para reduzir o viés que ainda existe, mesmo que velado, este estudo é direcionado ao corpo feminino e tudo o que ainda se faz necessário descobrir e entender a seu respeito.

Uma boa parte dos assuntos que precisam ser explorados envolve a cavidade pélvica. Algumas das principais disfunções da região são incontinência urinária (IU), incontinência fecal, prolapso dos órgãos pélvicos e disfunções sexuais, e podem surgir com a idade, gravidez, ou alguma lesão. O estudo dessas patologias permite compreender suas causas, sintomas, tratamentos e prevenção, almejando uma melhor qualidade de vida para quem as possui.

De acordo com Patel *et al.* (2007), o prolapso de órgãos pélvicos e a incontinência urinária são questões que afetam principalmente a qualidade de vida. Os tipos mais comuns de incontinência urinária incluem IU de esforço, quando há perda involuntária de urina durante atividades que aumentam a pressão abdominal, como tossir, rir, espirrar, levantar peso ou praticar exercícios físicos, IU de urgência, quando há perda de urina associada a uma necessidade urgente de urinar, IU mista, quando há uma combinação das duas anteriores.

O prolapso é a descida total ou parcial dos órgãos em seus próprios canais, como a descida do útero pela vagina e saída do reto pelo ânus, ou ainda a descida de um órgão afetando uma estrutura vizinha, como a bexiga pressionando a vagina na parte anterior e o reto pressionando a vagina posteriormente, criando proeminências em seu interior. Segundo Hoyte e Damaser (2016) um prolapso de órgão pélvico é um tipo de hérnia, onde a pressão abdominal, as forças gravitacionais e inerciais se combinam para empurrar um ou mais dos órgãos pélvicos para baixo e para fora de uma abertura potencial.

Ainda não há um consenso sobre a origem e causa do prolapso, enquanto Hoyte e Damaser (2016) dizem que a disfunção pode ocorrer devido a fraqueza ou lesão nos músculos e tecidos conjuntivos na cavidade pélvica, Lukanovič e Dražič (2010) dizem que o prolapso genital é uma condição ginecológica comum que ocorre predominantemente na meia-idade e na velhice, mas sua verdadeira incidência é desconhecida. O prolapso uterino pode ocorrer em diferentes graus, em casos leves a moderados pode ser tratado com fisioterapia pélvica, uso de pessários ou cirurgia para reparação da musculatura pélvica e em casos mais graves, a remoção do útero pode ser necessária.

A histerectomia é a cirurgia que consiste na remoção total ou parcial do útero e acomete cerca de 9 mil mulheres todo mês no Brasil. De acordo com Araújo e Aquino (2003), no Sistema Único de Saúde (SUS), é a segunda cirurgia mais frequente entre mulheres em idade reprodutiva, sendo superada apenas pelo parto cirúrgico. Em 2022,

conforme os dados obtidos no DATASUS (2022), o SUS realizou 816.600 partos cesarianos e 110.506 histerectomias não relacionadas à oncologia, complicações após o parto e processo transexualizador. Das indicações para histerectomia nos EUA em 2010, segundo Wright *et al.* (2013), 29% são referentes à mioma, 29% à sangramento anormal, 12% à endometriose, 11% à prolapso dos órgãos pélvicos, 10% referente à massa benigna no ovário e 8% à câncer ginecológico.

A remoção do útero pode variar por nível de corte, sendo que na histerectomia total o colo do útero é removido e na histerectomia subtotal ele é preservado, e também pode variar pela via de acesso do procedimento, podendo ser abdominal, vaginal ou laparoscópico. Como pode ser visto em Costa (2012), a escolha do tipo e via mais apropriada vai depender fundamentalmente da indicação cirúrgica, das comorbilidades da paciente, da existência de cirurgias prévias na região, preferência da paciente, experiência do cirurgião e disponibilidade técnica institucional.

Broder *et al.* (2000) avaliaram as recomendações de histerectomia de 497 mulheres que fizeram a operação entre agosto de 1993 e julho de 1995 e apontaram que 70% das histerectomias não emergenciais e não oncológicas foram inadequadamente recomendadas. O diagnóstico correto e baseado em evidências é necessário para que os tratamentos apropriados sejam considerados antes da histerectomia ser indicada, e também para que o tratamento não alimente ainda mais o problema.

Clarke-Pearson e Geller (2013) categorizam as complicações mais comuns da histerectomia em infecções, tromboembolias venosas, lesões do trato geniturinário e gastrointestinal, sangramento, lesão nervosa e prolapso vaginal. Lukanovič e Dražič (2010) apresentam um estudo sobre a incidência de prolapso vaginal após histerectomia, comparando dois grupos de mulheres após o procedimento, o primeiro com 82 mulheres que apresentaram prolapso vaginal e o segundo com 124 mulheres sem esse diagnóstico até a época do estudo. A incidência foi maior em mulheres com maior número de partos vaginais, partos mais difíceis, complicações após histerectomia, trabalho físico pesado, doença neurológica, histerectomia por prolapso de órgão pélvico e/ou história familiar de prolapso de órgãos pélvicos.

Gabriel *et al.* (2020) avaliaram o risco de prolapso após histerectomia abdominal, vaginal e laparoscópica/robótica por até 17 anos após a cirurgia, apresentando um resultado de que a via de acesso não está associada à diferença na recorrência, grau ou tratamento subsequente do prolapso, mas sim que o prolapso como indicação de histerectomia aumenta o risco de recorrência. Enquanto isso, Sousa *et al.* (2014) afirmam que não há dados suficientemente grandes e bem embasados para amparar uma recomendação de abordagem cirúrgica, como também não há uma escolha ideal para o tipo de histerectomia a ser realizado quando o quadro não envolve uma condição maligna ou pré maligna.

Apesar de não haver uma comparação sistemática entre os procedimentos para os

casos de histerectomia benignas, a realização da histerectomia total é mais comum. Em 2022 o SUS realizou 59.664 histerectomias totais e 7.438 histerectomias subtotais, 8 vezes mais histerectomias totais do que subtotais. O balanço entre os procedimentos abordado em Clayton (2006) mostra que pacientes submetidas à histerectomia subtotal podem ter um melhor funcionamento do assoalho pélvico, uma melhor função sexual e menores taxas de complicação devido à dissecação menos extensa, porém há o risco de sangramento cíclico, que pode exigir a remoção do colo do útero, e também o risco de câncer no colo.

Lethaby *et al.* (2012) sugeriram que não remover o colo do útero (histerectomia subtotal) reduziria as chances de dificuldades sexuais ou problemas com a passagem da urina ou das fezes, porém a revisão publicada não encontrou nenhuma evidência de diferença entre essas duas operações. A avaliação de ensaios clínicos randomizados de mulheres submetidas a histerectomia total ou subtotal para condições ginecológicas benignas, tanto a curto prazo (até dois anos pós-cirurgia) quanto a longo prazo (nove anos pós-cirurgia), não resultou em evidências de diferenças para a função sexual, urinária ou intestinal, por outro lado, o estudo mostra que as mulheres são mais propensas a apresentar sangramento cíclico contínuo até um ano após a cirurgia com histerectomia subtotal em comparação com a histerectomia total.

O presente trabalho apresenta uma comparação para os procedimentos de histerectomia total e subtotal através de simulações computacionais, almejando identificar se há diferenças na cavidade pélvica que indiquem uma possível desvantagem da histerectomia subtotal e tendência maior ao prolapso, dado que o colo pode funcionar como um projétil em direção à vagina, pois passa a receber todas as cargas internas que antes eram suportadas pelo corpo do útero. Esta comparação se dá por meio de um modelo biomecânico, onde uma carga referente à manobra de Valsalva é aplicada e os resultados de deslocamentos no útero e bexiga são analisados.

A utilização da modelagem computacional como ferramenta se faz presente em estudos referentes ao corpo humano dado a dificuldade de realizar trabalhos *in vivo* e visto que modelos biomecânicos e simulações computacionais permitem estudos éticos e não invasivos. Com esse mecanismo busca-se uma melhor compreensão do que ocorre no corpo em determinadas condições, além de testar hipóteses que abrangem desde o surgimento de um problema até as possíveis soluções e recomendações para o mesmo.

O presente estudo foi baseado em um modelo biomecânico da cavidade pélvica desenvolvido por um grupo de pesquisa da Universidade do Porto, em Portugal. O modelo foi construído por Silva (2012), e resultou em publicações como Brandão *et al.* (2015), Brandão *et al.* (2016) e Brandão *et al.* (2017). Dito isso, o modelo estudado pelo grupo foi cedido para dar prosseguimento às pesquisas da cavidade pélvica, suas condições normais, procedimentos comuns da região, condições cíclicas e mudanças ao longo da vida, entre outras possibilidades.

1.1 OBJETIVOS

Os objetivos gerais deste trabalho são contribuir com a criação de modelos e métodos mais aprimorados, que se aproximam cada vez mais do corpo humano e permitem que mais estudos possam ser realizados, bem como contribuir para o estudo de corpos com útero em questões diretamente ligadas à qualidade de vida.

De forma específica, este trabalho visa fornecer uma comparação entre histerectomia total e subtotal, avaliando deslocamentos no modelo da cavidade pélvica sujeita à manobra de Valsalva. A hipótese inicial é que a histerectomia subtotal possa apresentar maiores chances de prolapso uterino em relação à histerectomia total devido ao fato de que o colo preservado possa funcionar como um projétil para dentro do canal vaginal ao receber diretamente o esforço que anteriormente seria distribuído ao longo do corpo do útero.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 BIOMECÂNICA

O corpo humano é estudado há muitos séculos, desde filósofos antigos da Grécia, como Aristóteles, Hipócrates e Galeno. No entanto, o primeiro estudo sistemático e detalhado do corpo humano pode ser atribuído a Andreas Vesalius, no século XVI, com a publicação *De Humani Corporis Fabrica*. Os estudos e métodos utilizados passaram por muitas transformações ao longo do tempo, aprofundando cada vez mais o entendimento da ciência sobre o assunto.

De acordo com Simões (2002) as primeiras investigações sobre biomecânica surgiram no século XV. Grandes nomes da ciência, como Galileo Galilei, Leonardo da Vinci e Borelli, estabeleceram o início desse campo de pesquisa com análises das estruturas anatômicas e descrição mecânica de movimentos em humanos e em animais. Atualmente a biomecânica está voltada para o entendimento e solução das mais diversas patologias, e as ciências exatas se tornaram grandes aliadas para isso.

A computação tem sido usada na biologia desde a década de 1950, como visto em Hershey (1952) e Gauthier *et al.* (2018), quando os primeiros computadores começaram a ser utilizados para armazenar e processar grandes quantidades de dados biológicos das estruturas de proteínas e de DNA, identificar padrões e fazer previsões. Desde então, a computação se perpetua na área trazendo resultados de grande relevância para a ciência, como ajudar a compreender a estrutura e a função de proteínas, modelar sistemas biológicos complexos, realizar simulações e desenvolver novos medicamentos.

Um ótimo exemplo que demonstra a importância da computação em estudos na área biológica é a pandemia de COVID-19, pois desde o início da pandemia muitos estudos utilizaram a computação de diferentes maneiras para ajudar a entender e combater o vírus. O grande volume de dados gerados, documentados, com um bom acompanhamento e aberto ao público em geral possibilitou uma vasta gama de estudos sobre modelos de propagação, análises de dados, aprendizado de máquina e inteligência artificial. Em Kuhl (2020), é apresentado como a modelagem baseada em dados pode definir parâmetros da doença, fazer previsões e orientar a tomada de decisões políticas.

Não só as análises de dados são alvo da intercessão entre ciências exatas e biológicas. A bioengenharia surgiu quando cientistas e engenheiros começaram a colaborar para criar tecnologias e dispositivos médicos baseados em princípios biológicos, combinando conhecimentos de biologia, engenharia e tecnologia. Os estudos nessa área tem alta abrangência e incluem prótese - Ahuja *et al.* (2008), dispositivos de diagnóstico - Randles *et al.* (2017), tecnologias de terapia gênica - McGreevy *et al.* (2015), técnicas avançadas de imagem médica - Nascimento *et al.* (2020), entre outros.

Como uma área da bioengenharia, a biomecânica estuda a mecânica dos tecidos biológicos e dos sistemas do corpo, e a computação permite aos cientistas modelar e simular a dinâmica desses tecidos e sistemas em resposta a diferentes estímulos, sem precisar de experimentos invasivos em seres vivos. Brandão *et al.* (2017) exemplifica bem esse ponto, pois trata de uma análise de elementos finitos para simular diferentes malhas de contenção para mobilidade da uretra.

O processamento e análise de grandes quantidades de dados de imagem, como imagens de ressonância magnética (IRM) e tomografia computadorizada (CT), também é parte importante dos estudos da biomecânica, obtendo informações sobre a estrutura e a função dos tecidos, que podem ser usadas para identificar padrões e relações entre diferentes estruturas corporais e para avaliar a eficiência de diferentes terapias e tratamentos. Um exemplo disso é apresentado em Agarwal e Singhal (2021), que usou um conjunto de dados de cine-IRM disponíveis publicamente para detectar casos de insuficiência cardíaca com (ou sem) infarto, empregando vários classificadores de aprendizado de máquina para diferenciar imagens normais e de insuficiência cardíaca.

Recursos de imagens como IRM e TC também são amplamente utilizados para construção de modelos biomecânicos 3D, por exemplo, para o desenvolvimento de dispositivos médicos, como próteses de membros e tecnologias de reabilitação, e simulação da interação do corpo com esses dispositivos, que ajuda a garantir que esses dispositivos funcionem e que tragam uma maior qualidade de vida para o usuário. Yang *et al.* (2023) trás um estudo sobre a fabricação de revestimentos protéticos personalizados, reduzindo as concentrações de tensão em regiões dolorosas e sensíveis do membro residual. A utilização de processamento de imagens se dá ao escanear o molde para construir uma geometria digital e na reconstrução de um modelo do membro residual com tecidos internos por meio de imagens de ressonância magnética.

2.2 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

A modelagem computacional permite que os modelos biomecânicos sejam simulados em um computador, possibilitando a obtenção de análises prévias e testes de hipóteses antes de serem implementados em estudos em seres vivos ou em aplicações clínicas. Uma ferramenta comumente utilizada para efetuar simulações é o método dos elementos finitos (MEF).

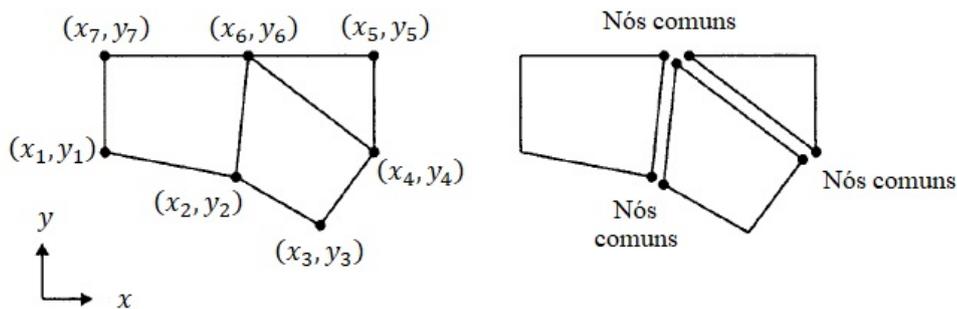
Historicamente, o MEF é utilizado como uma técnica de solução numérica para equações diferenciais parciais, a fim de modelar problemas da engenharia mecânica. Como pode ser visto em Bathe (2008), esse método tem sido amplamente utilizado em várias áreas da engenharia, incluindo mecânica dos sólidos, engenharia civil, aeroespacial, elétrica, entre outras. Em termos teóricos, o MEF é baseado no princípio da discretização do espaço e da continuidade, onde o domínio do problema é dividido em um número finito de

subdomínios, que são os elementos, como pode ser visto na Figura 1.

A divisão do domínio inicial permite que a variável de campo desconhecida seja encontrada por meio das funções aproximadas que são definidas em cada elemento. Essas funções, também chamadas de funções de interpolação, são definidas em termos dos valores das variáveis de campo nos nós.

Os nós são pontos localizados ao longo dos limites do elemento e fazem a conexão com os elementos adjacentes. É necessário pré-determinar condições de contorno para alguns nós, deixando esses pontos fixos ou inferindo um valor de deslocamento conhecido, e a partir disso são desenvolvidas as equações de equilíbrio para cada elemento, que são resolvidas numericamente para encontrar as soluções locais. As soluções locais devem convergir para que uma solução global seja obtida.

Figura 1 – Divisão de um domínio em três subdomínios, com demarcação de nós e elementos



Fonte: Adaptado de Madenci, 2006.

As equações de deslocamento são originalmente equações diferenciais, mas em casos mais singelos, como o cálculo de esforços em uma viga, geralmente são feitas simplificações sem prejuízos para o resultado final, que chegam em equações até de primeira ordem, clássicas em análises estruturais. Porém em modelos complexos, seja por geometria, materiais, deformação ou outra condição, tais simplificações não podem ser feitas e a resolução se torna inviável, sendo imprescindível o uso de técnicas para calcular a variável desejada.

A divisão do domínio em elementos finitos para cálculo de soluções locais torna o problema solucionável. Como um único modelo pode apresentar milhares de elementos, o uso de softwares se faz necessário.

O MEF tem sido amplamente utilizado em várias aplicações práticas, como projeto de estruturas, análise de vibrações, simulação de fluidos, análise termoeletrica, entre outras. Vale ressaltar que seu aprimoramento ao longo dos anos, com o desenvolvimento de novas técnicas e aplicações, como elementos de contato, elementos de fratura, resolução de

modelos constitutivos hiperelásticos, entre outros, é de grande importância para aplicações em biomecânica. Exemplos de modelos computacionais biomecânicos que utilizam a técnica de método dos elementos finitos podem ser encontrados em Vila Pouca *et al.* (2019) e Minster *et al.* (2023).

A utilização do método dos elementos finitos neste trabalho se dá através do software Abaqus®, que obtém os valores de tensão e deslocamento de um modelo altamente complexo em geometria, com diferentes partes e também modelos constitutivos não lineares.

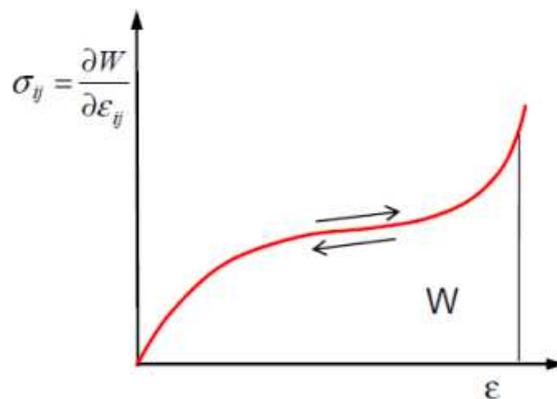
2.3 MODELOS CONSTITUTIVOS

Um modelo biomecânico é uma representação matemática ou computacional de um sistema biológico ou de tecidos corporais que descreve a dinâmica desses sistemas em resposta a estímulos externos ou internos. Esses modelos são baseados em princípios da física e da mecânica e usam equações matemáticas para descrever as leis que governam a dinâmica dos tecidos corporais.

Um modelo constitutivo descreve a relação entre as tensões e as deformações dos tecidos, modelando assim o comportamento dos mesmos. As equações constitutivas de Yeoh (1993) e Ogden (1972) são clássicas para modelar o comportamento de materiais hiperelásticos, como é o caso dos tecidos moles presentes na cavidade pélvica.

Normalmente fazem parte dos tecidos moles os tecidos conjuntivo, epitelial e muscular, eles possuem propriedades estruturais, pois transmitem forças e realizam grandes deformações. O comportamento hiperelástico remete aos materiais que sofrem grandes deformações e retornam ao seu formato original após a remoção das forças impostas. A relação entre tensão e deformação para os materiais hiperelásticos é derivada da função densidade de energia de deformação W , como pode ser visto na Figura 2.

Figura 2 – Relação tensão x deformação não linear.



Em engenharia geralmente usa-se a deformação nominal, que é a razão entre a variação do comprimento e o comprimento inicial, mas outra medida para descrever a deformação do material é a relação de estiramento, que é definida como a relação entre o comprimento final e o comprimento original:

$$\lambda = \frac{l_1}{l_0} = \frac{l_1 - l_0 + l_0}{l_0} = \frac{l_1 - l_0}{l_0} + \frac{l_0}{l_0} = \varepsilon + 1 \quad (2.1)$$

onde λ é a relação de estiramento, l_1 é o comprimento final, l_0 é o comprimento inicial e ε é a deformação nominal.

Com os estiramentos principais, tem-se o gradiente de deformação F :

$$F = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

O tensor de Cauchy-Green direito é obtido por meio de F com a seguinte relação:

$$C = F^T \cdot F \quad (2.3)$$

O primeiro invariante do tensor é o traço, nesse caso dado por:

$$I_1 = tr(C) = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad (2.4)$$

O modelo constitutivo de Ogden (1972) é baseado nos estiramentos principais, este é um modelo que se mostra efetivo para uma faixa ampla de deformações e é definido pela equação 2.5.

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} \cdot (\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3) \quad (2.5)$$

onde W é a energia de deformação, μ_i e α_i são parâmetros do material para um número N de termos.

O modelo constitutivo de Yeoh (1993) é baseado no primeiro invariante do tensor direito de Cauchy-Green, conforme a Equação 2.6:

$$W = \sum_{i=1}^N C_{i0} (I_1 - 3)^i \quad (2.6)$$

onde C_{i0} são as constantes do material para um número N de termos e I_1 é o primeiro invariante do tensor direito de tensor de Cauchy-Green.

Martins *et al.* (2006) apresenta um estudo do comportamento mecânico não linear de tecidos moles biológicos sob tensão uniaxial para sete diferentes modelos hiperelásticos,

avaliando quais desses modelos são mais adequados para a análise de tecidos moles biológicos humanos. Os modelos de Ogden (1972), de Yeoh (1993) e o modelo proposto pelo autor foram os que apresentaram melhores resultados.

A escolha do modelo constitutivo adequado depende da natureza do tecido e da aplicação específica. Tanto o modelo de Ogden (1972) quanto o de Yeoh (1993) são utilizados na simulação numérica de tecidos moles para prever a resposta mecânica desses tecidos à forças externas, além disso, estes modelos podem ser ajustados a dados experimentais para melhor representar as propriedades mecânicas dos tecidos.

Uma das fontes comuns de dados experimentais para tecidos biológicos humanos é a biopsia, onde uma pequena amostra de tecido é removida do corpo para análise em um laboratório, podendo ser invasiva ou não, a depender do tipo de tecido e da técnica utilizada. Outra fonte comum é o exame de imagem, como a ressonância magnética ou a tomografia computadorizada, que fornecem informações sobre a estrutura do tecido sem a necessidade de remoção de amostras. E por fim, o estudo em cadáveres, que têm uma longa história de uso em medicina e biologia, e que pode ser melhor compreendido em Jafarbeglou *et al.* (2021) e Kirilova *et al.* (2010), que trazem exemplos de caracterização de dados para tecidos biológicos.

De forma geral, as amostras de tecido coletadas são então submetidas a uma ampla gama de testes e análises para obter informações sobre sua estrutura, composição e função. A combinação de dados experimentais e modelos computacionais fornece uma compreensão mais completa da dinâmica dos tecidos e dos sistemas corporais, o que é fundamental para o desenvolvimento de novas tecnologias e terapias na área da biomecânica.

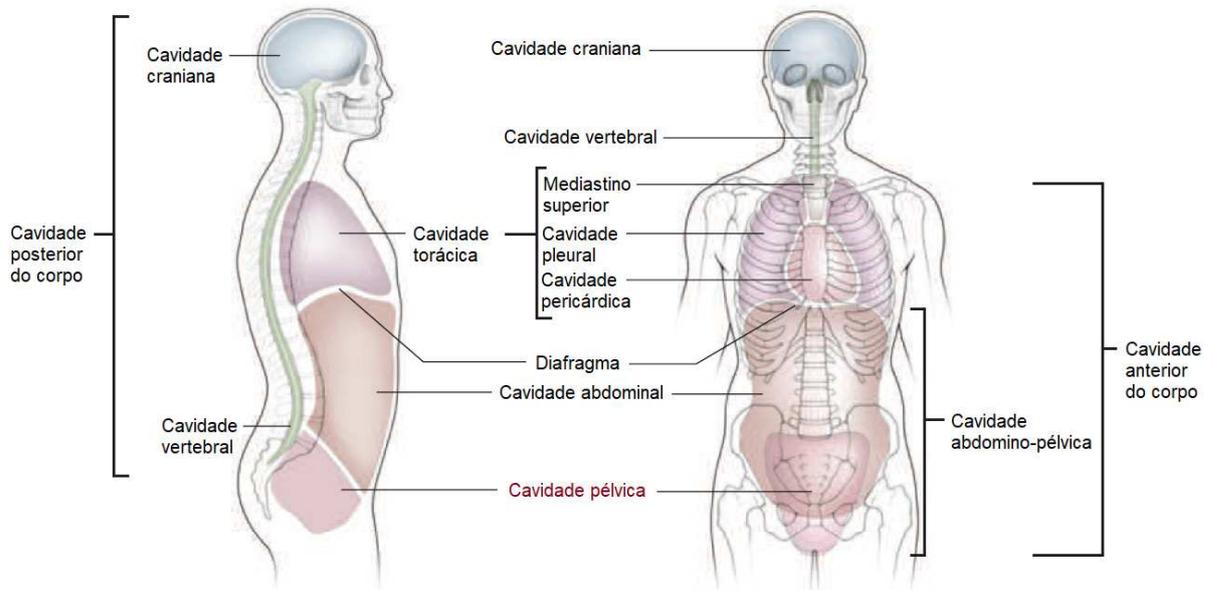
2.4 CAVIDADE PÉLVICA

A cavidade pélvica está abaixo do abdome, como pode ser visto na Figura 3, não havendo uma barreira física entre as partes, e é limitada inferiormente pelo períneo, parte que contém a genitália externa e que fica abaixo dos músculos que formam o assoalho pélvico, também chamado de diafragma pélvico. A pelve contém a parte óssea, os órgãos reprodutivos internos, as partes finais do trato gastrointestinal e do sistema urinário, e tecidos conjuntivos, que servem de conexão, preenchimento e sustentação.

Existem diferenças entre a cavidade pélvica feminina e a masculina, mas como o foco deste estudo é avaliar modificações após um procedimento cirúrgico no útero, serão apresentados apenas as características e imagens da pelve feminina.

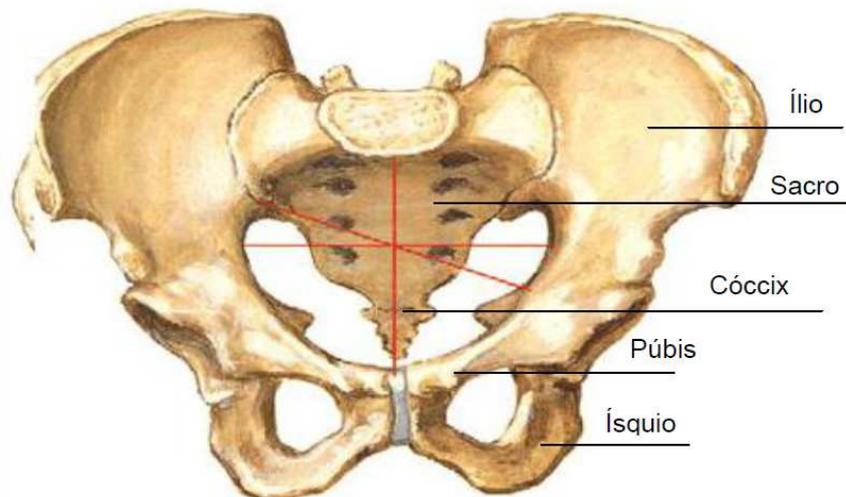
A estrutura óssea faz a conexão do tronco com os membros inferiores e tem a função de proteger os órgãos internos e transmitir esforços entre as partes. Sua construção pode ser vista na Figura 4, e se dá pelo púbis na parte frontal, ílio e ísquio nas laterais (que são os ossos da bacia), e sacro e cóccix na parte posterior.

Figura 3 – Localização da cavidade pélvica e demais cavidades do corpo



Fonte: Adaptado de Netter (2006)

Figura 4 – Representação da estrutura pélvica óssea



Fonte: Adaptado de Netter (2006)

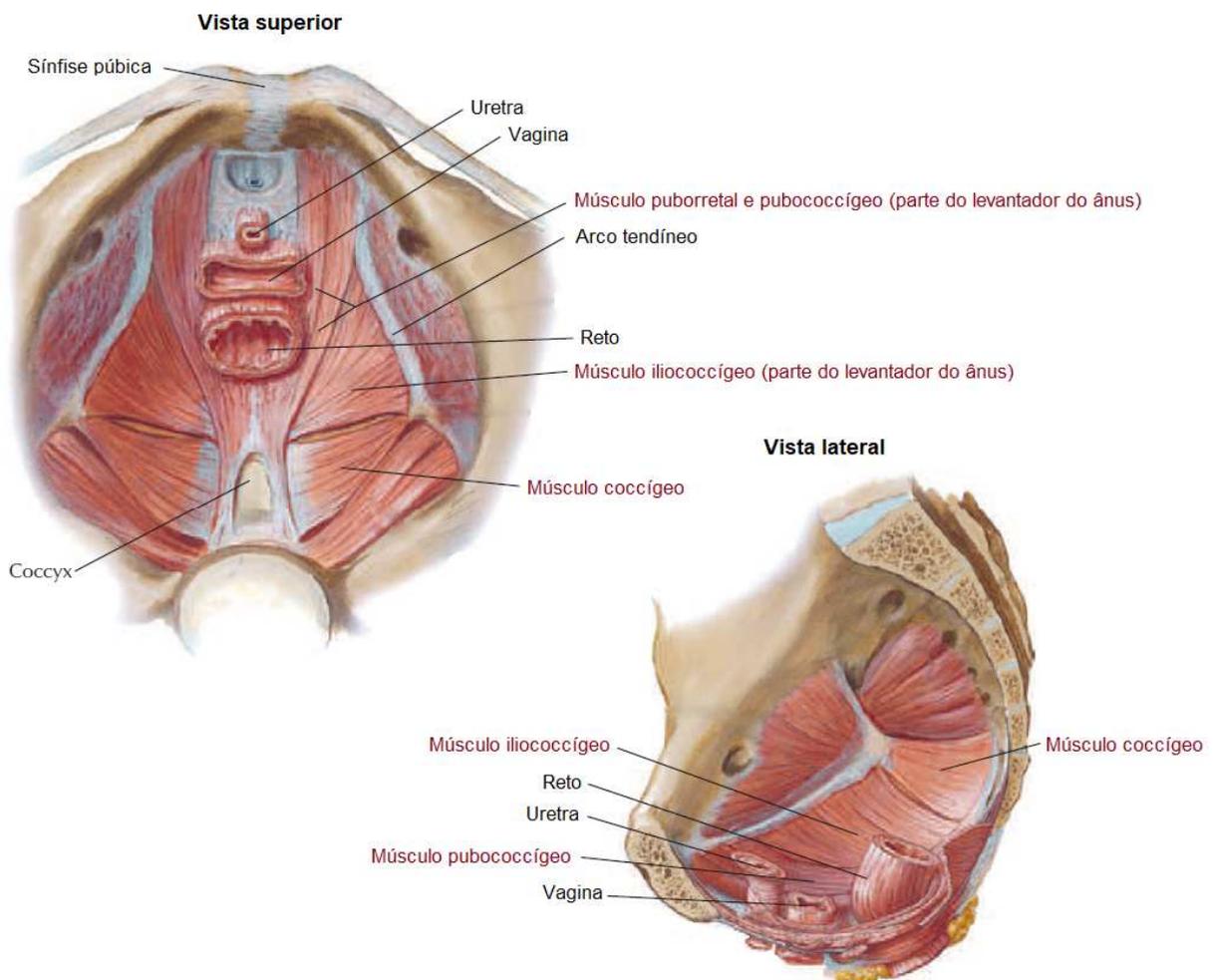
Existe uma distinção entre pelve maior e pelve menor, também chamada de pelve verdadeira. A pelve maior está acima dos ossos da bacia e comporta as vísceras abdominais, enquanto a pelve menor, que é uma continuidade da maior, comporta os órgãos pélvicos e possui um fechamento pelos músculos do assoalho pélvico.

O assoalho pélvico é um conjunto de músculos, ligamentos e fâscias, que faz o

fechamento inferior da pelve indo do púbis ao cóccix e entre as paredes laterais, e suporta tanto as vísceras pélvicas quanto as abdominais, além de manter o fechamento dos canais da uretra, vagina e reto, que transpassam o assoalho pélvico feminino. Dois músculos formam este assoalho, ou diafragma pélvico: músculo levantador do ânus e coccígeo.

Como pode ser visto em Hansen e Netter (2019), o músculo levantador do ânus consiste em três grupos musculares para formar uma única folha de músculo - músculos iliococcígeo, pubococcígeo e puborretal. Na Figura 5 pode ser observado a formação do assoalho pélvico e a identificação de seus componentes. Os músculos puborretal e pubococcígeo circundam as porções finais dos órgãos pélvicos, suas fibras são dispostas antero-posteriormente, e sustentam os órgãos em suas respectivas posições normais, além de terem um importante papel na continência urinária e fecal. Já o músculo iliococcígeo tem fibras direcionadas para as laterais e ocupa a abertura entre as paredes laterais.

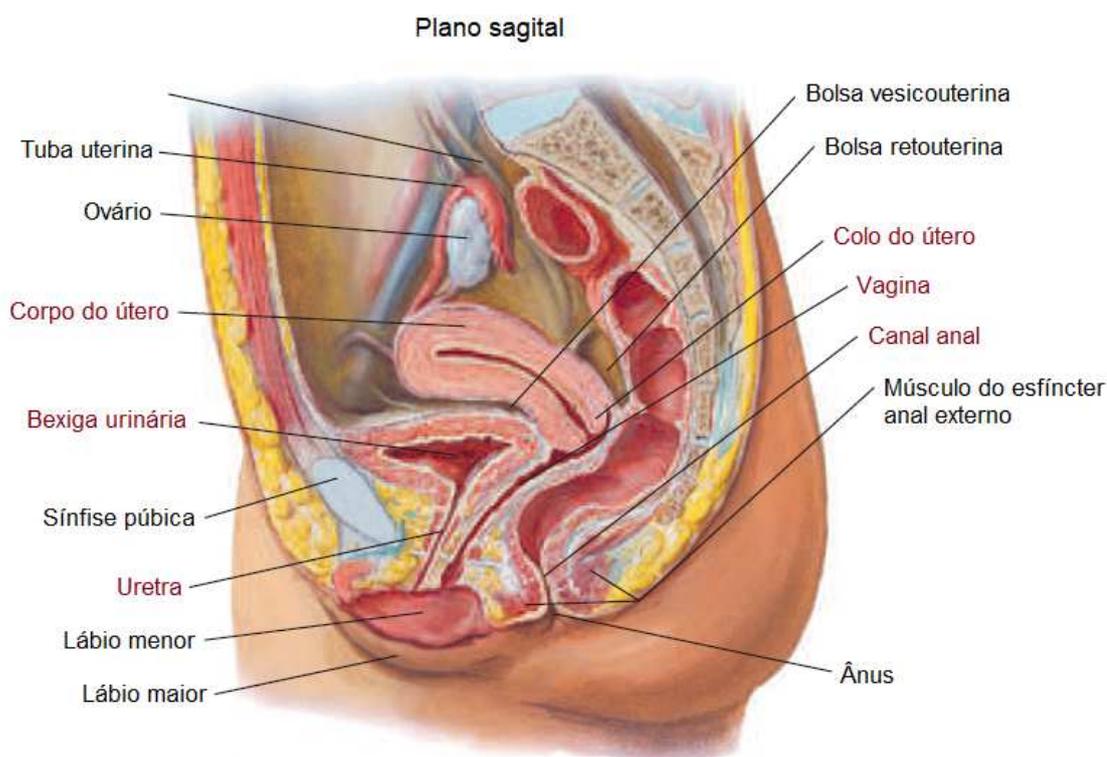
Figura 5 – Diafragma pélvico feminino, vista superior e vista lateral em corte



Fonte: Adaptado de Hansen e Netter (2019)

Os órgãos contidos na cavidade pélvica são bexiga e uretra, útero e vagina, e reto, que é a parte final do intestino. A Figura 6 trás uma vista do plano sagital do corpo, onde é possível identificar cada órgão pélvico citado.

Figura 6 – Vista sagital da cavidade pélvica feminina



Fonte: Adaptado de Hansen e Netter (2019)

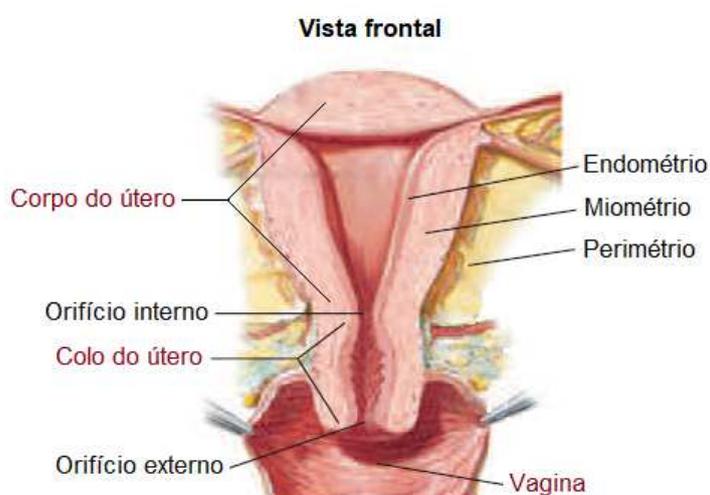
A fásia e os ligamentos tem a função de fortalecer e dar suporte aos órgãos, sendo que os ligamentos também funcionam como conexões entre músculos e ossos. Os músculos por sua vez provêm estabilidade aos órgãos. Uma descrição mais aprofundada sobre as partes que constituem a cavidade pélvica, suas características e a relação entre elas pode ser encontrada em Silva (2012).

2.5 ÚTERO

O útero é um órgão fibromuscular do sistema reprodutor feminino, tem cerca de 7 a 8 cm de comprimento e seu formato anatômico lembra uma pera invertida com um achatamento na sentido antero-posterior. É composto por três camadas de tecido, incluindo o endométrio (camada interna formada por tecido epitelial altamente vascularizado), o miométrio (camada intermediária formada por musculatura lisa, que possibilita as contrações) e o perimétrio (camada externa formada por tecido conjuntivo).

O estrangulamento do útero é denominado Istmo e divide anatomicamente o útero em duas partes, o corpo e o colo, também chamado de cérvix. O corpo é a parte mais superior, está conectada às trompas de Falópio e equivale à 2/3 do útero. Já o colo é o terço final que se estende para a vagina, como uma projeção para o interior do canal, possui um orifício interno, um canal cervical e um orifício externo, que se abre na vagina. Essas informações, bem como a identificação das camadas de tecido podem ser observadas na Figura 7.

Figura 7 – Vista frontal em corte do útero



Fonte: Adaptado de Hansen e Netter (2019)

O útero apresenta mudanças em suas propriedades mecânicas ao longo da vida, seja por idade, alterações hormonais e número de gravidezes, além de também possuir um comportamento cíclico com alterações entre as fases. O trabalho de Zara e Dupuis (2017) apresenta algumas pesquisas feitas para simular o comportamento mecânico do útero em frente à complexidade de suas propriedades mecânicas, com o interesse de melhorar o conhecimento de seu sistema de fixação e especialmente avaliar os danos que podem ocorrer durante o parto vaginal. Outros estudos também podem avaliar as influências externas no corpo, como o desenvolvido por Nieto *et al.* (2021), que fala sobre o uso de inseticida e como a exposição crônica a baixas concentrações desse químico afeta a ciclicidade normal e a histologia do útero em ratas.

Ainda sobre o sistema de fixação, segundo Hansen e Netter (2019), quando as estruturas de suporte do útero estão enfraquecidas, especialmente os ligamentos cardinais, ligamentos uterossacrais e o músculo levantador do ânus, pode ocasionar em prolapso uterino. Xu *et al.* (2023) desenvolveram um trabalho com o propósito de obter um modelo biomecânico de elementos finitos que simule com precisão o prolapso de órgãos pélvicos em

mulheres, para estudar as propriedades biomecânicas e a função das estruturas de suporte do assoalho pélvico.

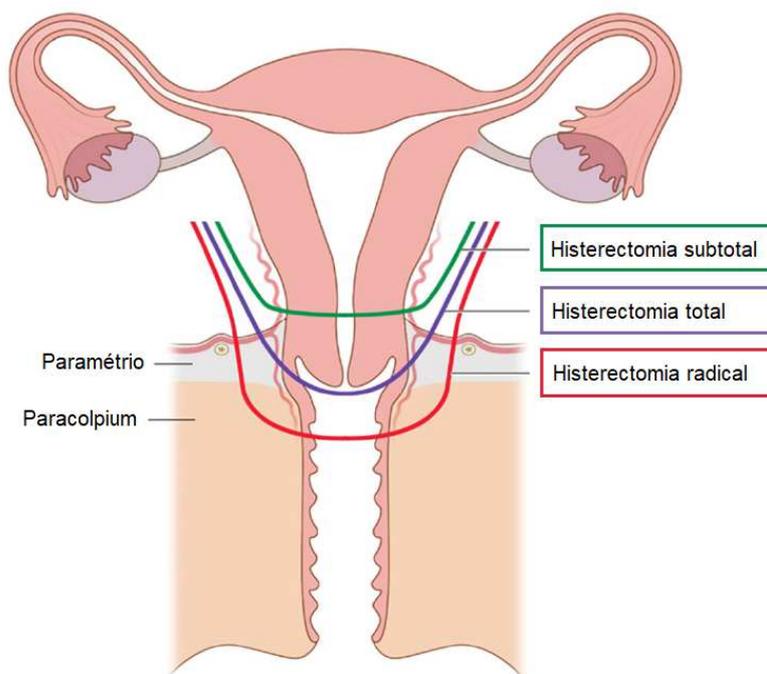
2.6 HISTERECTOMIA

A histerectomia é uma das operações realizadas com mais frequência em obstetria e ginecologia em todo o mundo, e como mencionado no capítulo 1, só fica abaixo do número de cesáreas realizadas pelo SUS no Brasil. Esse procedimento, cujo objetivo é remover parcial ou totalmente o útero, pode ser classificada pelo tipo de acesso e pela forma com que o corte é realizado.

A classificação pelo tipo de acesso geralmente se divide em três grupos, via vaginal, onde o útero é removido pela vagina, via abdominal ou laparotomia, em que a remoção se dá através de uma incisão na parte inferior do abdômen, e via laparoscópica ou robótica, que é uma cirurgia minimamente invasiva realizada com auxílio de câmera e através de pequenas incisões no abdômen, após insuflação do abdome com um gás inerte.

Em relação ao tipo de corte que é realizado, como indicado na Figura 8, tem-se a histerectomia total, que consiste na retirada do útero e do colo do útero, a histerectomia subtotal, que remove o corpo do útero mas mantém o colo, e a histerectomia radical, que retira o útero, o colo, a região superior da vagina e parte dos tecidos ao redor desses órgãos.

Figura 8 – Tipos de histerectomia conforme o corte realizado



Fonte: Adaptado de Alkatout (2022)

Dentre as histerectomias realizadas pelo SUS em 2022, há a seguinte classificação no sistema: por via vaginal, com anexectomia uni/ bilateral (retirada dos anexos, ou seja, ovários e tubas uterinas), histerectomia subtotal, histerectomia total, total ampliada e videolaparoscópica.

3 METODOLOGIA

3.1 REVISÃO DO MODELO BIOMECÂNICO

O grupo de estudos da Universidade do Porto desenvolveu um modelo biomecânico para cavidade pélvica baseado em exames e publicou estudos sobre contração dos músculos do assoalho pélvico - Brandão *et al.* (2016), simulações de danos em ligamentos pélvicos e consequências nas posições da uretra e do colo da bexiga - Brandão *et al.* (2015), e utilização de malhas para corrigir a hiper mobilidade uretral em mulheres com IU de esforço - Brandão *et al.* (2017).

Uma mulher de 24 anos sem disfunções pélvicas foi voluntária para a seção de exames de IRM, ela foi instruída e acompanhada durante a coleta das imagens, que ocorreu em posição supina em repouso. O estudo seguiu as normas do comitê de ética e foi aprovado pelo Quadro de Revisão Institucional. Informações técnicas sobre a coleta das IRM bem como as respectivas imagens podem ser encontradas no capítulo 2 de Brandão *et al.* (2015).

As imagens foram utilizadas para identificar as estruturas anatômicas com a confirmação de dois leitores experientes, e também para criar o modelo sólido 3D, ao serem importadas para o software Inventor® , onde o contorno das estruturas foi criado. As geometrias sólidas foram então transformadas em malhas de elementos finitos usando o software Abaqus®.

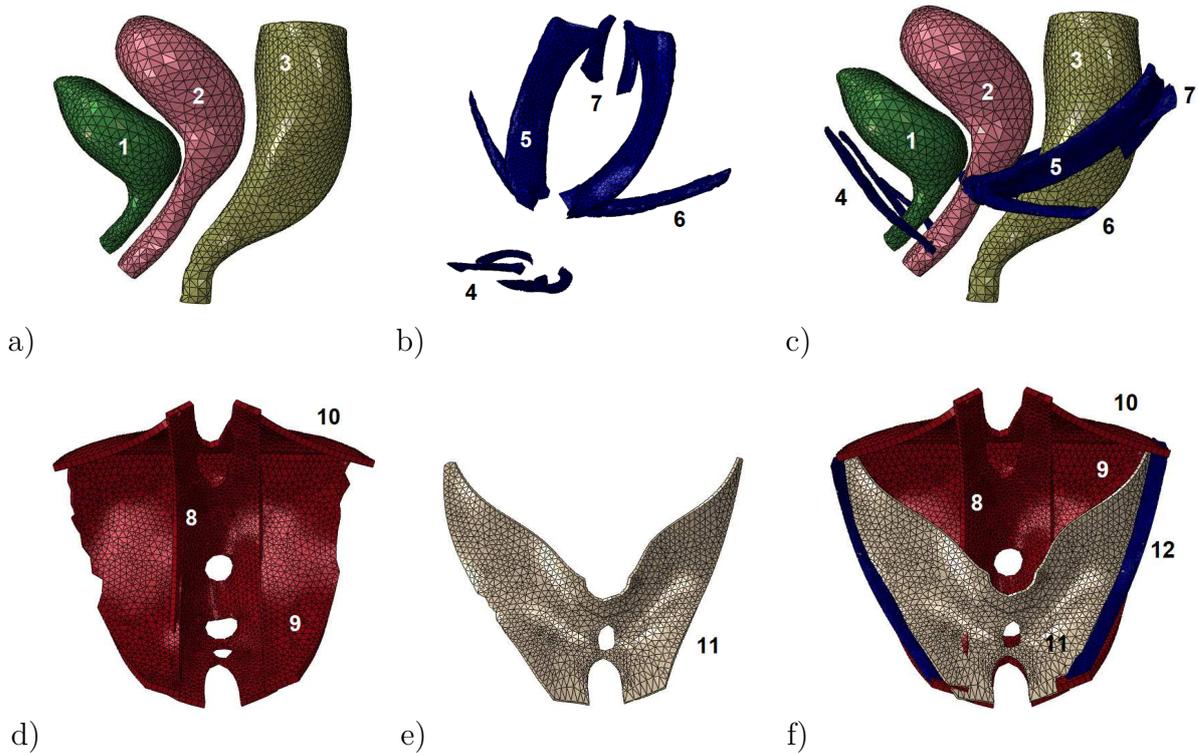
A Figura 9 apresenta as estruturas e tecidos que constam no modelo, sendo eles os três órgãos pélvicos (bexiga, útero e reto), os músculos coccígeo e levantador do ânus (puborretal, pubococcígeo e iliococcígeo), os ligamentos pubouretral, cardinal, uterossacral e ligamentos laterais do reto, a fáscia, e o *arcus tendineus fascia pelvis* (ATFP). Enquanto isso, a Figura 10 traz a montagem do modelo, e que além das estruturas já citadas, conta também com uma superfície rígida para representar a parte óssea da pelve.

3.1.1 Materiais

Enquanto as parte que representam ossos são consideradas fixas e rígidas, o comportamento dos tecido moles é descrito como hiperelástico. Modelos isotrópicos simples ajustados para a direção principal foram empregados nos tecidos fibrosos, como músculos e ligamentos, sendo a direção das fibras alinhadas com o respectivo eixo anatômico principal das estruturas.

Como já citado anteriormente, as equações constitutivas de Ogden (1972) e Yeoh (1993) são utilizadas para tecidos moles e podem ser ajustadas com dados experimentais, sendo por isso escolhidas para governar as estruturas do modelo pélvico. As propriedades materiais dos órgãos, músculos e ligamentos foram obtidas através dos estudos publicados

Figura 9 – Partes constituintes do modelo 3D. Vista lateral (a e c) e latero-frontal (b) dos órgão e ligamentos conectados a eles e vista superior dos músculos (d), fásia (e) e conexão entre eles pelo ATPF (f). (1 - bexiga, 2 - útero, 3 - reto, 4 - ligamento pubouretral, 5 - ligamento uterosacral, 6 - ligamento cardinal, 7 - ligamento lateral do reto, 8- músculos puborretal e pubococcígeo, 9 - músculo iliococcígeo, 10 - coccígeo, 11 - fásia e 12 - Arcus tendineus fascia pelve)



Fonte: Próprio Autor

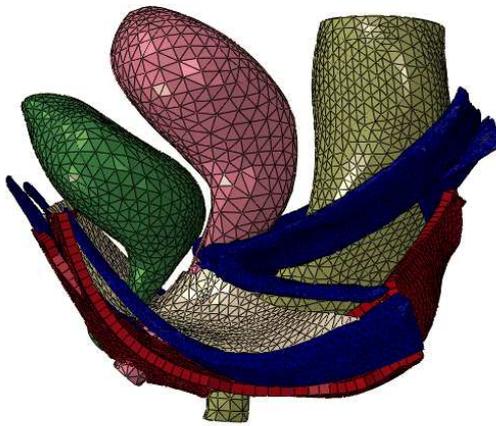
por Janda (2006), Martins *et al.* (2011), Rivaux *et al.* (2013) e Rubod *et al.* (2012). A fásia pélvica foi assumida como similar à fásia abdominal em Kirilova *et al.* (2010).

Os dados experimentais foram inseridos no Abaqus® e o algoritmo de ajuste de curva foi aplicado em cada conjunto. O modelo que melhor se ajustou a cada grupo de dados, bem como seus respectivos parâmetros e coeficiente de correlação (r) entre a curva real e ajustada estão dispostos nas Tabelas 1 e 2, juntamente com a referência dos dados experimentais utilizados em cada estrutura pélvica.

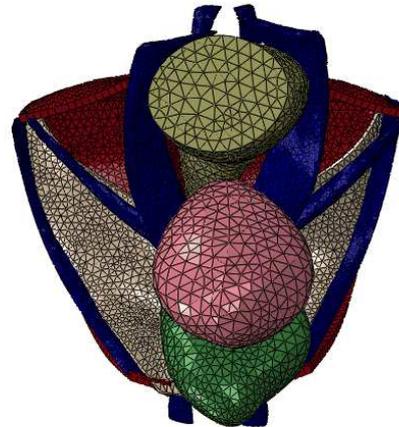
3.1.2 Condições de contorno

Para simular o funcionamento da cavidade pélvica é necessário definir como as estruturas interagem entre si e as restrições impostas a cada uma dessas estruturas. As Figuras 11, 12 e 13 trazem uma representação visual de cada tipo de condição utilizada nesse modelo.

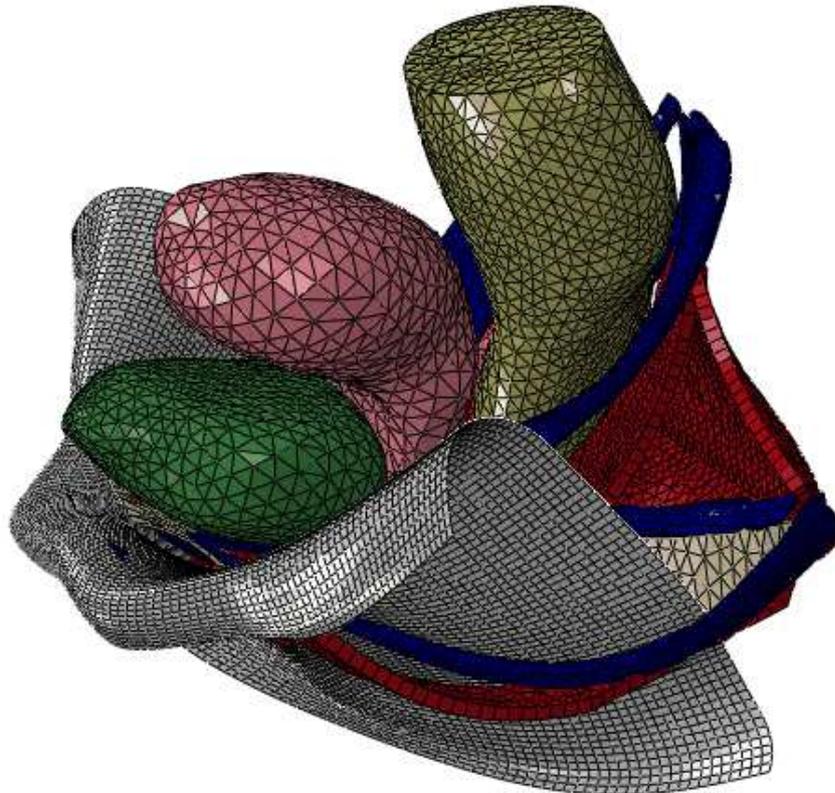
Figura 10 – Montagem do modelo 3D - vista lateral (a) e vista superior (b) com a parte rígida suprimida e vista isométrica (c) completa.



a)



b)



c)

Fonte: Próprio Autor

Tabela 1 – Modelos constitutivos de Ogden e propriedades materiais para as estruturas pélvicas governadas por esse modelo

Estrutura	Ordem	α	μ	Correlação	Dados experimentais
Bexiga e Uretra	N=1	$\alpha_1 = 0,19$	$\mu_1 = 5,14$	r=0,9980	Martins <i>et al.</i> (2011)
Reto	N=2	$\alpha_1 = 4,25$ $\alpha_2 = -3,83$	$\mu_1 = 13,24$ $\mu_2 = 13,24$	r=0,9956	Rubod <i>et al.</i> (2012)
Útero e Vagina	N=3	$\alpha_1 = -3,41$ $\alpha_2 = -0,66$ $\alpha_3 = -6,48$	$\mu_1 = 92,24$ $\mu_2 = 39,29$ $\mu_3 = 54,68$	r=0,9929	Rubod <i>et al.</i> (2012)
Pubouretral	N=1	$\alpha_1 = 10,95$	$\mu_1 = 1,58$	r=0,9994	Rivaux <i>et al.</i> (2013)
Demais ligamentos	N=1	$\alpha_1 = 10,85$	$\mu_1 = 3,17$	r=0,9983	Rivaux <i>et al.</i> (2013)

Fonte: Adaptado de Brandão *et al.* (2016)

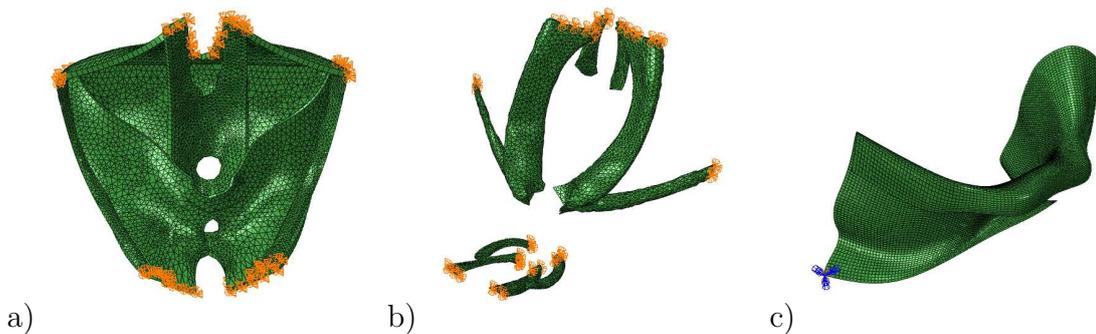
Tabela 2 – Modelos constitutivos de Yeoh e propriedades materiais para as estruturas pélvicas governadas por esse modelo

Estrutura	C_{10}	C_{20}	C_{30}	Correlação	Dados experimentais
Fáscia pélvica	0,93	-0,62	0,47	r=0,9962	Kirilova <i>et al.</i> (2010)
Músculos do assoalho pélvico	0,003	0,002	0,001	r=0,9978	Janda (2006)

Fonte: Adaptado de Brandão *et al.* (2016)

As restrições de deslocamentos (Figura 11) são aplicadas às estruturas de suporte para atuar como fixação às paredes da pelve. Os músculos do levantador do ânus, a fáscia, o ligamento pubouretral e o ATPF são fixados anteriormente. Os ligamentos laterais do reto, cardinal, uterosacral, o ATPF e os músculos pubococcígeo e coccígeo são fixados posteriormente. A superfície rígida, que representa a parte óssea da cavidade, tem rotações e deslocamentos restritos em todos os eixos.

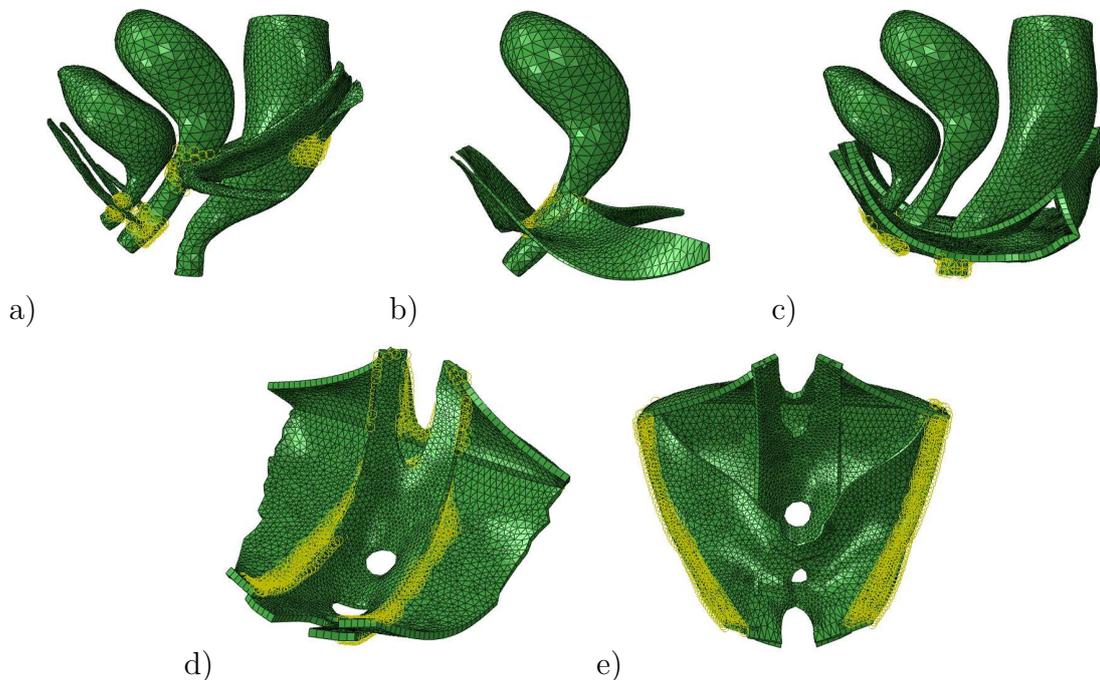
Figura 11 – Restrições de deslocamento nos músculos, fáscia e ATPF (a), nas extremidades livres dos ligamentos (b) e engaste na superfície rígida feito através de um ponto de referência (c).



Fonte: Próprio Autor

Conexões entre partes condicionam o movimento de uma estrutura à outra, como se elas estivessem amarradas uma à outra. No contexto do software Abaqus® a estrutura *Master* lidera o movimento e a estrutura *Slave* acompanha. Sob essas condições de *Master* e *Slave* respectivamente, as seguintes estruturas encontram-se as conectadas: os órgãos com os ligamentos em contato, fásia com útero, a parcela final dos órgãos com os orifícios no músculo puborretal, os músculos iliococcígeo e coccígeo com o pubococcígeo, e o músculo iliococcígeo e a fásia em suas laterais com o ATPF ao longo de seu comprimento.

Figura 12 – Conexões entre órgãos e ligamentos (a), fásia e útero (b), parte final dos órgãos com os respectivos orifícios no músculo puborretal (c), entre os músculos (d) e entre iliococcígeo, fásia e ATPF (e).

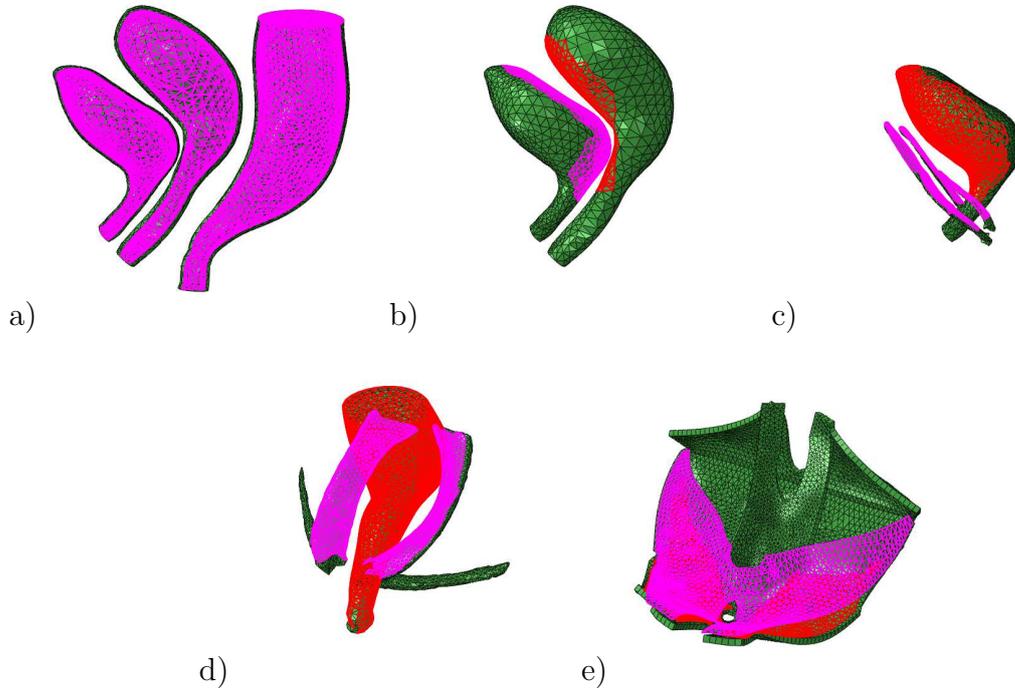


Fonte: Próprio Autor

Além de conexões, o modelo também conta com interações entre algumas estruturas, partes que não estão anexadas umas às outras mas que tem contato, podendo interferir ou até mesmo causar deslocamento. As estruturas com este tipo de comportamento, *Master* e *Slave* respectivamente, são: útero e bexiga, bexiga e ligamento pubouretral, reto e ligamento cardinal, músculo levantador do ânus e fásia, e superfície rígida e bexiga. As interações de contato foram considerados sem atrito e resolvidos pelo método da penalidade.

Por fim, e ainda como condição do modelo, há uma definição de cavidade fluida para o interior dos órgãos pélvicos. O fluido é considerado incompressível, o que permite transformações isovolumétricas (sem alteração de volume) dos órgãos nessa condição.

Figura 13 – Cavidade fluida nos órgãos (a) e interações entre útero e bexiga (b), bexiga e ligamento pubouretral (c), reto e ligamento uterosacral (d) e entre o músculo levantador do ânus e a fásia (e). A interação entre bexiga e superfície rígida não foi incluída na imagem devido à falta de uma boa visualização para o conjunto.



Fonte: Próprio Autor

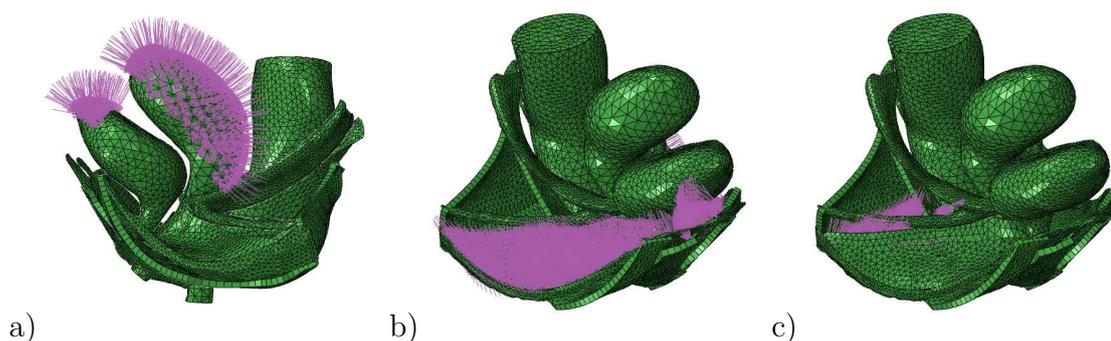
3.1.3 Carregamento

O carregamento aplicado no modelo computacional faz referência à manobra de Valsalva, que consiste em aumentar a pressão intra-abdominal (PIA) enquanto relaxa os músculos do assoalho pélvico. As etapas para realização da manobra são inspirar profundamente, prender a respiração e empurrar o ar para baixo com força, similar ao processo de evacuação, mantendo essa última etapa por alguns segundos. As imagens utilizadas para construção do modelo foram obtidas com instruções e acompanhamento de uma voluntária para uma correta execução, além de ser feito um treinamento antes da aquisição das imagens. O processo de escaneamento contou com 2 imagens em repouso, durante a inspiração, 5 imagens em cada fase da manobra de Valsalva, mínima, média e máxima, e 2 durante a expiração.

Os valores aplicados como pressão para simular o aumento da PIA durante a manobra de Valsalva seguem a metodologia de Noakes *et al.* (2011), que diz que a pressão durante o descanso equivale à $0,5 \text{ kPa}$ e o valor médio para Valsalva na posição supina é de $4,5 \text{ kPa}$. Como as imagens na posição de descanso foram adquiridas na posição supina, a cavidade pélvica já havia incorporado a pressão em repouso, sendo necessário incluir no modelo uma pressão de $4,0 \text{ kPa}$ para simular a manobra de Valsalva.

As cargas são aplicadas na parte superior do conjunto levantador do ânus, da fáscia, do útero e na parte superior da bexiga que não se encontra encoberta pelo útero, como pode ser visto na Figura 14. O valor da pressão total foi aplicada em 4 *steps* para atingir o deslocamento final das estruturas pélvicas, promovendo respectivamente 12,5%, 55,5%, 66,5% e 100% do carregamento.

Figura 14 – Área onde o carregamento é aplicado no útero e bexiga (a), na fáscia (b) e no músculo levantador do ânus (c).



Fonte: Próprio Autor

3.1.4 Remontagem do modelo

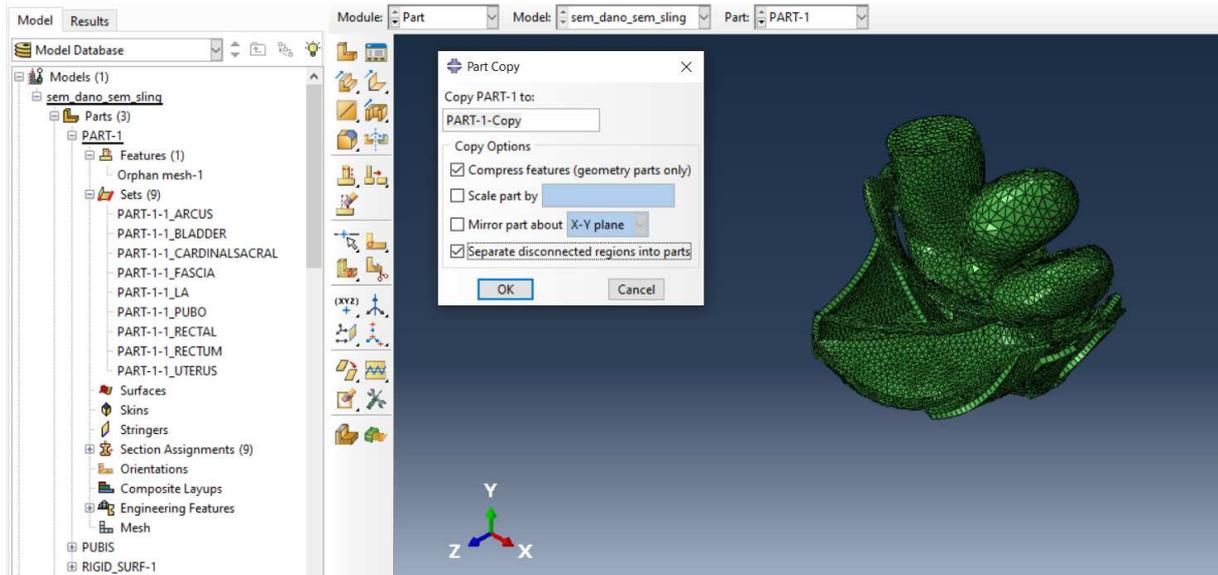
O modelo biomecânico cedido para este trabalho foi enviado em formato *.inp*, e ao executá-lo no Abaqus® a geometria é unificada, todas as partes referentes à tecidos moles se unem em uma única malha porém com *sets* (conjuntos de nós) definidos para cada estrutura. Assim sendo, foi necessário reconstruir o modelo antes de qualquer modificação, visto que não seria possível modificar uma das estruturas pélvicas isoladamente.

A parte com todas as estruturas foi copiada e separada em regiões desconexas, processo que é mostrado na Figura 15. As novas partes criadas, 15 ao todo, carregam apenas a malha órfã. Estas foram então renomeadas conforme a estrutura equivalente e lado direito ou esquerdo, e as características do modelo foram reaplicadas. Inicialmente as seções foram criadas em cada parte e o respectivo material atribuído, restrições de deslocamento foram atribuídas nas regiões citadas na seção 3.1.2, *sets* e superfícies foram criados para aplicação de carregamentos, interações e conexões entre partes.

O modelo foi reconstruído o mais semelhante possível do arquivo recebido, baseado também nos respectivos artigos publicados, de modo que a construção baseada em imagens se mantenha válida, bem como os resultados da simulação da manobra de Valsalva.

Devido à alta complexidade envolvida, o modelo foi reconstruído e testado gradativamente. Os primeiros avanços para a estruturação desse trabalho podem ser vistos em Cardoso e Bastos (2021), um modelo com 7 das 13 partes e que apresenta a substituição

Figura 15 – Separação da geometria única em regiões desconexas



Fonte: Próprio autor

da cavidade fluída no útero por uma versão inicial da geometria preenchida do útero. Já em Cardoso e Bastos (2022), com o modelo completo, temos a primeira simulação da cavidade pélvica após uma histerectomia total, testando uma carga de 20% da PIA total para manobra de Valsalva.

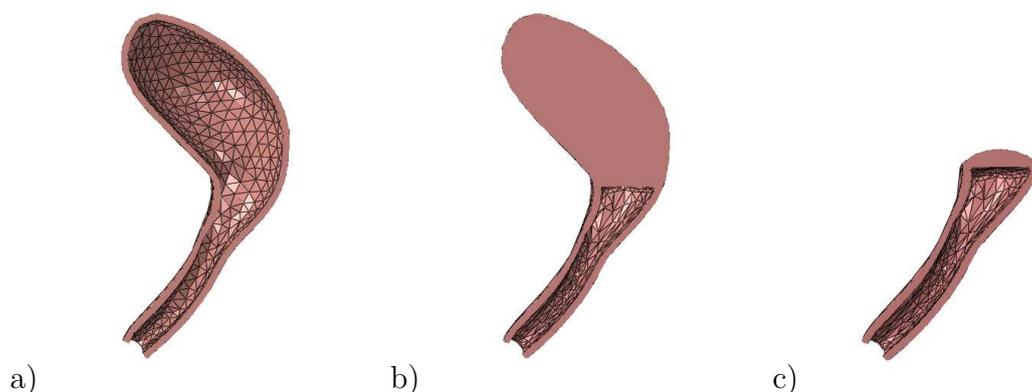
3.2 CONSTRUÇÃO DE NOVAS GEOMETRIAS

O Meshmixer é um software de manipulação de malhas triangulares que foi utilizado para alterar a geometria do útero, dado que há apenas uma malha órfã no Abaqus®. A malha órfã foi exportada em formato STL, manipulada no Meshmixer, salva também em formato STL e importada de volta ao Abaqus®. Vale ressaltar que apenas a geometria do útero foi alterada, e o formato externo do órgão foi mantido o mesmo de forma a prevalecer as mesmas conexões e contatos que o modelo inicial traz.

Durante os primeiros testes com a nova geometria, utilizou-se um desenho menos refinado, onde o colo não foi desenhado e a malha presente no útero é menos uniforme. Para a geometria da vagina, na primeira simulação de histerectomia, foi definida por um corte abaulado na versão inicial da geometria preenchida do útero. As imagens referentes à essas geometrias podem ser vistas na Figura 16, em comparação com a geometria de cavidade fluída.

Na comparação entre simulações de histerectomia total e subtotal, é necessário substituir o útero como cavidade fluída por um modelo preenchido que se aproxima mais da realidade anatômica, isso por que na histerectomia subtotal o colo é mantido, ou seja,

Figura 16 – Substituição da cavidade fluida (a) por uma versão inicial da geometria preenchida do útero (b) e versão inicial para histerectomia total (c)



Fonte: Adaptado de Cardoso e Bastos (2022)

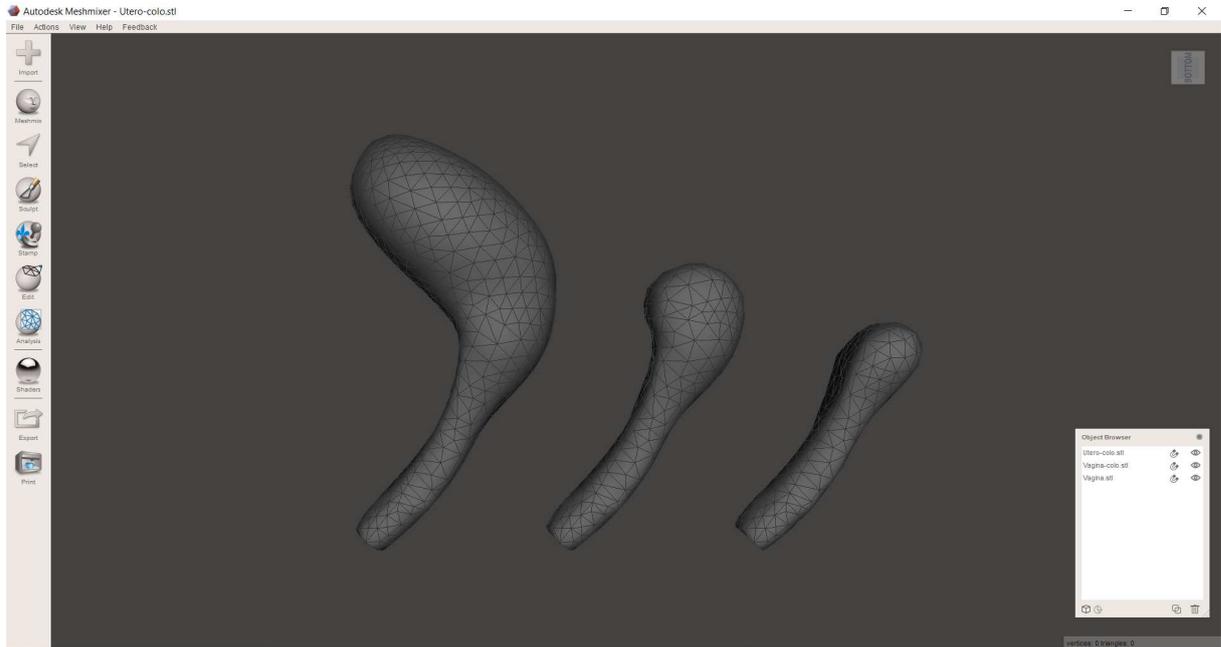
o útero precisa apresentar corpo e colo para essa simulação. A remodelagem da geometria e construção do colo do útero se deu por observação da anatomia ilustrativa em Hansen e Netter (2019).

Foram construídas 3 novas malhas, a primeira é referente ao órgão em condições normais, com o corpo do útero preenchido e o colo se projetando para dentro da vagina. A segunda malha se refere ao órgão após um procedimento de histerectomia subtotal, onde o corpo do útero é removido mas o colo permanece, e a terceira malha conta apenas com a vagina, utilizada na simulação após um procedimento de histerectomia total. Comparações entre as geometrias construídas no Meshmixer podem ser observadas nas Figuras 17 e 18.

Após a construção das novas geometrias, a malha é importada ao Abaqus® como um novo modelo, e antes de aplicar o material e refazer as condições necessárias, é preciso converter a malha triangular em tetraédrica, transformando as superfícies em volume e preenchendo os espaços que devem representar tecidos com alguma espessura. O processo de conversão da malha é apresentado na Figura 19 e os elementos obtidos são do tipo C3D4, um tetraedro linear de 4 nós. Em relação à malha, uma última alteração é necessária, em *Mesh -> Element Type*, a opção *Hybrid formulation* deve ser marcada para alterar o tipo do elemento e possibilitar os cálculos não lineares do modelo.

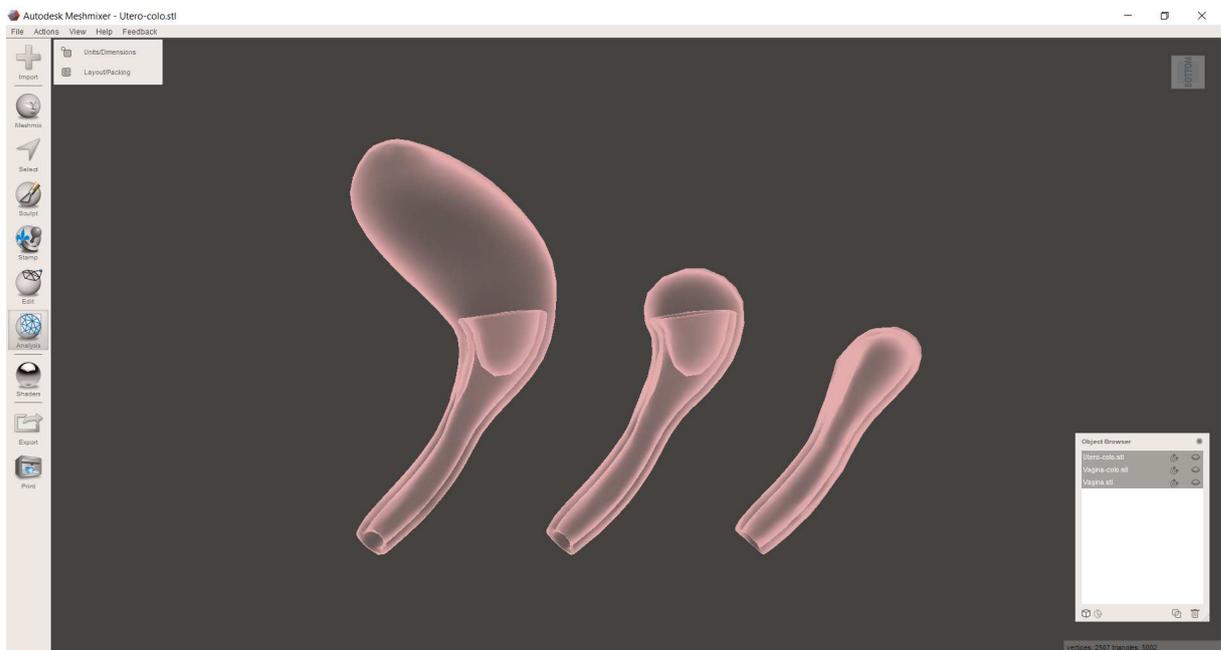
A Figura 20 mostra as versões do útero que foram usadas no modelo biomecânico, a versão considerando a cavidade fluida e as três novas versões construídas no Meshmixer com as alterações necessárias no Abaqus®. As propriedades das malhas de elementos finitos seguem na Tabela 3.

Figura 17 – Visão externas das malhas construídas no MeshMixer para o corpo do útero como sólido preenchido, para a histerectomia subtotal e para histerectomia total.



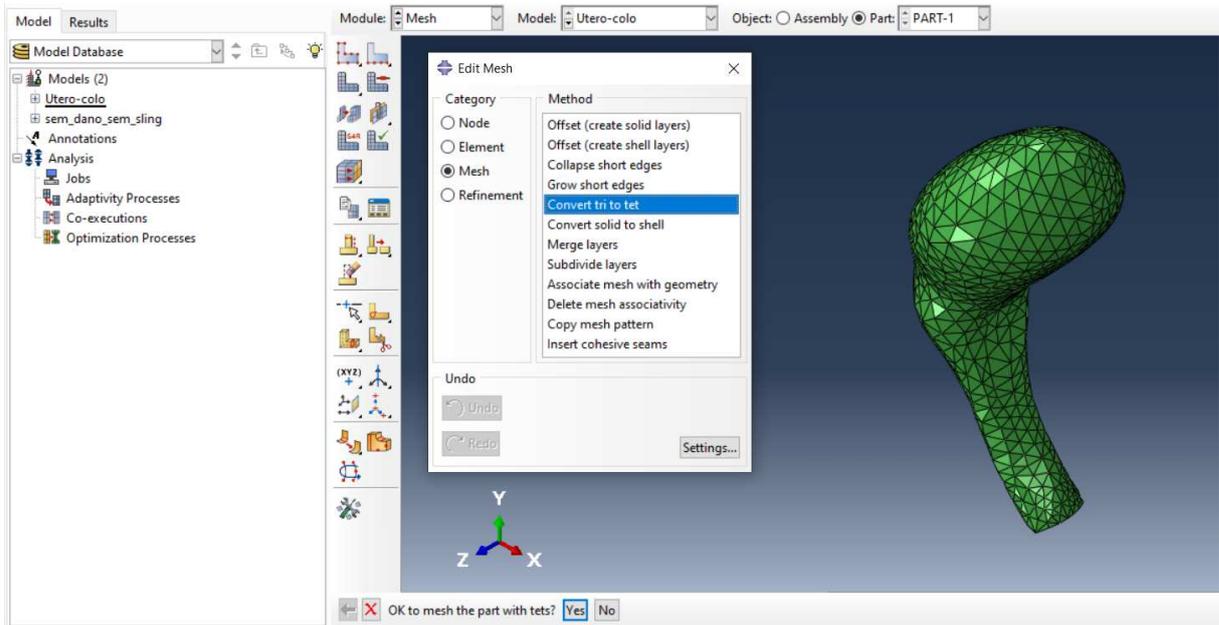
Fonte: Próprio autor

Figura 18 – Visão translúcida das malhas construídas no MeshMixer.



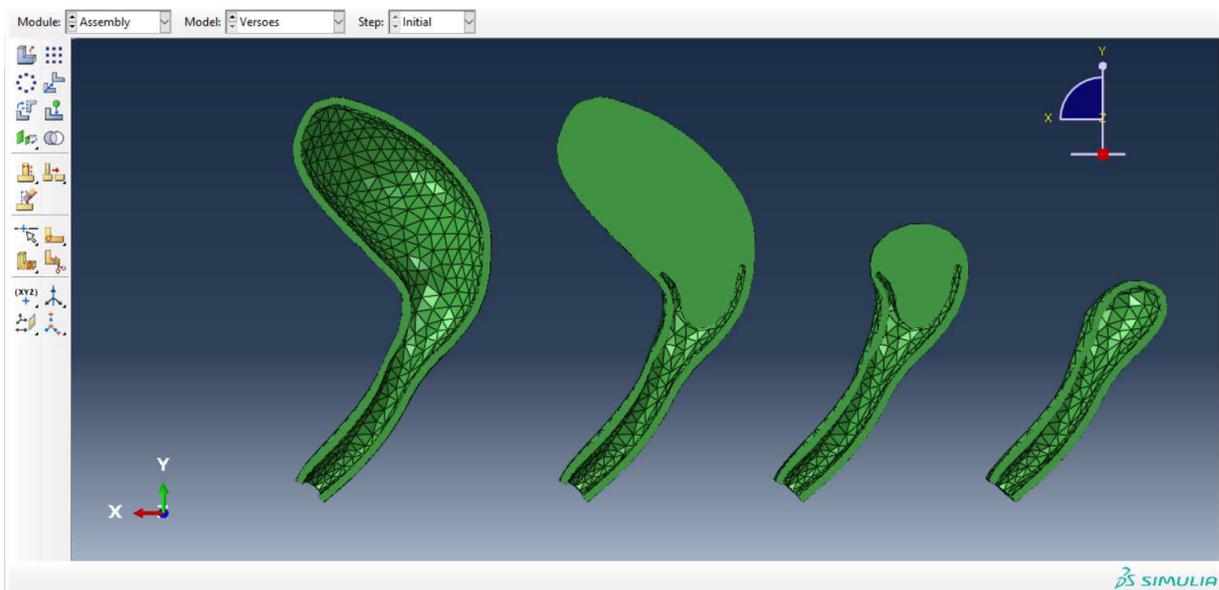
Fonte: Próprio autor

Figura 19 – Transformação da malha triangular em tetraédrica no Abaqus®



Fonte: Próprio autor

Figura 20 – Vista em corte das malhas do útero no Abaqus®



Fonte: Próprio autor

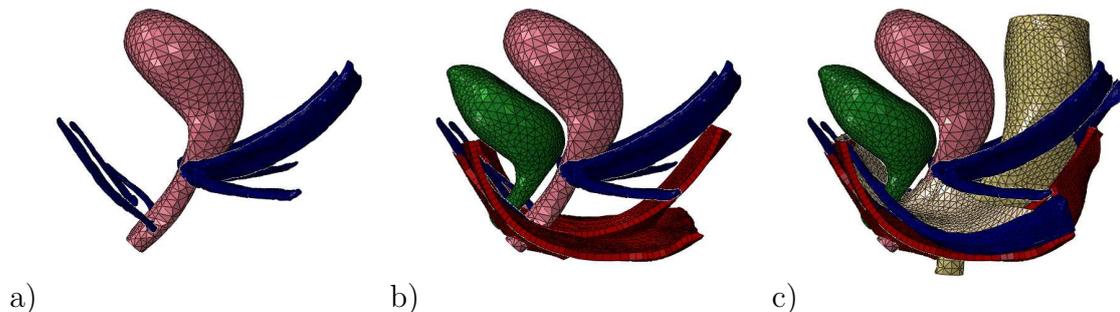
Tabela 3 – Propriedades da malha de elementos finitos do útero - Para todas as geometrias os elementos são tetraédricos lineares do tipo C3D4H

Geometria referente	Número de nós	Número de elementos
Útero como cavidade fluida	1447	4355
Útero como sólido preenchido	2106	9077
Histerectomia subtotal	967	3327
Histerectomia total	554	1639

3.3 SIMULAÇÕES

A reconstrução do modelo se deu gradativamente e a cada parte incluída, com as devidas simplificações para suprir as partes faltantes, o modelo era testado e caso houvessem, os erros eram corrigidos. A próxima parte era incluída somente quando a versão completava a simulação sem divergências, isso possibilitou o mapeamento dos pontos críticos e a correção progressiva da montagem, processo que seria altamente custoso se a reconstrução do modelo fosse feita em uma única versão. A seguir, a Figura 21 mostra a evolução de primeira versão reconstruída até a versão final.

Figura 21 – Reconstrução do modelo em etapas, sendo (a) a versão inicial, (b) a versão intermediária e (c) a versão final. A superfície rígida foi suprimida nas imagens (b) e (c) para facilitar a visualização das demais estruturas.

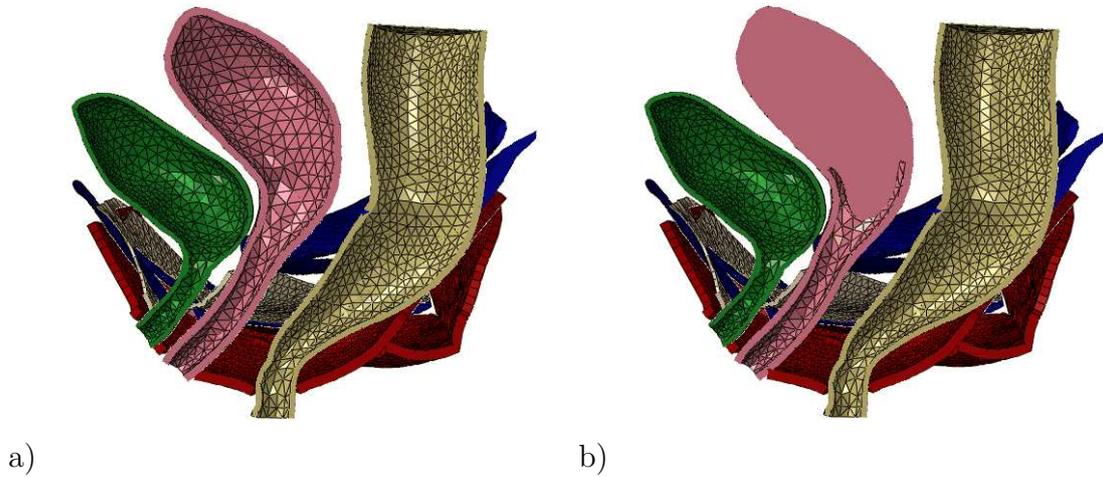


Fonte: Próprio autor

Alinhando a reconstrução do modelo com a criação de novas geometrias para o útero, temos a próxima simulação, que substitui o útero como cavidade fluida por um modelo preenchido por tecido (Figura 22). O útero como cavidade fluida foi excluído do modelo e a nova geometria foi importada com as alterações necessárias para a malha, então as mesmas superfícies e *sets* foram criados e condições de contorno aplicadas.

As simulações da cavidade pélvica após uma histerectomia total ou subtotal se deram pela substituição do útero em condições normais pelas geometrias referentes a cada procedimento (Figura 23). As restrições de deslocamento e conexões entre partes que

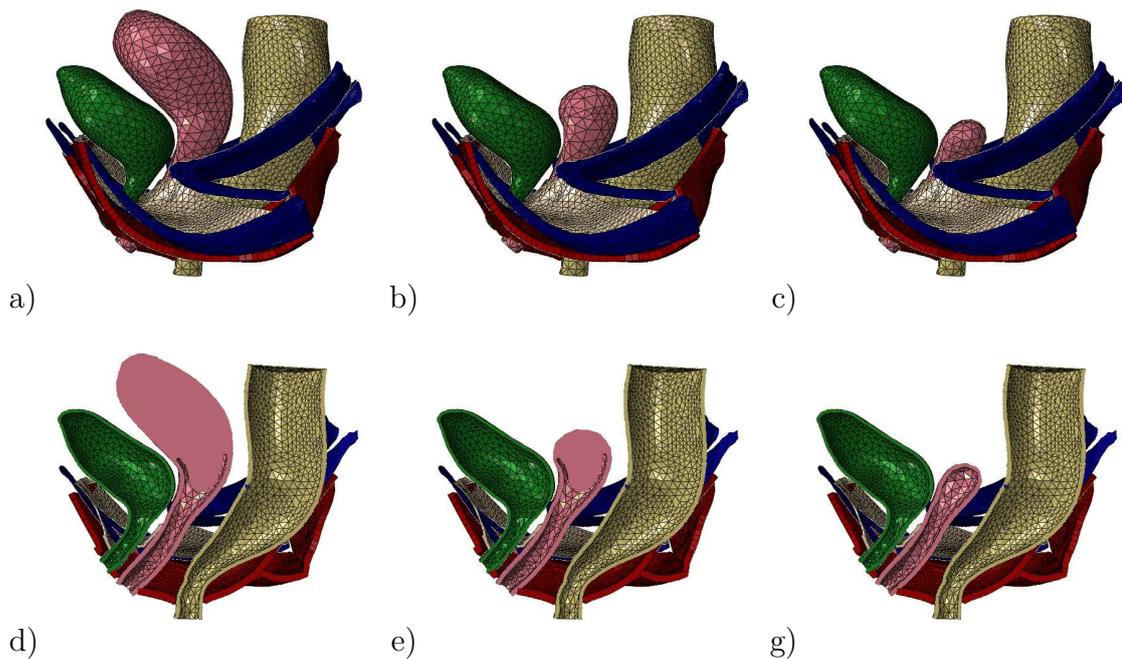
Figura 22 – Vista em corte dos modelos com o útero como cavidade fluida (a) e com útero preenchido por tecido (b)



Fonte: Próprio autor

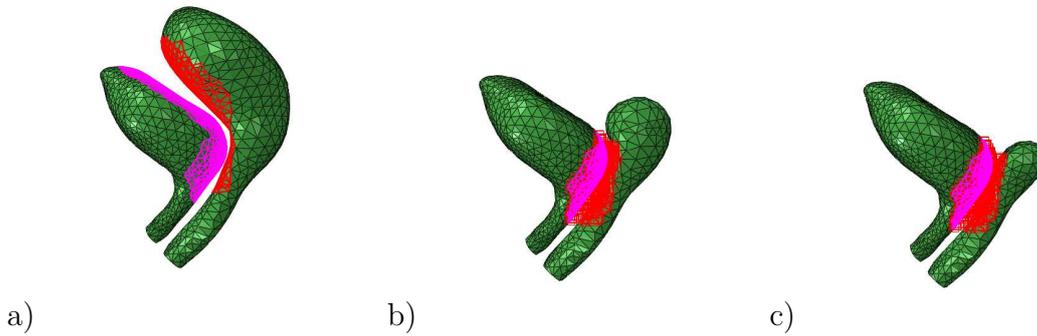
envolvem o útero seguem as mesmas, bem como a interação do órgão com a fáscia pélvica, o que muda é a superfície de aplicação da carga nesse órgão e a área de interação com a bexiga, que são menores devido ao corte, como mostrado nas Figuras 24 e 25.

Figura 23 – Modelo com as geometrias do útero em condições normais (a), após uma histerectomia subtotal (b) e após uma histerectomia total(c), com suas respectivas vistas em corte abaixo (d, e, f)



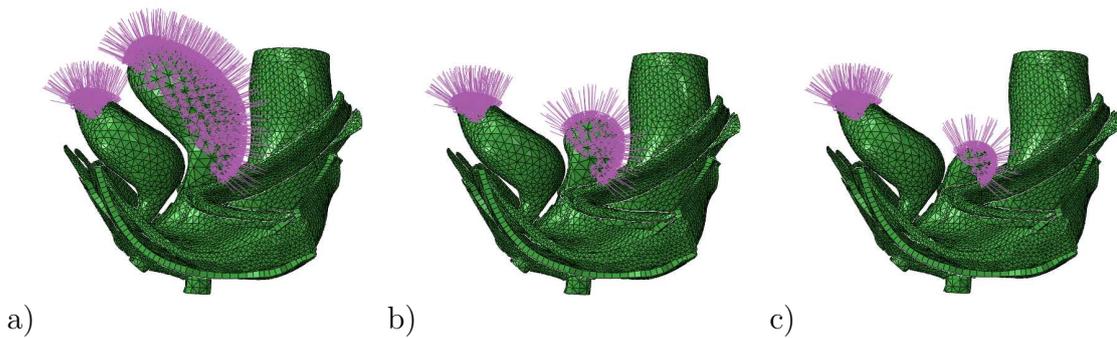
Fonte: Próprio autor

Figura 24 – Superfície de interação entre o útero e a bexiga nos modelos referentes à condições normais (a), histerectomia subtotal (b) e histerectomia total(c)



Fonte: Próprio autor

Figura 25 – Carregamento aplicado útero nos modelos referentes à condições normais (a), histerectomia subtotal (b) e histerectomia total (c)



Fonte: Próprio autor

Ao remover o corpo do útero, o carregamento que seria aplicado nessa área deveria ser aplicado na superfície superior da bexiga, visto que esta região não se encontra mais encoberta pelo órgão, e sim diretamente exposta à pressão imposta na cavidade. Entretanto essa alteração reflete em grandes deslocamentos na bexiga e a simulação não converge para 100% da carga referente à manobra de Valsalva. Desse modo, optou-se por não alterar a área que recebe a carga na bexiga no presente trabalho.

4 RESULTADOS E DISCUSÃO

4.1 VALIDAÇÃO DO MODELO RECONSTRUÍDO

Após a reconstrução do modelo, com todas as partes incluídas, os resultados obtidos na simulação da manobra de Valsalva foram comparados com os resultados apresentados em Brandão *et al.* (2015). O modelo reconstruído atingiu resultados muito semelhantes ao modelo inicial e a reconstrução se mostrou válida. A Figura 26 mostra a sobreposição dos contornos em repouso e no deslocamento final de Valsalva para os resultados do artigo e para o modelo reconstruído.

4.2 CAVIDADE FLUIDA vs CAVIDADE PREENCHIDA

Por sua vez, a alteração da geometria do útero, substituindo a cavidade fluida por um corpo preenchido, traz algumas mudanças para o resultado. Enquanto cavidade fluida, o útero apresenta um deslocamento vertical de 22,74 mm na direção inferior e a bexiga 16,99 mm, já no modelo com o corpo do útero preenchido os deslocamentos são 15,46 e 15,43 mm respectivamente, valores 32% e 9% menores que o modelo inicial.

A representação visual dessas diferenças pode ser observada na Figura 27, e o maior deslocamento apresentado pelo útero como cavidade fluida se deve à geometria menos rígida. Além disso, um maior deslocamento no útero implica em um maior deslocamento também para a bexiga, pois ao longo da manobra de Valsalva o corpo do útero se curva até entrar em contato com a bexiga e depois a pressiona.

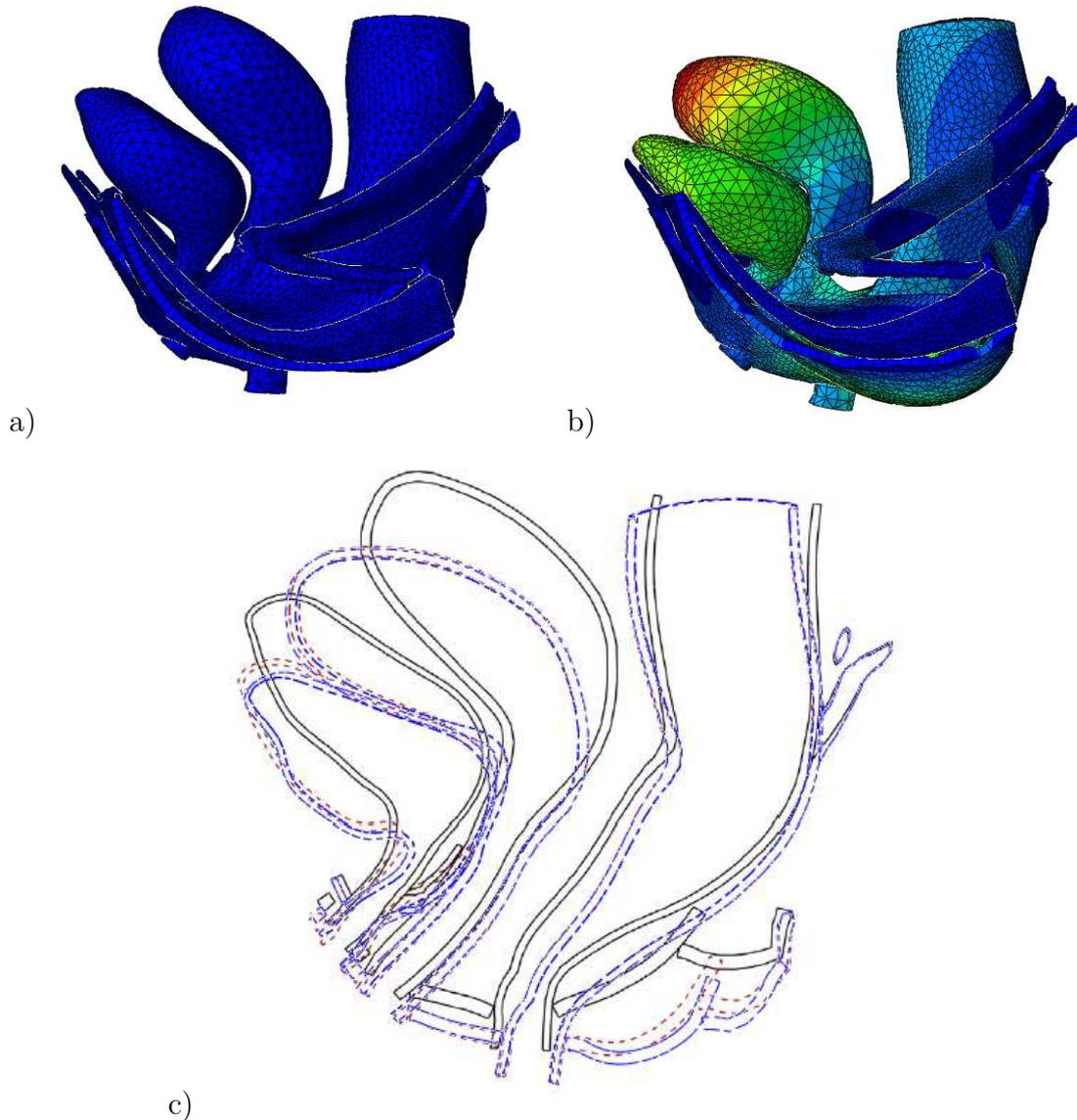
Por ser uma estrutura completamente diferente, era esperado que os resultados também o fossem. Visualmente o comportamento da cavidade pélvica se manteve similar, porém com um menor deslocamento e menor curvatura do útero, e conseqüentemente um menor esmagamento da bexiga contra a superfície rígida.

Não é possível concluir que um é mais correto que outro, sendo necessário acompanhar e analisar a sequência das imagens obtidas no exame para entender o movimento real do órgão e, caso o útero como sólido preenchido não esteja proporcionando um deslocamento adequado, deve-se alterar a geometria do útero ou adequar o modelo constitutivo para o movimento e o deslocamento final serem mais acurados com os exames.

4.3 HISTERECTOMIA SUBTOTAL E TOTAL

Os deslocamentos no útero para as simulações da manobra de Valsalva para cavidade pélvica após uma histerectomia apresentam um valor expressivamente menor que o útero em condições normais, isso ocorre devido ao fato de não haver um corpo do útero, e ser justamente essa parte da geometria do órgão que apresenta um maior movimento de descida ao receber carregamento. Os resultados para estas simulações podem ser vistas na

Figura 26 – Comparação entre o resultado do modelo reconstruído e o resultado apresentado em Brandão *et al.* (2015) - Deslocamentos dos órgãos e músculos em descanso (a) e para a manobra de Valsalva (b), bem como os contornos (c) em descanso (linha preta contínua), para manobra de Valsalva apresentado em Brandão *et al.* (2015) (linha vermelha pontilhada) e para manobra de Valsalva após reconstrução do modelo (linha azul pontilhada)

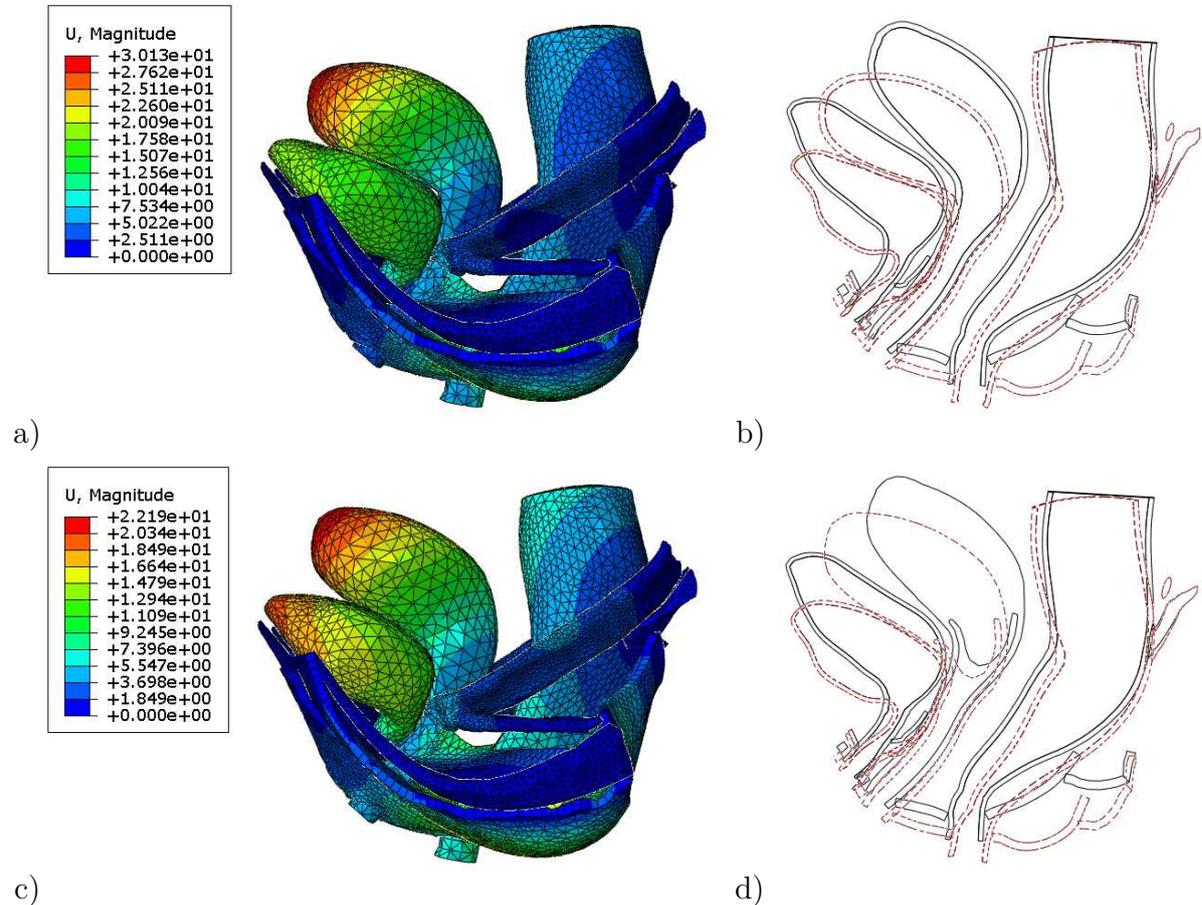


Fonte: Próprio autor

Tabela 4 e os contornos sobrepostos das deformadas com suas respectivas indeformadas, para cada um dos casos, seguem na Figura 28.

A diferença de deslocamentos entre as simulações para condição normal e após uma histerectomia são identificadas apenas no útero, o restante das estruturas presente na cavidade pélvica não apresentam alterações significativas. Também não há grandes diferenças de deslocamento do útero para histerectomia subtotal e total, sendo o deslocamento vertical na histerectomia total 7,6% menor que na histerectomia subtotal, o que é

Figura 27 – Resultados para o modelo com o útero como cavidade fluida (a e b) e com o corpo preenchido (c e d) - Deslocamentos dos órgãos e músculos para a manobra de Valsalva (a e c) e contornos em descanso (linha preta contínua) e para manobra de Valsalva (linha vermelha pontilhada) (b e d)



Fonte: Próprio autor

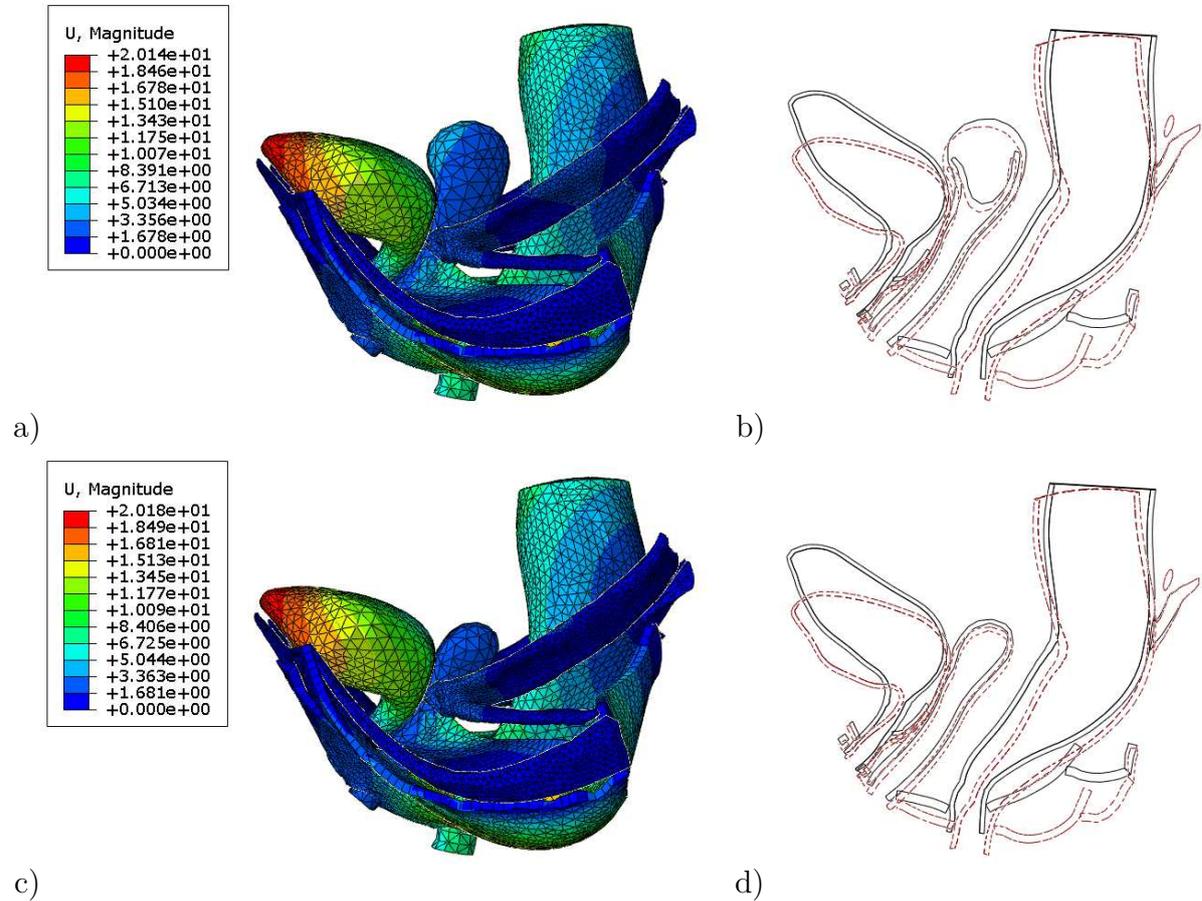
Tabela 4 – Resultados de deslocamento para histerectomia subtotal e total

Estrutura	Deslocamento	Subtotal	Total
Útero	Vertical	3,55 mm	3,28 mm
Bexiga	Vertical	17,26 mm	17,41 mm
Ligamento cardinal e uterosacral	Máximo	3,51 mm	3,15 mm
Ligamento pubouretral	Máximo	3,27 mm	2,95 mm

esperado pois a área exposta ao carregamento é menor e não há o colo.

Na histerectomia total a vagina também apresenta um menor deslocamento na direção antero-posterior, 0,5 mm comparado com 2,05 mm na histerectomia subtotal, o que implica em um menor deslocamento dos ligamentos e um maior deslocamento da bexiga, que tem menos apoio visto que a estrutura do útero apresenta uma menor rigidez com a

Figura 28 – Resultados para o modelo de histerectomia total (a e b) e histerectomia subtotal (c e d) - Deslocamentos dos órgãos e músculos para a manobra de Valsalva (a e c) e contornos em descanso (linha preta contínua) e para manobra de Valsalva (linha vermelha pontilhada) (b e d)



Fonte: Próprio autor

alteração da geometria. A tensão nos ligamentos cardinal e uterosacral não será avaliada, pois para melhor representar o procedimento da histerectomia total, deve-se realizar uma inserção desses ligamentos no topo da vagina, local referente à sutura. Essa inserção não foi simulada neste trabalho devido ao posicionamento e a geometria desenvolvida para esse modelo.

5 CONCLUSÃO

A reconstrução do modelo para viabilizar as alterações da geometria do útero sem afetar as estruturas adjacentes se mostrou válida através da comparação dos resultados com o modelo inicial. A alteração do útero de cavidade fluida para cavidade preenchida apresentou deslocamentos menores no útero e menor esmagamento da bexiga, o que era esperado com a alteração para uma geometria mais rígida. Mesmo com diferenças nos deslocamento do útero e bexiga, a correspondência do comportamento da cavidade pélvica entre as simulações para as duas geometrias do útero, mostra uma substituição apropriada.

A simulação da histerectomia subtotal apresentou um deslocamento significativamente menor no útero em comparação com a simulação com o órgão completo, mas não foi observado deslocamento relativo da estrutura e nenhum outro indício de prolapso uterino. A histerectomia total também não apresentou deslocamento relativo, e em comparação com a histerectomia subtotal as diferenças se resumem a um deslocamento ligeiramente menor no útero, que ocorre devido à diferença de geometria.

Com a atual construção do modelo biomecânico, e simulando cargas para a manobra de Valsalva, não é possível dizer que há maior chance de prolapso entre os tipos de procedimentos estudados, descartando, por hora, a hipótese inicial que foi levantada e motivou esse trabalho. Assim como em Lethaby *et al.* (2012), não foram encontradas evidências de diferença entre as operações. É desejável que o modelo da cavidade pélvica seja aprimorado, e com uma análise mais completa, possa ou obter uma resposta diferente ou reafirmar que não é possível observar uma tendência de prolapso maior para uma histerectomia subtotal em comparação a uma histerectomia total.

5.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Para aprimorar o modelo biomecânico apresentado neste trabalho pode-se trabalhar para a inclusão de outras partes como o ligamento largo e ligamento redondo do útero, que são estruturas que contribuem para o suporte e posicionamento do órgão. Também pode-se alterar geometrias e posicionamentos para que o modelo se aproxime cada vez mais do corpo real, especialmente em relação às estruturas de suporte dos órgãos, como é o caso dos ligamentos cardinais e uterosacrais e também da fáschia, cuja porção horizontal sustenta a bexiga e a vagina. Essas alterações podem mudar a forma como a cavidade pélvica se comporta e permitir que o carregamento da manobra de Valsalva seja aplicado em toda a superfície superior da bexiga nas simulações de histerectomia total ou subtotal.

Além das alterações nas estruturas, pode-se realizar simulações referentes a outros tipos de carregamento e condições de contorno, a fim de contemplar mais da complexidade total envolvida na cavidade pélvica. Uma opção é incluir a presença de fluidos na cavidade pélvica, propagando as variações de pressão para todas as estruturas, e possivelmente

modificando as respostas das mesmas.

Outros tipos de simulações podem ser feitas e outros procedimentos que são bastante comuns na região pélvica podem ser estudados, como a cirurgia de alta frequência (CAF) no colo do útero e inserção de dispositivo intrauterino (DIU). O modelo constitutivo pode ser estudado para abranger as características cíclicas, de forma que essas mudanças tenham efeitos sob a geometria. E futuramente, com o acúmulo de conhecimento e desenvolvimento tecnológico, será possível desenvolver modelos personalizados para o paciente, utilizando exames como *inputs* para construção geométrica e constitutiva das estruturas.

REFERÊNCIAS

- Agarwal, M.; Singhal, A.. Identification of heart failure from cine-MRI images using pattern-based features. **Image Processing for Automated Diagnosis of Cardiac Diseases**, Academic Press, 2021, Chapter 10 - Pages 173-193. doi.org/10.1016/B978-0-323-85064-3.00006-6.
- Ahuja, A. K., Behrend, M. R., Kuroda, M., Humayun, M. S., & Weiland, J. D. An In Vitro Model of a Retinal Prosthesis. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. 2008. 55(6), 1744–1753. doi:10.1109/tbme.2008.919126
- Alkatout, Ibrahim. 2022. Laparoscopic hysterectomy: total or subtotal? - Functional and didactic aspects, **Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies**, v.31, n.1, p. 13-23, 2022 doi:10.1080/13645706.2020.1769675.
- Araújo T.V.B., Aquino E.M.L. Fatores de risco para histerectomia em mulheres brasileiras. **Cad Saude Publica**, 2003, 19(2): 407-17.
- Bathe, K.-J. Finite Element Method. **Wiley Encyclopedia of Computer Science and Engineering**. 2008. doi:10.1002/9780470050118.ecse159
- Brandão S, Parente M, Mascarenhas T, da Silva AR, Ramos I, Jorge RN. Biomechanical Study on the Bladder Neck and Urethral Positions: Simulation of Impairment of the Pelvic Ligaments, **J. Biomech**. 2015, Jan 21;48(2):217-223. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.11.045. Epub 2014 Dec 9. PMID: 25527889.
- Brandão FS, Parente MP, Rocha PA, Saraiva MT, Ramos IM, Natal Jorge RM. Modeling the contraction of the pelvic floor muscles. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering** . 2016. v.19(4):347-356. doi: 10.1080/10255842.2015.1028031. Epub 2015 May 8.
- Brandão S, Parente M, Da Roza T, Silva E, Ramos I, Mascarenhas T, Natal Jorge RM. **J Biomech Eng**. 2017 Aug 1;139(8). On the stiffness of the mesh and the urethral mobility: a finite element analysis. doi: 10.1115/1.4036606.
- Broder, Michael S.; Kanouse, David E.; Mittman, Brian S.; Bernstein, Steven J. The appropriateness of recommendations for hysterectomy. **Obstetrics & Gynecology**, Volume 95, Issue 2, 2000, Pages 199-205, ISSN 0029-7844, https://doi.org/10.1016/S0029-7844(99)00519-0.
- Cardoso, Palloma Silva; Bastos, Flávia de Souza. Modelagem computacional do útero como sólido hiperelástico em substituição ao modelo de cavidade fluida, In: **XXIV Encontro Nacional de Modelagem Computacional e XII Encontro de Ciência e Tecnologia de Materiais**. Uberlândia(MG) - Evento Online, 2021. doi.org/10.29327/154013.24-35.
- Cardoso, Palloma Silva; Bastos, Flávia de Souza. Modelagem computacional da cavidade pélvica e após uma histerectomia total, In: **VII Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica**. Evento Online, 2022.
- Clarke-Pearson, D. L., and Geller, E. J. Complications of Hysterectomy. **Obstetrics & Gynecology**, 2013. 121(3), 654–673. doi:10.1097/aog.0b013e3182841594

- Clayton, R. D. Hysterectomy. **Best Practice & Research Clinical Obstetrics and Gynaecology**, 2006. 20(1), 73–87. doi:10.1016/j.bpobgyn.2005.09.007
- Costa, Joana Raquel Correia Carvalho da. **Tipos e vias de abordagem cirúrgica da histerectomia e sua relação com lesão do sistema urinário**. 2016. Dissertação (Mestrado Integrado em Medicina) - Faculdade de Medicina, Universidade do Porto, Porto, 2016.
- Ministério da Saúde - **Sistema de Informações Hospitalares do SUS (SIH/SUS)**. Disponível em: <https://datasus.saude.gov.br/aceso-a-informacao/producao-hospitalar-sih-sus/>. Acesso em: 15 fev. 2023.
- Gabriel I, Kalousdian A, Brito LG, Abdalian T, Vitonis ScM AF, Minassian VA. Pelvic Organ Prolapse after Three Modes of Hysterectomy: Long-Term Follow Up. **American Journal of Obstetrics and Gynecology**. 2020. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ajog.2020.11.008>.
- Gauthier, Jeff; Vincent, Antony T; Charette, Steve J; Derome, Nicolas. A brief history of bioinformatics. **JF Briefings in Bioinformatics**. 2018. Volume 20, Issue 6, Pages 1981–1996. <https://doi.org/10.1093/bib/bby063>
- Hansen, J. T., & Netter, F. H. (2019). **Netter's clinical anatomy**. Philadelphia, Saunders/Elsevier.
- Hershey, A. D. (1952). Independent functions of viral protein and nucleic acid in growth of bacteriophage. **The Journal of General Physiology**, 36(1), 39–56. doi:10.1085/jgp.36.1.39
- Hoyte, Lennox; Damaser, Margot. **Biomechanics of the Female Pelvic Floor**. Elsevier, 2016.
- Jafarbeglou, F.; Nazari, M.A.; Keikha, F.; Amanpour, S.; Azadi, M. Visco-hyperelastic characterization of the mechanical properties of human fallopian tube tissue using atomic force microscopy. **Materialia**, Volume 16, 2021. doi.org/10.1016/j.mtla.2021.101074.
- Jakel, R. Analysis of Hyperelastic Materials with Mechanica – Theory and Application Examples. In: **2° SAXSIM, Chemnitz University of Technology**, April, 2010.
- Janda S. 2006. **Biomechanics of the pelvic floor musculature**. Ph.D.Thesis, Faculty of Mechanical Maritime and Materials Engineering, Delft University of Technology, Delft, Nether-lands, ISBN90-9020334-6.
- Kuhl, Ellen. Data-driven modeling of COVID-19—Lessons learned. **Extreme Mechanics Letters**, Volume 40. 2020. doi.org/10.1016/j.eml.2020.100921.
- Kirilova, M.; Stoytchev, S.; Pashkouleva, D.; Kavardzhikov, V. 2011. Experimental study of the mechanical properties of human abdominal fascia. **Medical Engineering & Physics**, v. 33, n.1, 2011, p. 1-6, ISSN 1350-4533, <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.07.017>.
- Lethaby A, Mukhopadhyay A, Naik R. Total versus subtotal hysterectomy for benign gynaecological conditions. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, 2012, Issue 4. Art. No.: CD004993. doi: 10.1002/14651858.CD004993.pub3.

- Lukanovič, A., & Dražič, K. Risk factors for vaginal prolapse after hysterectomy. **International Journal of Gynecology & Obstetrics**. 2010. 110(1), 27–30. doi:10.1016/j.ijgo.2010.01.025
- Madenci, E.; GUVEN, I. **The Finite Element Method and Applications in Engineering Using Ansys**®. Nova Yorque: Springer, 2006.
- Martins, P., Jorge, R., Ferreira, A., A Comparative Study of Several Material Models for Prediction of Hyperelastic Properties: Application to Silicone-Rubber and Soft Tissues. **Strain: An International Journal for Experimental Mechanics**, 42, 135–147 (2006). doi.org/10.1111/j.1475-1305.2006.00257.x
- Martins P. A., Filho A. L., Fonseca A. M., Santos A., Santos L., Mascarenhas T., Jorge R. M., Ferreira A. J. 2011. Uniaxial mechanical behavior of the human female bladder. **Int Urogynecol J**. 22(8):991–995.doi:10.1007/s00192-011-1409-0.
- McGreevy, J. W., Hakim, C. H., McIntosh, M. A., & Duan, D. Animal models of Duchenne muscular dystrophy: from basic mechanisms to gene therapy. **Disease Models & Mechanisms**, 2015, 8(3), 195–213. doi:10.1242/dmm.018424
- Minster, P.H; Lafon, Y.; Beillas, P. Implications of range of motion requirements for the laxity of ligaments in a lumbar finite element model. **Journal of Biomechanics**, v. 148, 2023. doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111460.
- Nascimento, B. R.; Martins, J. F.; Nascimento, E. R.; Pappa, G. L. ; et. al. Deep Learning for Automatic Identification of Rheumatic Heart Disease in Echocardiographic Screening Images: Data from the PROVAR-ATMOSPHERE Study. In: **Journal of the American College of Cardiology (JACC)**, 2020.
- Netter, Frank H. **Atlas of human anatomy**. Saunders/Elsevier, 2006.
- Nieto, M.R.R.; Lasagna, M.; Cao, G.; Álvarez, G.; Santamaria, C.; Girault, M. E. R.; Bourguignon, N.; Giorgio, N. Di; Ventura, C.; Mardirosian, M.; Rodriguez, H.; Lux-Llantos, V.; Cocca, C.; Núñez, M. Chronic exposure to low concentrations of chlorpyrifos affects normal cyclicity and histology of the uterus in female rats. **Food and Chemical Toxicology**, Volume 156, 2021, 112515. doi.org/10.1016/j.fct.2021.112515.
- Noakes K. F., Pullan A. J., Bissett I. P., Cheng L. K.2008. Subject specific finite elasticity simulations of the pelvic floor. **J Biomech**. 41(14):3060–3065. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.06.037.
- Ogden, R.W., 1972. Large deformation isotropic elasticity - on the correlation of theory and experiment for incompressible Rubberlike solids. **Proceedings of the Royal Society**, London, v. 326, p. 565–584.
- Patel PD, Amrute KV, Badlani GH. Pelvic organ prolapse and stress urinary incontinence: A review of etiological factors. **Indian J Urol**. 2007;23:135-41
- Randles, A., Frakes, D. H., & Leopold, J. A. Computational Fluid Dynamics and Additive Manufacturing to Diagnose and Treat Cardiovascular Disease. **Trends in Biotechnology**. 2017. 35(11), 1049–1061. doi:10.1016/j.tibtech.2017.08.008

- Rivaux G., Rubod C., Dedet B., Brieu M., Gabriel B., Cosson M. 2013. Comparative analysis of pelvic ligaments: a biomechanics study. **Int Urogynecol J.** 24(1):135–139. doi:10.1007/s00192-012-1861-5.
- Rubod C, Brieu M., Cosson M., Rivaux G., Clay J. C., de Landsheere L., Babriel B. 2012. Biomechanical properties of human pelvic organs. **Urology.** 79(4):968e17–22.
- Silva, Ana Rita Monteiro Gomes da. **Estudo Biomecânico da Cavidade Pélvica da Mulher.** 2012. Dissertação (Mestrado Integrado em Bioengenharia, Ramo Engenharia Biomédica) - Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Porto, 2012.
- Simões, J. A. A História da Biomecânica. *In: Mecânica Experimental*, Aveiro, n. 7, p. 135-150, 2002. Disponível em: http://www-ext.lnec.pt/APAET/pdf/Rev_7_A16.pdf. Acesso em: 07 fev. 2023.
- Sousa, Lucian Pereira de; Gonçalves, Marcelo José; Valle, Fabiene; Geber, Selmo. Histerectomia total e subtotal: há diferença quanto ao impacto na sexualidade?. **Reprodução & Climatério**, Volume 28, Issue 3, 2013, Pages 117-121, ISSN 1413-2087, <https://doi.org/10.1016/j.recli.2014.05.001>.
- Vila Pouca, M. C. P.; Ferreira, J. P. S.; Oliveira, D. A.; Parente, M. P. L.; Mascarenhas, M. T.; Natal Jorge, R. M. Simulation of the uterine contractions and foetus expulsion using a chemo-mechanical constitutive model. **Biomechanics and Modeling in Mechanobiology.** 2019. 18:829–843. doi.org/10.1007/s10237-019-01117-5
- Wright JD, Herzog TJ, Tsui J, Ananth CV, Lewin SN, Lu YS, Neugut AI, Hershman DL. Nationwide trends in the performance of inpatient hysterectomy in the United States. **Obstet Gynecol.** 2013 Aug; 122(2 Pt 1):233-241. doi: 10.1097/AOG.0b013e318299a6cf.
- Zhou Xu, Na Chen, Bingyu Wang, Jingyi Yang, Hongjun Liu, Xiaoqin Zhang, Ying Li, Li Liu, Yi Wu. Creation of the biomechanical finite element model of female pelvic floor supporting structure based on thin-sectional high-resolution anatomical images. **Journal of Biomechanics**, v. 146, 2023. doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111399.
- Xingbang Yang, Ruoqi Zhao, Dana Solav, Xuan Yang, Duncan R.C. Lee, Bjorn Sparrman, Yubo Fan, Hugh Herr. Material, design, and fabrication of custom prosthetic liners for lower-extremity amputees: A review. **Medicine in Novel Technology and Devices**, Volume 17, 2023. doi.org/10.1016/j.medntd.2022.100197.
- Yeoh OH. 1993. Some forms of the strain energy function for rubber. **Rubber Chemistry and Technology.** (1993) 66 (5): 754–771. doi:10.5254/1.3538343.
- Zara, F.; Dupuis, O. Uterus – Biomechanical modeling of uterus. Application to a childbirth simulation. Yohan Payan; Jacques Ohayon. **Biomechanics of Living Organs: Hyperelastic Constitutive Laws for Finite Element Modeling**, Elsevier, pp.325-346, 2017, 9780128040096. hal-01486956.