

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

Ana Beatriz Simões Gonçalves

Avaliação paramétrica do efeito dos ligamentos e músculos do assoalho pélvico
no prolapso uterino

Juiz de Fora

2024

Ana Beatriz Simões Gonçalves

**Avaliação paramétrica do efeito dos ligamentos e músculos do assoalho pélvico
no 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.

Orientadora: Profa. Dra. Flávia de Souza Bastos

Coorientadora: Dra. Nádia Roberta Chaves Kappaun

Juiz de Fora

2024

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

Simões Gonçalves, Ana Beatriz.

Avaliação paramétrica do efeito dos ligamentos e músculos do assoalho
pélvico no prolapso uterino / Ana Beatriz Simões Gonçalves. – 2024.

60 f. : il.

Orientadora: Flávia de Souza Bastos

Coorientadora: Nádia Roberta Chaves Kappaun

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade
de Engenharia. Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional,
2024.

1. Prolapso. 2. Modelagem paramétrica. 3. Modelagem computacional.
I. Bastos, Flávia de Souza, orient. II. Kappaun, Nádia Roberta Chaves,
coorient. III. Título.

Ana Beatriz Simões Gonçalves

**Avaliação paramétrica do efeito dos ligamentos e músculos do assoalho pélvico no
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 21 de março de 2024.

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Flávia de Souza Bastos - Orientadora

Universidade Federal de Juiz de Fora

Dra. Nádia Roberta Chaves Kappaun - Coorientadora

Instituto Nacional do Câncer

Profa. Dra. Bárbara de Melo Quintela

Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Renato Natal Jorge

Universidade do Porto, Portugal

Juiz de Fora, 05/03/2024.



Documento assinado eletronicamente por **Renato Manuel Natal Jorge, Usuário Externo**, em 22/03/2024, às 04:17, 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 03/04/2024, às 11:15, 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 **Nadia Roberta Chaves Kappaun, Usuário Externo**, em 03/04/2024, às 11:26, 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 **Barbara de Melo Quintela, Professor(a)**, em 02/05/2024, às 14:01, 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 **1734301** e o código CRC **0D84EBE6**.

Dedico este trabalho a meus pais por todo carinho e incentivo, ao meu esposo por todo apoio, a minha orientadora Flávia e minha coorientadora Nádia por toda paciência e auxílio e a todos os meus amigos que trilharam essa caminhada ao meu lado.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer a Deus, que me sustentou, me deu força, saúde e coragem para vencer todos os obstáculos e dificuldades e alcançar a alegria de me tornar mestre em Modelagem Computacional.

Agradeço aos meus pais, por todo apoio e incentivo, por serem meus maiores exemplos de vida, e por nunca medirem esforços para que eu pudesse realizar mais esse sonho, que sonhamos juntos e agora se torna realidade.

Ao meu esposo Felipe, por toda paciência e carinho, por mesmo nos momentos de estresse ter permanecido ao meu lado.

A minha orientadora Flávia e minha coorientadora Nádia, por todo auxílio, apoio, disponibilidade e amizade e por terem acreditado na realização desse trabalho.

A toda a minha família, que de alguma forma esteve ao meu lado nessa jornada.

A todos os meus colegas e amigos, em especial às minhas grandes amigas Luisa Ribeiro e Marina Nunes, pela amizade de longa data e por trilharem comigo esse caminho, dividindo os bons e maus momentos, momentos esses que estarão sempre em minha memória.

A todos os professores, obrigada pelos ensinamentos e exemplos transmitidos ao longo do curso.

A Universidade Federal de Juiz de Fora, por prestar um excelente trabalho e entregar a todos os alunos um ensino de qualidade e também à CAPES por fomentar o desenvolvimento dessa pesquisa.

Por fim, obrigada a todos que contribuíram, direta ou indiretamente para a concretização desse sonho.

“Dificuldades preparam pessoas comuns para destinos extraordinários”

C.S Lewis

RESUMO

O prolapso dos órgãos pélvicos (POP) é uma doença que atinge mulheres de diversas idades e acontece em decorrência da diminuição da rigidez do assoalho pélvico, que é um conjunto de músculos e ligamentos responsáveis pela sustentação do útero e outros órgãos da região, podendo causar, em seus estágios mais avançados, a descida dos mesmos através do canal vaginal. Alguns fatores podem aumentar a incidência da doença, como partos vaginais, histerectomia, excesso de peso e idade avançada. Em casos mais graves, a paciente sente uma sensação de peso na vagina e pode até ver parte do órgão saindo pelo exterior da mesma. Entender as propriedades biomecânicas das estruturas de suporte pode auxiliar na avaliação do prolapso, seus graus de ocorrência e os principais músculos e ligamentos responsáveis pela sustentação dos órgãos pélvicos. Diante disso, esse trabalho visa avaliar a influência dos parâmetros constitutivos dos ligamentos cardinais e uterossacrais e também do músculo levantador do ânus no deslocamento uterino. Para a obtenção dos resultados foi utilizado um código em Python que permitiu fazer as análises necessárias. Os resultados obtidos mostraram que o ligamento uterossacral é o que possui maior responsabilidade na sustentação do útero, quando comparado ao cardinal, mas que o músculo levantador do ânus também possui participação na sustentação desse órgão.

Palavras-chave: Biomecânica pélvica; Modelagem computacional; Engenharia computacional; Método dos Elementos Finitos.

ABSTRACT

Pelvic organ prolapse (POP) is a disease that affects women of different ages and occurs as a result of a decrease in the rigidity of the pelvic floor, which is a set of muscles and ligaments responsible for supporting the uterus and other organs in the region, which can cause , in its more advanced stages, their descent through the vaginal canal. Some factors can increase the incidence of the disease, such as vaginal births, hysterectomy, excess weight and advanced age. In more serious cases, the patient feels a sensation of heaviness in the vagina and may even see part of the organ protruding from the outside. Understanding the biomechanical properties of support structures can help in the assessment of prolapse, its degrees of occurrence and the main muscles and ligaments responsible for supporting the pelvic organs. Therefore, this work aims to evaluate the influence of the constitutive parameters of cardinal and uterosacral ligaments and also the levator ani muscle in uterine displacement. To obtain the results, a Python code was used that allowed the necessary analyzes to be carried out. The results obtained showed that the uterosacral ligament is the one that has greater responsibility in supporting the uterus, when compared to the cardinal ligament, but that the levator ani muscle also has a role in supporting this organ.

Keywords: Pelvic biomechanics; Computational modeling; Computational engineering; Finite Element Method.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Útero em sua posição normal e útero prolapsado	14
Figura 2 – Representação do útero e suas camadas	17
Figura 3 – Representação dos ligamentos e algumas estruturas pélvicas	18
Figura 4 – Representação do músculo levantador do ânus	19
Figura 5 – Representação dos tipos de prolapso	20
Figura 6 – Representação dos estágios do prolapso	21
Figura 7 – Ligamentos unidos, representados por duas estruturas (a), ligamentos separados em 4 estruturas (b)	27
Figura 8 – Útero (1), Ligamentos uterossacrais (3 e 4), Ligamentos cardinais (2 e 5), Iliococígeo (6), Puborretal (7), Pubococígeo (8)	27
Figura 9 – Modelo biomecânico completo	28
Figura 10 – Condições de contorno aplicadas ao modelo, destacadas em laranja	28
Figura 11 – Exemplo de arquivo com extensão .rpt exportado através do Abaqus	32
Figura 12 – Exemplo de uma das pastas contendo os arquivos utilizados para geração dos gráficos dos cenários de 1 a 6	34
Figura 13 – Cubo utilizado como corpo de prova no teste de tração	34
Figura 14 – Visão frontal de diferentes malhas de úteros criado com a ferramenta <i>Randomize</i> do Blender	35
Figura 15 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro α diminuindo em 60% seu valor original	37
Figura 16 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro μ diminuindo em 60% seu valor original	38
Figura 17 – Mapa de cores que apresenta o deslocamento de toda a estrutura pélvica analisada – a) Cenário 3, b) Cenário 2.	39
Figura 18 – Gráfico gerado quando foi variado o parâmetro C_{30} diminuindo em 10%, 30%, e 60% seus valores	39
Figura 19 – Rigidez equivalente obtida no ensaio de tração com 3 modelos constitutivos distintos	40
Figura 20 – Resultados obtidos ao danificar todos os parâmetros do modelo de Ogden em 10%, 30% e 60%	41
Figura 21 – Comparação média da danificação do LAM x USL	42
Figura 22 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro α diminuindo em 30% seu valor original	53
Figura 23 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro α diminuindo em 10% seu valor original	54
Figura 24 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro α aumentando em 10% seu valor original	54

Figura 25 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro α aumentando em 30% seu valor original	55
Figura 26 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro α aumentando em 60% seu valor original	55
Figura 27 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro μ aumentando em 10% seu valor original	56
Figura 28 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro μ aumentando em 30% seu valor original	56
Figura 29 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro μ aumentando em 60% seu valor original	57
Figura 30 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro μ diminuindo em 10% seu valor original	57
Figura 31 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro μ diminuindo em 30% seu valor original	58
Figura 32 – Gráfico gerado quando foi variado o parâmetro C_{10} aumentando em 10%, 30%, e 60% seus valores	58
Figura 33 – Gráfico gerado quando foi variado o parâmetro C_{20} aumentando em 10%, 30%, e 60% seus valores	59
Figura 34 – Gráfico gerado quando foi variado o parâmetro C_{30} aumentando em 10%, 30%, e 60% seus valores	59
Figura 35 – Gráfico gerado quando foi variado o parâmetro C_{10} diminuindo em 10%, 30%, e 60% seus valores	60
Figura 36 – Gráfico gerado quando foi variado o parâmetro C_{20} diminuindo em 10%, 30%, e 60% seus valores	60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Graus de ocorrência do prolapso uterino	21
Tabela 2 – Tabela exibindo as interações impostas entre as partes do modelo . . .	29
Tabela 3 – Tabela exibindo os modelos constitutivos atribuídos a cada estrutura e o valor dos parâmetros utilizados na primeira etapa de análise	30
Tabela 4 – Variações adotadas para as simulações do músculo levantador do ânus .	34
Tabela 5 – Massas das malhas dos órgãos para cada modelo, em gramas.	36

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

USL	Ligamentos uterossacrais (do inglês <i>Uterosacral Ligament</i>)
CL	Ligamentos cardinais (do inglês <i>Cardinal Ligament</i>)
POP	Prolapso de órgãos pélvicos
MEF	Método dos Elementos Finitos
STL	<i>Standard triangle language</i>
MV	Manobra de Valsalva
PIT	Pressão intratorácica
PIA	Pressão intra-abdominal
PVM	Músculo pubovisceral (do inglês <i>Pubovisceral Muscle</i>)
LAM	Músculo levantador do ânus (do inglês <i>Levator Ani Muscle</i>)
LDL	Lipoproteína de baixa densidade
HDL	Lipoproteína de alta densidade

LISTA DE SÍMBOLOS

α_i	Coefficientes exponenciais, adimensionais do modelo de Ogden
D_i	Parâmetro utilizado para indicar alterações de volume
μ_i	Parâmetro de elasticidade
C_{i0}	Parâmetros de entrada do modelo de Yeoh
\bar{I}_i	Invariantes dos tensores de deformação principal
λ_i	Valores próprios (autovalores) da matriz de deformação, que dependem das deformações principais

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	OBJETIVOS	15
1.1.1	Objetivo geral	15
1.1.2	Objetivos específicos	15
1.2	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	16
2	REFERENCIAL TEÓRICO	17
2.1	ÚTERO E LIGAMENTOS	17
2.2	MÚSCULO LEVANTADOR DO ÂNUS	18
2.3	PROLAPSO	20
2.4	MODELOS BIOMECÂNICOS	21
2.5	MODELOS CONSTITUTIVOS	23
3	MATERIAIS E MÉTODOS	26
3.1	REFORMULAÇÃO DO MODELO BIOMECÂNICO	26
3.2	SIMULAÇÕES	30
3.3	PYTHON	31
3.4	RIGIDEZ EQUIVALENTE DO MÚSCULO LEVANTADOR DO ÂNUS	33
3.5	AUMENTO DA AMOSTRAGEM EM TERMOS DE MODELAGEM GEO- MÉTRICA	35
4	RESULTADOS	37
4.1	RESULTADOS OBTIDOS PARA OS LIGAMENTOS	37
4.2	RESULTADOS OBTIDOS PARA O MÚSCULO LEVANTADOR DO ÂNUS	38
5	DISCUSSÃO	43
6	CONCLUSÃO	45
6.1	TRABALHOS FUTUROS	45
	REFERÊNCIAS	47
	APÊNDICE A – Imagens obtidas como resultado para o parâmetro α	53

1 INTRODUÇÃO

O útero é um órgão importante do sistema reprodutor feminino, sendo sustentado em sua posição anatômica por várias estruturas de suporte, incluindo os ligamentos uterinos e o assoalho pélvico. Com o envelhecimento e também alguns outros fatores como obesidade e parto vaginal, essas estruturas tendem a perder sua rigidez, podendo ocasionar prolapso (46). O prolapso é uma doença benigna que atinge os órgãos pélvicos e é bastante comum entre mulheres, podendo causar protuberância e pressão vaginal, bem como disfunção miccional e defecatória, de forma a afetar de maneira negativa a qualidade de vida das mesmas (51).

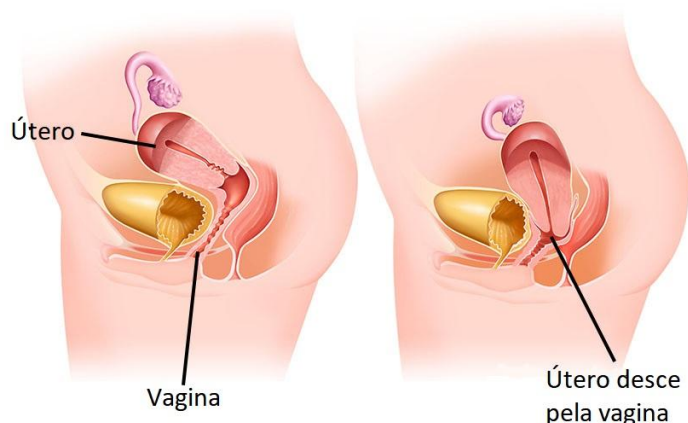
As principais estruturas de suporte do útero consistem nos ligamentos cardinais, ligamentos uterossacrais e o músculo levantador do ânus (LAM) (30). Os ligamentos uterossacrais consistem em uma estrutura fibrosa, que se estende do colo do útero até o sacro. Já os ligamentos cardinais se estendem da parte inferior do útero até a parede pélvica lateral, enquanto o músculo levantador do ânus se estende da espinha isquiática até a linha média da parte inferior do osso sacro e do cóccix (53). Com a diminuição da rigidez do músculo levantador do ânus, os ligamentos se estiram a fim de manter o útero em sua posição normal, mas nem sempre conseguem suportar, vindo a ocorrer o prolapso, que consiste na descida do útero além da vagina (52).

A doença de prolapso pode ser classificada em alguns estágios e é necessário buscar tratamento, para que a mesma não avance para níveis mais graves. Alguns sintomas podem ser sensação de pressão e peso dentro da vagina e dor lombar. O primeiro estágio da doença é quando o útero se projeta um pouco para dentro da vagina, o segundo é quando o útero desce e se aproxima da abertura vaginal e no estágio 3 é possível visualizar o útero externamente pela vagina, quando ele se projeta para fora da mesma (4), como é mostrado na Figura 1.

O deslocamento do útero está diretamente ligado à pressão abdominal imposta, sendo que esse deslocamento é normal até certo ponto, pois ao realizar ações simples do dia a dia, como levantar, tossir, defecar e empurrar objetos pesados, ocorre a contração e relaxamento das estruturas musculares, fazendo com que ocorra essa movimentação. Mas, com a diminuição da rigidez das estruturas de suporte, esse deslocamento se torna maior, vindo a ocasionar o prolapso (36). As ações citadas anteriormente, como tossir ou espirrar caracterizam a manobra de Valsalva que é uma técnica realizada no dia-a-dia de todo ser humano. Durante essas atividades é normal o indivíduo expirar contra a glote fechada, ao mesmo tempo em que a pressão intratorácica (PIT) e pressão intra-abdominal (PIA) aumentam (7). Esse acontecimento é o que representa a manobra de Valsalva.

De acordo com o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), a população idosa está crescendo cada vez mais, sendo que as mulheres são presença significativa nesse

Figura 1 – Útero em sua posição normal e útero prolapsado



Fonte: Adaptado de (4).

grupo (44). Com isso, a tendência é que os casos de prolapso sejam cada vez maiores, visto que sua ocorrência possui relação também com o envelhecimento. Então é fundamental entender as causas e as opções de tratamento da doença (6).

Os métodos de tratamento irão depender do grau do prolapso. Quando ainda em fase inicial, o fortalecimento dos músculos do assoalho pélvico pode ser o suficiente para resolver o problema. Já em casos mais graves, será necessária intervenção cirúrgica para reparar os tecidos enfraquecidos ou até receber uma malha sintética para substituir a estrutura danificada (4).

Para estudo e análise, por parte da medicina, de doenças como o prolapso, são levados em consideração exames físicos e também a anatomia macroscópica do corpo humano. Com o uso da modelagem computacional e a existência de exames de imagens cada vez mais sofisticados, as análises biomecânicas tem sido aperfeiçoadas (21).

Existem diversos trabalhos (11, 24, 32, 39) que utilizam modelos computacionais para análises em diferentes áreas de pesquisa, inclusive sobre os órgãos e musculaturas pélvicas. As contribuições da modelagem computacional tendem a ser cada vez maiores, visto que é uma área em constante evolução.

A modelagem computacional pode ser considerada um conceito fundamental para o desenvolvimento científico atual, visto que envolve a criação de modelos matemáticos que descrevem as relações entre as variáveis do sistema em estudo e a utilização de métodos numéricos para simular o comportamento do sistema. Esses modelos podem ser utilizados para prever o comportamento de determinadas estruturas através de simulações computacionais de problemas de diversas áreas (35).

Dentro do campo da modelagem computacional existem algumas técnicas específicas, como por exemplo a análise por elementos finitos, que visa determinar o estado de tensão e

deformação de um sólido sujeito a ações exteriores, e é utilizada na resolução de equações diferenciais parciais que descrevem o comportamento de determinados sistemas (5).

Existem atualmente *softwares* de elementos finitos que permitem a construção de modelos e também a simulação dos mesmos, a fim de analisar o comportamento das estruturas e também dos materiais. A utilização desses programas computacionais, que na maioria das vezes possui interface bastante intuitiva, permite ao projetista obter resultados fidedignos, facilitando o processo de modelagem e análise (5).

Um outro conceito que será utilizado neste trabalho será o de modelos constitutivos, que são frequentemente usados em conjunto com o método dos elementos finitos para simular o comportamento de estruturas e materiais sob diferentes cargas físicas e condições. Esses modelos têm como função interpretar e prever a relação entre tensão e deformação de um material ao sofrer ação de uma determinada carga (13). Os *softwares* de elementos finitos permitem aos usuários utilizar as equações constitutivas de diversos modelos, a depender do material estudado.

Diante disso, esse trabalho visa contribuir com o desenvolvimento da pesquisa na área de estruturas pélvicas, a fim de analisar e estudar o efeito de alguns dos ligamentos do assoalho pélvico e também do músculo levantador do ânus sobre o deslocamento do útero diante do aumento da pressão abdominal.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo geral

O objetivo geral desse trabalho consiste em realizar um estudo paramétrico das propriedades das estruturas de sustentação dos órgãos pélvicos a fim de analisar sua influência no deslocamento uterino.

1.1.2 Objetivos específicos

Além do objetivo geral, esse trabalho também possui alguns objetivos específicos, como:

- Compreender as relações fisiológicas entre os ligamentos cardinais e uterossacrais e o deslocamento uterino;
- Comparar o efeito de alterações paramétricas nos ligamentos uterossacrais, ligamentos cardinais e músculo levantador do ânus em relação ao deslocamento uterino
- Analisar o impacto que cada um dos parâmetros da equação paramétrica exerce sobre o deslocamento uterino.

1.2 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

A estruturação desse estudo se dá da seguinte forma: no Capítulo 2, são descritos os materiais, ferramentas e conceitos que foram necessários para o embasamento dessa pesquisa, e para que fosse possível alcançar os resultados e objetivos propostos. No Capítulo 3 serão apresentados os passos para o desenvolvimento do trabalho, todas as etapas que foram realizadas, bem como os dados que foram utilizados nas simulações. No Capítulo 4 serão mostrados os resultados obtidos após as simulações, e também algumas análises acerca dos resultados. No Capítulo 5 é apresentada uma discussão em relação a trabalhos presentes na literatura, de forma a comentar e verificar se os resultados obtidos com essa pesquisa concordam, discordam, ou vem para somar com os estudos já realizados. Por fim, o Capítulo 6 apresenta as considerações finais e também as propostas de trabalhos futuros.

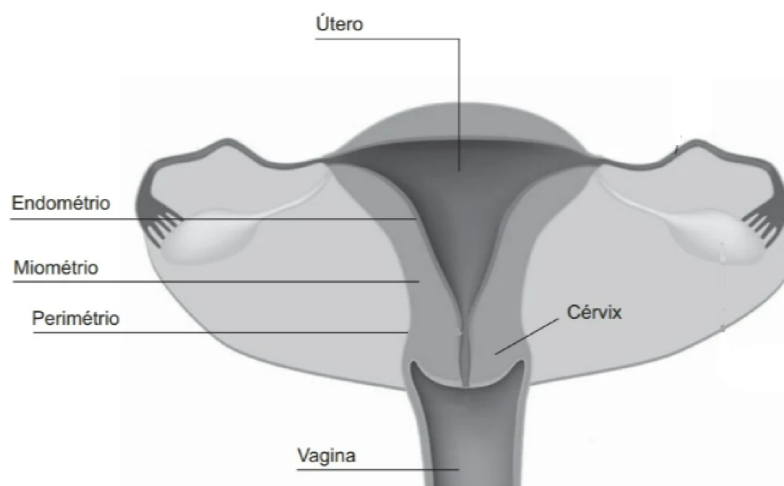
2 REFERENCIAL TEÓRICO

Neste capítulo serão apresentados os conceitos fundamentais que serviram de base para auxiliar e apoiar o desenvolvimento da pesquisa.

2.1 ÚTERO E LIGAMENTOS

O útero é um órgão do sistema reprodutor feminino, localizado na cavidade pélvica entre o reto e a bexiga e constituído de três camadas: o endométrio, que representa a camada mais interna e sofre modificações no ciclo menstrual, o miométrio, camada média que compreende a maior parte da parede interna do útero e o perimétrio, que constitui a camada mais externa. Em geral, o útero é um órgão vital do sistema reprodutor feminino, que desempenha papel essencial na menstruação, gravidez e parto (58). Essa é uma estrutura muscular de paredes espessas localizada na linha média da cavidade pélvica abdominal e é constituída por quatro partes, sendo elas o fundo (parte superior), o corpo (parte principal), o cérvix (parte inferior) e o istmo (que conecta o colo e o corpo) (50). As estruturas do útero citadas anteriormente são representadas na Figura 2.

Figura 2 – Representação do útero e suas camadas

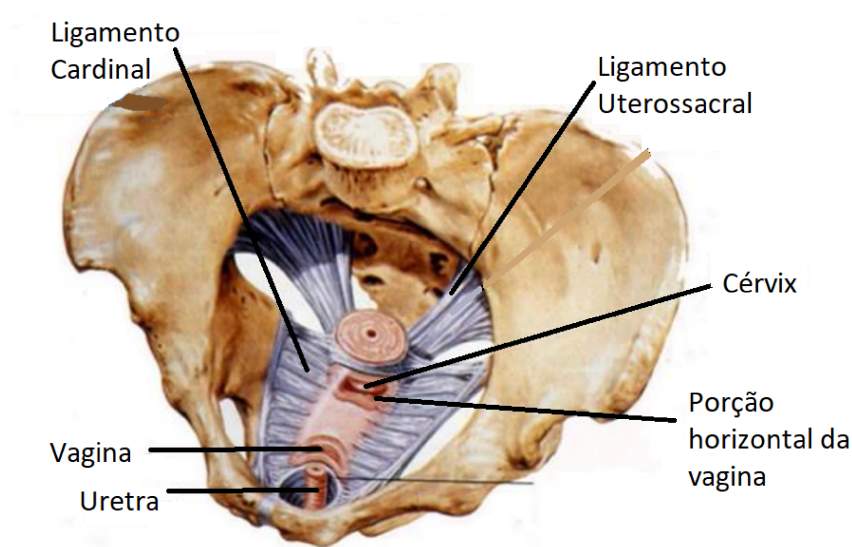


Fonte: Retirado de (58).

Os ligamentos são estruturas de grande importância no suporte dos órgãos pélvicos, sendo que falhas em seu funcionamento podem acarretar em algumas disfunções pélvicas. Os principais ligamentos encontrados na região pélvica são os ligamentos cardinais e uterossacrais, responsáveis por sustentar a vagina e o útero, o ligamento pubovesical que sustenta a bexiga e o ligamento pubouretral que oferece sustentação para a uretra e o ânus (19).

Como o objeto principal de estudo desse trabalho é o deslocamento do útero, serão tratados os ligamentos cardinais e uterossacrais apenas. O ligamento uterossacral em uma extremidade está fixado ao sacro, osso que fica na base da coluna vertebral e, na outra extremidade, se junta ao útero e à parte superior da vagina. Já o ligamento cardinal fixa-se à vagina, enquanto na outra extremidade se encontra fixo à parede lateral pélvica (9).

Figura 3 – Representação dos ligamentos e algumas estruturas pélvicas



Fonte: Retirado de (9).

O ligamento cardinal é composto principalmente por tecido conjuntivo, formado em sua maior parte por fibroblastos, responsáveis pela produção de colágeno e elastina, além de fornecer força tênsil a essa estrutura (63). O mesmo se repete para o ligamento uterossacral, que também possui sua composição formada majoritariamente por tecido conjuntivo fibroso, formado pelos fibroblastos. Mas, a composição desses ligamentos pode variar de pessoa para pessoa, e também pode ser afetada por alguns fatores, como genética, idade e hormônios.

O ligamento uterossacral se estende desde o colo uterino até o sacro, tendo dimensões aproximadas de 2-3cm de largura, 5,5cm de comprimento e 0,5-2cm de espessura. Já o ligamento cardinal se insere do colo uterino até à parede póstero-lateral da pélvis e por formar um complexo com o ligamento uterossacral, possui dimensões semelhantes a ele (8, 60).

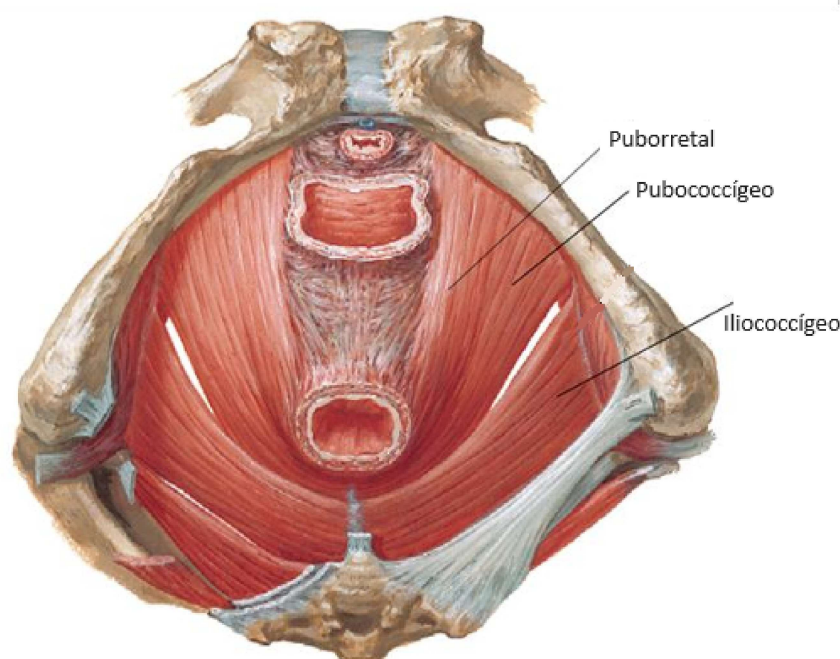
2.2 MÚSCULO LEVANTADOR DO ÂNUS

O músculo levantador do ânus desempenha um papel fundamental no suporte dos órgãos pélvicos, se ajustando automaticamente às variações de postura e pressão que são impostas ao abdômen, de forma a suportar às vísceras pélvicas. Com isso, a falha dessa

estrutura pode levar o paciente a adquirir a doença de prolapso dos órgãos pélvicos e, em alguns casos, ser necessária intervenção cirúrgica. Além disso, auxilia também no bom funcionamento sexual, na defecação e micção (20).

Essa estrutura é bastante complexa e possui formato de funil, composta principalmente de músculo estriado com alguns componentes de músculo liso (38). Ela se localiza em ambos os lados da parte inferior da pelve, se formando a partir de três músculos, sendo eles o músculo puborretal, pubococcígeo e o iliococcígeo. As estruturas que compõem o músculo levantador do ânus são apresentadas na Figura 4.

Figura 4 – Representação do músculo levantador do ânus



Fonte: Retirado de (60).

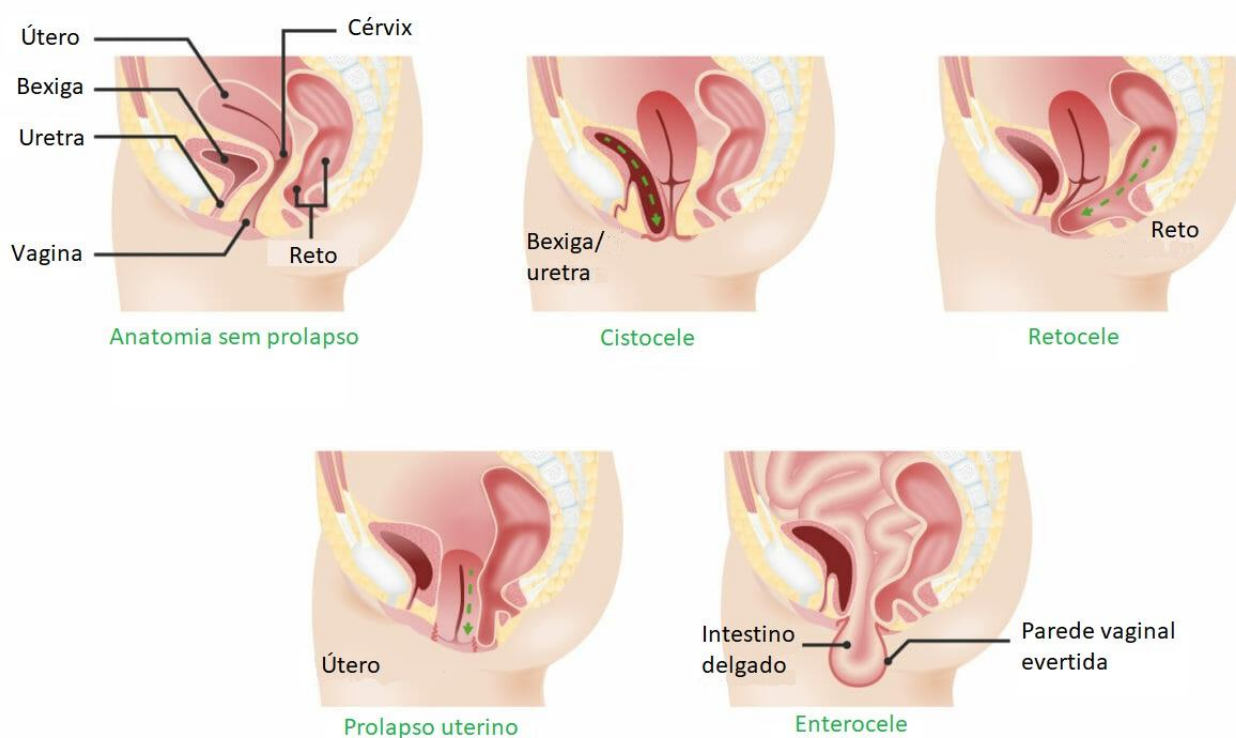
O músculo puborretal tem origem na parte inferior da sínfise púbica e da camada fascial superior do diafragma urogenital, seguindo para trás, formando uma tipoia ao redor do reto. Já o pubococcígeo tem origem na face posterior dos ramos inferiores do púbis e da parte anterior da fáscia obturadora, se inserindo, do outro lado, no corpo anococcígeo e cóccix. Além disso, esse músculo tem variação a depender do sexo. No sexo feminino se insere na vagina como músculo pubovaginal e no sexo masculino se insere na próstata como músculo puboprostático (29). O músculo iliococcígeo tem origem no arcus tendíneo levantador do ânus e passa para trás e para baixo na linha média, as fibras posteriores se inserem no cóccix e as fibras anteriores no corpo anococcígeo (37).

2.3 PROLAPSO

O prolapso dos órgãos pélvicos (POP) é uma doença que consiste no relaxamento dos ligamentos e músculos pélvicos, ocasionando a descida da bexiga, uretra, reto ou útero para o interior do canal vaginal. Essa doença tem se tornado cada vez mais frequente, sendo que aproximadamente uma em cada 11 mulheres fazem cirurgia para tratar o prolapso (31).

O prolapso do reto é chamado retocele, o da bexiga é conhecido cistocele, o do intestino delgado é enterocele e o do útero prolapso uterino, que é o objeto de estudo principal dessa pesquisa. Em todos os tipos, o sintoma mais comum é sentir uma pressão na região da vagina, tendo a impressão que o órgão está se projetando para fora da mesma. Uma representação dos tipos de prolapso pode ser observada na Figura 5.

Figura 5 – Representação dos tipos de prolapso



Fonte: Retirado de (51).

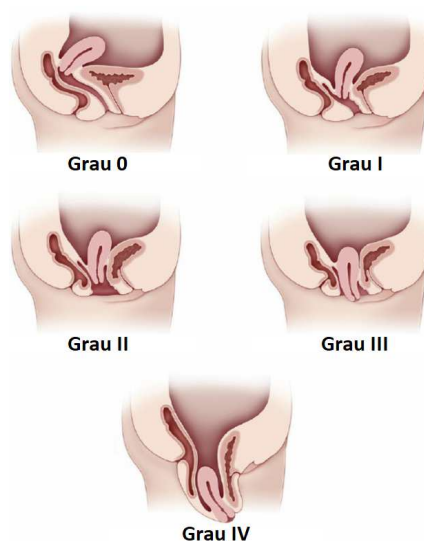
O prolapso pode ser caracterizado de acordo com o grau de descida das estruturas, como mostram a Tabela 1 e a Figura 6, sendo o grau IV o mais grave deles, onde é possível visualizar o órgão pela parte externa da vagina.

Tabela 1 – Graus de ocorrência do prolapso uterino

GRAU	DESCRIÇÃO
Grau I	Descida entre a sua posição anatômica normal e a altura das espinhas esquiáticas
Grau II	Descida entre as espinhas esquiáticas e o hímen
Grau III	Descida para fora do nível do hímen
Grau IV	Prolapso total, para fora do plano vulvar

Fonte: Retirado de (60).

Figura 6 – Representação dos estágios do prolapso



Fonte: Retirado de (9).

Existem alguns fatores que podem aumentar o risco em desenvolver prolapso, como é o caso da obesidade, que pode aumentar em aproximadamente 1,5 vezes as chances de ocorrer a doença (17). O envelhecimento também é um fator que pode ser levado em consideração, pois com o passar dos anos os músculos e ligamentos tendem a perder sua rigidez, acarretando assim na diminuição de sua capacidade de manter os órgãos em sua posição original (60). Além disso, o número de partos normais que a mulher foi submetida também pode aumentar as chances de desenvolver a doença.

Com isso, torna-se de fundamental importância estudar e entender como as estruturas de suporte se comportam, e quais são os principais ligamentos responsáveis pela sustentação e apoio do útero.

2.4 MODELOS BIOMECÂNICOS

A biomecânica é uma área multidisciplinar que combina princípios de física, engenharia e biologia, a fim de estudar os movimentos e forças que ocorrem nos organismos

vivos. Os modelos biomecânicos, que são peça fundamental da biomecânica, consistem em uma representação de um sistema biológico, como o corpo humano, com o principal objetivo de analisar e compreender as interações desse sistema (3).

A geometria dos modelos biomecânicos podem ser construídos, por exemplo, através de exames de imagens, como é o caso da ressonância magnética. Para isso, é preciso autorização do paciente e também do comitê de ética para que as imagens sejam utilizadas para estudo. Existem *softwares* que possuem como finalidade essa reconstrução, como é o caso do InVesalius, onde a imagem médica é importada para a geração do modelo 3D que representa a estrutura presente no exame. Nesse método, para que o modelo gerado possua uma boa qualidade, é necessário que as imagens do exame tenham qualidade satisfatória.

O modelo biomecânico pode envolver a análise de um único membro corporal, ou de um conjunto de membros, a depender dos aspectos que se deseja analisar. Além disso, é possível estudar também a anatomia e propriedades dos tecidos corporais, como a rigidez dos músculos e ligamentos. A compreensão das forças que atuam sobre as estruturas do corpo humano também são aspectos que podem ser analisados com o auxílio dos modelos biomecânicos, em conjunto com o método dos elementos finitos (56).

A biomecânica é uma área que vem ganhando grandes proporções, crescendo a cada dia. As simulações através do computador abrem um leque de possibilidades de estudos e análises, que talvez não seriam viáveis de serem realizadas em seres humanos. Existem diversos estudos que utilizam essa poderosa ferramenta para seu desenvolvimento, como é o caso de Completo et al. (2019), que utilizaram simulações biomecânicas computacionais para avaliar qual a melhor posição para realizar o enxerto para reconstrução do ligamento cruzado anterior. Os autores utilizaram modelos de elementos finitos do joelho original e também com reconstrução do ligamento cruzado anterior e compararam a pressão de contato na cartilagem, a rotação e translação do fêmur e dos meniscos e a deformação nos ligamentos em 4 posições distintas. Um outro exemplo é a pesquisa de Da Rocha (2020) que desenvolveu, através do *software* Abaqus, um modelo geométrico representativo da mama, incluindo pele, tecido adiposo, tecido fibroglandular e músculo, a fim de estudar o comportamento dos tecidos saudáveis e tumores benignos e malignos de diferentes dimensões em mamas com densidades distintas, quando sujeitas a forças externas. Além desses, Pleouras et al. (2020) disseram que a aterosclerose é uma das principais causas de mortalidade em todo o mundo, sendo necessário estratégias de prevenção. Com isso, os autores desenvolveram um modelo computacional para simular o crescimento de placas em 94 artérias coronárias reconstruídas em 3D, de forma a considerar diversos fatores do processo aterosclerótico, inclusive efeitos do estresse de cisalhamento endotelial, responsável pelo início da doença, e fatores biológicos como LDL (lipoproteína de baixa densidade) e HDL (lipoproteína de alta densidade), monócitos, citocinas, entre outros.

Tratando de estudos voltados para a cavidade pélvica, Silva et al. (2021) avaliaram

o uso de implante sintético para correção da doença do prolapso e puderam concluir que a simulação computacional permitiu imitar o comportamento biomecânico dos USLs (ligamentos uterossacrais, do inglês *uterosacral ligaments*) e CLs (ligamentos cardinais, do inglês *cardinal ligaments*) ao aplicar diferentes técnicas de inserção do implante, e perceberam que tal técnica pode auxiliar no planejamento da cirurgia de prolapso. Um outro estudo que pode ser citado é o de Vilaça (2018), que objetivou estudar as disfunções pélvicas, a fim de compreender o efeito da aplicação de laser no tecido vaginal para auxiliar no rejuvenescimento dessa estrutura, e até que ponto esse método pode influenciar a elasticidade dos órgãos pélvicos, utilizando modelagem biomecânica e o método dos elementos finitos. Campos (2023) avaliou as disfunções pélvicas com estudos voltados para o parto. De acordo com o autor, as lesões sofridas durante o parto vaginal são um fator significativo no surgimento de disfunções do assoalho pélvico e, então, analisou o impacto tanto de um primeiro como segundo parto vaginal em tais disfunções, através de simulações computacionais. Em relação à bexiga e à uretra, Dos Santos (2018) modelou uma disfunção existente no trato urinário inferior, de modo a identificar e comparar as alterações mecânicas que geraram tal distúrbio. De acordo com Pereira (2016) as disfunções pélvicas têm sido cada vez mais associadas às lesões sofridas durante o parto vaginal, pois no segundo estágio do trabalho de parto o músculo pubovisceral (PVM), integrante do músculo levantador do ânus, pode ser parcialmente ou totalmente arrancado de sua origem, que é o osso púbico. Então o autor analisou os casos onde o PVM perde a sua capacidade de sustentação, seja total ou parcial, e é necessário a inserção de um implante, o quão forte tal material precisa ser, para que com ele, as funções de sustentação sejam reestabelecidas.

Com isso, é possível perceber que os modelos biomecânicos podem ser aplicados nas mais diversas áreas de estudo do corpo humano, sendo possível analisar desde as estruturas mais simples até as mais complexas, que envolvem estruturas distintas e estudos mais profundos. Tais estudos podem contribuir de forma significativa para melhorar o desempenho humano, a saúde e também a reabilitação.

2.5 MODELOS CONSTITUTIVOS

Os modelos constitutivos consistem em uma descrição matemática do comportamento dos materiais, estabelecendo a relação entre as cargas aplicadas e as deformações resultantes (48).

Ao utilizar o método dos elementos finitos é necessária a escolha de um modelo constitutivo adequado para representar o comportamento do material que será analisado. O modelo escolhido é implementado nas equações de cada um dos elementos finitos, de forma a descrever como o material irá se comportar com a carga aplicada. Existem vários modelos constitutivos, mas é importante fazer uma boa escolha, a depender das propriedades do material e do que será analisado.

Para modelos biomecânicos, a grande dificuldade é a implementação dos modelos constitutivos, pois praticamente todos os tecidos moles são propícios a grandes deformações. Para ensaios *in vivo* também se esbarra em algumas dificuldades, visto que testes em seres humanos voluntários só podem ser realizados com baixas cargas e, ao utilizar cadáveres, existe a limitação de que só é possível avaliar o estado passivo dos tecidos, músculos e ligamentos (27).

A cavidade pélvica é composta em sua maior parte por tecidos moles. Esse tipo de tecido envolve ligamentos, fâscias, músculos e nervos, que podem ser considerados materiais incompressíveis, devido à grande quantidade de água presente em sua composição. Essas estruturas tem capacidade de resistir a elevados níveis de deformações, retornando a seu estado inicial quando a carga é removida. Os ligamentos e músculos do assoalho pélvico são exemplos de tecidos moles. Ao longo dos anos, acarretado por diversos fatores, esses tecidos tendem a perder a elasticidade, fazendo com que não seja possível manter os órgãos como vagina e reto em suas posições normais (62).

Os tecidos moles presentes na cavidade pélvica possuem um comportamento hiperelástico. Os materiais dessa categoria possuem as características de sofrerem grandes deformações e, também, retornar ao seu estado original quando as forças são retiradas. A relação tensão-deformação para esse tipo de material é normalmente calculada utilizando uma função de densidade de energia de deformação (54). Neste trabalho serão abordados os modelos de Ogden e Yeoh, que são bastante utilizados para caracterização de materiais hiperelásticos, incluindo tecidos biológicos (67, 25).

No modelo de Ogden, a função energia de deformação é obtida em termos dos estiramentos principais do tensor de deformação Cauchy-Green esquerdo e também dos coeficientes de elasticidade, conhecidos como parâmetros de material. A energia de deformação utilizada para esse modelo no Abaqus é dada pela Equação 2.1 (retirada de (34)).

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) \quad (2.1)$$

onde N é a ordem do modelo, geralmente um número entre 1 e 3, α_i é uma quantidade adimensional, sem unidade, chamados de coeficientes exponenciais associados a cada termo na série infinita na função de Ogden. Já os λ_i são as variáveis que determinam o tipo de deformação associado a cada termo na equação de Ogden, e estão relacionados com as propriedades de estiramento, compressão e cisalhamento do material (64).

No programa de elementos finitos Abaqus o parâmetro D_i no modelo de Ogden é um dado de entrada. De acordo com a documentação do software, ao considerar o valor de todos os D_i como 0, o programa considera o material como totalmente incompressível, visto que os valores de D_i determinam a compressibilidade do material (2).

Já a energia de deformação para o modelo de Yeoh pode ser escrita conforme a Equação 2.2 (retirado de (34)),

$$W = \sum_{i=1}^3 C_i (I_1 - 3)^i \quad (2.2)$$

onde N e C_i são parâmetros de entrada do modelo, e C_i estão relacionados com a rigidez do material. A função de energia de deformação que caracteriza esse modelo depende apenas do primeiro invariante de deformação I_1 .

Os dois modelos (Ogden e Yeoh) serão utilizados nessa pesquisa através do *software* Abaqus. Para os ligamentos cardinais e uterossacrais foi aplicado o modelo de Ogden, com $N=1$. Para os músculos do assoalho pélvico foi utilizado o modelo de Yeoh ($N=3$) primeiramente e após foi aplicado o modelo de Ogden com $N=2$. Para a estrutura do útero foi utilizado o modelo de Ogden, com $N=3$.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo serão descritos todos os passos e procedimentos realizados para o desenvolvimento desse estudo e também para a obtenção dos resultados.

3.1 REFORMULAÇÃO DO MODELO BIOMECÂNICO

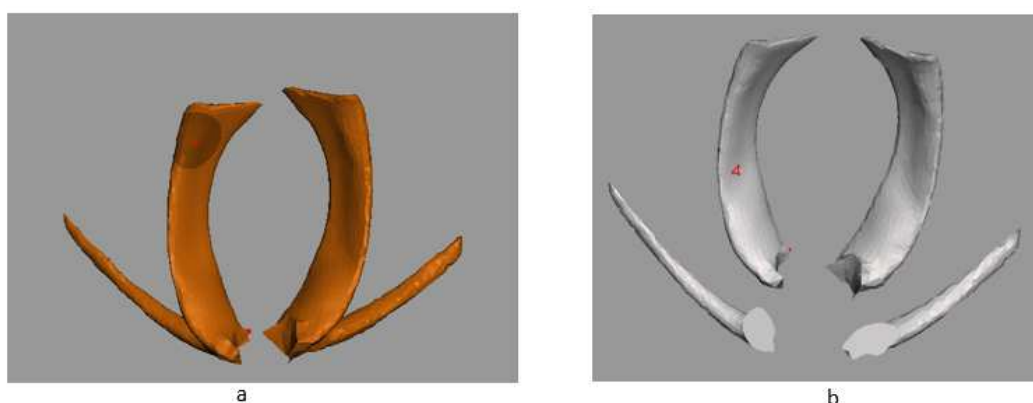
Como dito anteriormente, os ligamentos uterossacrais (USL) e cardinais (CL) estão inseridos nas principais estruturas que fornecem suporte para a vagina e para o útero. Toda mulher possui em seu assoalho pélvico um par de cada um desses ligamentos, sendo um USL e um CL de cada lado do útero (61). Além dos ligamentos, existe também o músculo levantador do ânus, que constitui o denominado diafragma pélvico, e é responsável pelo apoio dos órgãos pélvicos, principalmente o útero. Esse músculo apresenta simetria bilateral e é subdividido em 3 partes: pubococcígeo, iliococcígeo e puborretal (42).

O modelo biomecânico utilizado nessa pesquisa foi herdado de um modelo original mais completo, que foi construído por um grupo de pesquisa da Universidade do Porto, em Portugal (60), e gentilmente cedido para que fosse possível realizar esse estudo. Como a ideia central desse trabalho é a avaliação do prolapso uterino, o modelo foi remontado, a fim de deixar apenas as estruturas de interesse, o útero, os ligamentos uterossacrais e cardinais e o músculo levantador do ânus, que são os principais responsáveis pela sustentação uterina. Após a remontagem, todas as características do modelo precisaram ser reaplicadas. No modelo original, o útero era considerado uma cavidade fluída e, uma aluna do Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional da UFJF, aplicou modificações sobre essa estrutura, tornando-o um sólido preenchido (14).

Um outro ponto que precisou ser modificado, foi a maneira como os ligamentos estavam presentes no modelo. Como o intuito da pesquisa é avaliar a contribuição e interferência que cada um dos ligamentos exerce na sustentação do útero, era necessário fazer a separação dos mesmos, pois no modelo original o ligamento uterossacral e cardinal direitos eram uma única estrutura, e o mesmo ocorria para a porção esquerda. Então foi necessário aplicar algumas técnicas para realizar a separação dos mesmos em 4 partes distintas.

Para fazer essa separação foi utilizado o software MeshMixer. As duas estruturas contidas no modelo original, foram exportadas do Abaqus no formato STL, para serem importadas no MeshMixer, de forma que as alterações pudessem ser realizadas. No MeshMixer foi utilizada a ferramenta *PlaneCut*, que faz um corte na estrutura de acordo com a inclinação desejada. Esse procedimento foi aplicado para cada um dos lados, esquerdo e direito, e cada uma das 4 partes obtidas foram exportadas do MeshMixer, novamente no formato STL, e importadas de volta no Abaqus. A Figura 7 mostra as estruturas antes e depois das modificações.

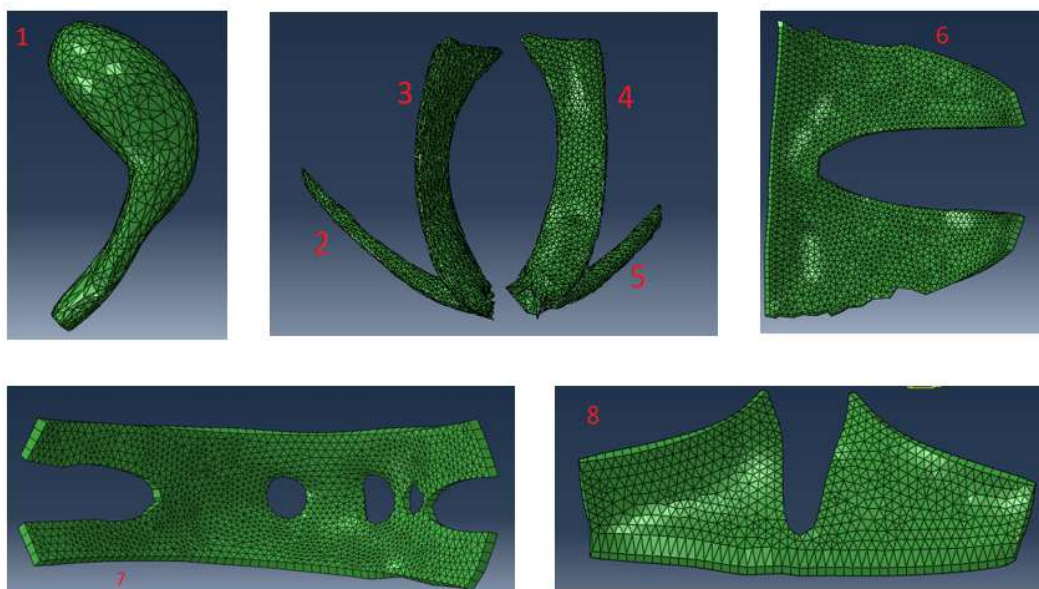
Figura 7 – Ligamentos unidos, representados por duas estruturas (a), ligamentos separados em 4 estruturas (b)



Fonte: Próprio autor.

As representações de cada uma das partes do modelo podem ser observadas abaixo, na Figura 8, e o modelo completo com todas as estruturas é mostrado na Figura 9.

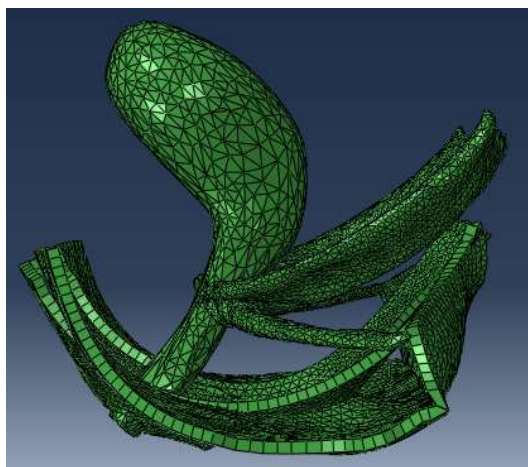
Figura 8 – Útero (1), Ligamentos uterossacrais (3 e 4), Ligamentos cardinais (2 e 5), Iliococcígeo (6), Puborretal (7), Pubococcígeo (8)



Fonte: Próprio autor.

Como foi necessário remontar o modelo, as condições de contorno e os carregamentos também precisaram ser reaplicados. Para as estruturas utilizadas no modelo biomecânico do presente estudo, as extremidades dos ligamentos cardinais e uterossacrais e do músculo levantador do ânus foram restringidos quanto ao deslocamento em todas as 3 direções principais, X, Y e Z, como é mostrado na Figura 10. Tais restrições se dão pois no corpo

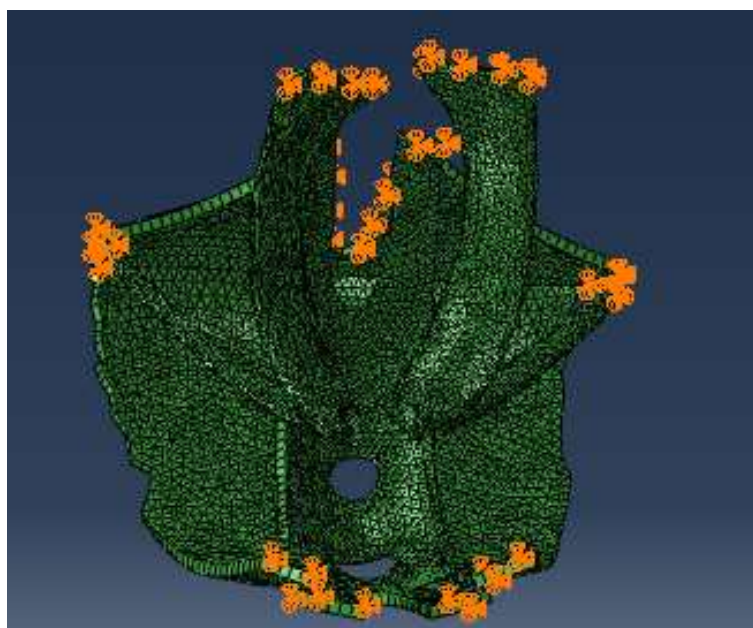
Figura 9 – Modelo biomecânico completo



Fonte: Próprio autor.

humano as extremidades dos músculos e ligamentos são fixadas em outras estruturas, como por exemplo, nos ossos.

Figura 10 – Condições de contorno aplicadas ao modelo, destacadas em laranja



Fonte: Próprio autor.

Para avaliar a doença de prolapso, foi adicionado um carregamento sobre o útero. Esse carregamento visa representar a pressão oriunda da manobra de Valsalva (MV). Como dito, a manobra de Valsalva faz com que as pressões intratorácica e intra-abdominal aumentem, causando uma força extra nos órgãos, músculos e ligamentos abdominais e pélvicos. O valor da pressão intratorácica quando o indivíduo se encontra em repouso foi

medido por alguns pesquisadores e chegou-se a uma média de 0,48 kPa (59, 15), enquanto a PIT durante a manobra de Valsalva foi em média 4.76 kPa para indivíduos que se encontravam na posição supina (41).

Como o modelo utilizado nesse estudo foi desenvolvido a partir de imagens de ressonância magnética, para encontrar o valor da pressão correspondente à manobra de Valsalva, foi preciso subtrair o valor da pressão em repouso, visto que o exame também é realizado na posição supina (onde o indivíduo se encontra deitado de barriga para cima).

O carregamento aplicado ao modelo seguiu as diretrizes apresentadas acima, onde considerou-se a pressão intra-abdominal durante a manobra de Valsalva como 4.5 kPa e em repouso como 0.5 kPa, ou seja, o carregamento aplicado sobre o útero referente a pressão da manobra de Valsalva foi de 4 kPa (41).

Outra propriedade que precisou ser definida foram as interações entre as partes do modelo, ou seja, como as conexões entre duas partes iriam se comportar. Para isso, foi utilizado o módulo *Constraints* do Abaqus, e definidas restrições do tipo *surface to surface*. Para esse tipo de restrição, é preciso definir a superfície *primary* e a superfície *secondary*. Para o modelo utilizado nesse estudo, foram definidas 6 restrições, como mostrado na Tabela 2:

Tabela 2 – Tabela exibindo as interações impostas entre as partes do modelo

INTERAÇÕES	PRIMARY	SECONDARY
Entre o útero e o músculo levantador do ânus (puborretal)	Puborretal	Útero
Entre os músculos pubococcígeo e iliococcígeo	Iliococcígeo	Pubococcígeo
Entre a porção direita do útero e o ligamento cardinal direito	Útero	Ligamento cardinal direito
Entre a porção esquerda do útero e o ligamento cardinal esquerdo	Útero	Ligamento cardinal esquerdo
Entre a porção direita do útero e o ligamento uterossacral direito	Útero	Ligamento uterossacral direito
Entre a porção esquerda do útero e o ligamento uterossacral esquerdo	Útero	Ligamento uterossacral esquerdo
Entre o útero e o músculo levantador do ânus	LAM	Útero

Fonte: Próprio autor.

Por último, foi preciso atribuir a cada uma das partes do modelo o material que as constituía. Como dito anteriormente, as simulações dependem inteiramente dos modelos constitutivos atribuídos a cada estrutura, e esses modelos dependem também do material

pertencente a cada uma das partes. Os modelos constitutivos atribuídos a cada uma das estruturas e os parâmetros utilizados serão apresentados na Tabela 3. Os dados referentes a cada um dos parâmetros foram retirados de estudos anteriores que utilizaram dados experimentais de cadáveres femininos que não possuíam nenhuma disfunção no assoalho pélvico (57), (55).

Tabela 3 – Tabela exibindo os modelos constitutivos atribuídos a cada estrutura e o valor dos parâmetros utilizados na primeira etapa de análise

ESTRUTURA	MODELO CONSTITUTIVO
Ligamentos Cardinas	Ogden com N=1 $\alpha_1 = 10.85$ $\mu_1 = 3.17$ $D=0$
Ligamentos Uterossacrais	Ogden com N=1 $\alpha_1 = 10.85$ $\mu_1 = 3.17$ $D=0$
Vagina e Útero	Ogden com N=3 $\alpha_1 = -3.41$ $\alpha_2 = -0.66$ $\alpha_3 = -6.48$ $\mu_1 = 92.24$ $\mu_2 = 39.29$ $\mu_3 = 54.68$
Músculo Levantador do Ânus	Ogden com N=1 $C_{10}=0.003$ $C_{20}=0.002$ $C_{30}=0.001$

Fonte: Adaptado de (10).

A partir do modelo montado, com todas as propriedades, carregamentos, condições de contorno e materiais definidos, foi possível dar início à primeira etapa de análises e simulações que serão descritas no tópico abaixo.

3.2 SIMULAÇÕES

Como o objetivo principal da pesquisa é avaliar a influência dos ligamentos na sustentação do útero, foi necessário realizar simulações com diferentes cenários, para que fosse possível fazer as devidas comparações.

O cenário original partiu dos dados obtidos por Brandão et al. (2015), onde teve o trabalho aprovado pelo Conselho de Revisão Institucional para realizar a pesquisa com

uma mulher, voluntária, de 24 anos que não possuía nenhuma anormalidade morfológica ou funcional. A mesma foi instruída a realizar a manobra de Valsalva corretamente enquanto fazia o exame de imagem, mais especificamente a ressonância magnética. Foram obtidas várias imagens com a mulher em posição supina e em repouso, e a melhor foi escolhida para análise.

O método de estudo adotado para este trabalho foi variar (para mais quanto para menos), a partir dos dados originais, cada um dos valores dos parâmetros em 10%, 30% e 60% para cada um dos cenários adotados, descritos abaixo.

- **Cenário 1:** Alterar unilateralmente um ligamento cardinal, fazendo a variação para cada um dos parâmetros e realizar cada uma das simulações;
- **Cenário 2:** Alterar unilateralmente o ligamento uterossacral, fazendo a variação para cada um dos parâmetros e realizar cada uma das simulações;
- **Cenário 3:** Alterar ao mesmo tempo ambos os ligamentos cardinais, fazendo a variação para cada um dos parâmetros e realizar cada uma das simulações;
- **Cenário 4:** Alterar ao mesmo tempo ambos os ligamentos uterossacrais, fazendo a variação para cada um dos parâmetros e realizar cada uma das simulações;
- **Cenário 5:** Alterar os ligamentos cardinal e uterossacral esquerdos, fazendo a variação para cada um dos parâmetros e realizar cada uma das simulações;
- **Cenário 6:** Alterar ao mesmo tempo todos os 4 ligamentos, fazendo a variação para cada um dos parâmetros e realizar cada uma das simulações;
- **Cenário 7:** Alterar os parâmetros do músculo levantador do ânus, fazendo a variação para cada um dos parâmetros e realizar cada uma das simulações;

Para cada um dos cenários de 1 a 6 foram realizadas 12 simulações, uma correspondente a cada variação dos parâmetros, totalizando 72 simulações, sendo que foi feita uma outra com os dados originais. Para o cenário 7, foram realizadas 18 simulações, totalizando ao final 91 simulações. O computador utilizado para realizar as simulações foi um notebook Samsung com processador Intel Core i5, com 8GB de memória RAM e HD de 1TB. Cada simulação demorou aproximadamente 7 minutos para realizar seu processamento completo e gerar o resultado.

3.3 PYTHON

Ao fazer simulações no Abaqus, o mesmo gera um arquivo de saída, que faz referência a tal simulação executada, e contém todas as informações dos objetos existentes

no modelo, como instâncias, etapas e dados de saída de cada campo. Esse arquivo possui extensão .odb, e é bastante utilizado para fins de engenharia e análises (1).

Além desse arquivo, é possível exportar também um relatório com extensão .rpt, que contém os dados selecionados em formato tabelado, para que possam ser utilizados em relatórios ou para fazer análises de forma mais fácil, utilizando, por exemplo, o excel.

Como para este trabalho, a variável de estudo era o deslocamento ao longo do tempo, o arquivo .rpt gerado para cada uma das simulações tinha o formato mostrado na Figura 11 abaixo, onde a primeira coluna representa o tempo, e a segunda mostra o deslocamento.

Figura 11 – Exemplo de arquivo com extensão .rpt exportado através do Abaqus

Arquivo	Editar	Exibir																																																																
		<table border="1"> <thead> <tr> <th>X</th> <th>XYData-2</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>0.</td><td>0.</td></tr> <tr><td>50.E-03</td><td>-28.1333E-03</td></tr> <tr><td>100.E-03</td><td>-56.1827E-03</td></tr> <tr><td>175.E-03</td><td>-98.1018E-03</td></tr> <tr><td>287.5E-03</td><td>-160.637E-03</td></tr> <tr><td>456.25E-03</td><td>-253.686E-03</td></tr> <tr><td>709.375E-03</td><td>-391.611E-03</td></tr> <tr><td>1.</td><td>-547.619E-03</td></tr> <tr><td>1.</td><td>-547.619E-03</td></tr> <tr><td>1.001</td><td>-549.451E-03</td></tr> <tr><td>1.002</td><td>-551.282E-03</td></tr> <tr><td>1.0035</td><td>-554.029E-03</td></tr> <tr><td>1.00575</td><td>-558.148E-03</td></tr> <tr><td>1.00912</td><td>-564.322E-03</td></tr> <tr><td>1.01419</td><td>-573.577E-03</td></tr> <tr><td>1.02178</td><td>-587.444E-03</td></tr> <tr><td>1.03317</td><td>-608.207E-03</td></tr> <tr><td>1.05026</td><td>-639.271E-03</td></tr> <tr><td>1.07589</td><td>-685.686E-03</td></tr> <tr><td>1.11433</td><td>-754.905E-03</td></tr> <tr><td>1.172</td><td>-857.843E-03</td></tr> <tr><td>1.25849</td><td>-1.0103</td></tr> <tr><td>1.38824</td><td>-1.23473</td></tr> <tr><td>1.58286</td><td>-1.56233</td></tr> <tr><td>1.87479</td><td>-2.03481</td></tr> <tr><td>2.</td><td>-2.23098</td></tr> <tr><td>2.</td><td>-2.23098</td></tr> <tr><td>2.1</td><td>-2.27061</td></tr> <tr><td>2.2</td><td>-2.31008</td></tr> <tr><td>2.35</td><td>-2.36901</td></tr> <tr><td>2.575</td><td>-2.45678</td></tr> </tbody> </table>	X	XYData-2	0.	0.	50.E-03	-28.1333E-03	100.E-03	-56.1827E-03	175.E-03	-98.1018E-03	287.5E-03	-160.637E-03	456.25E-03	-253.686E-03	709.375E-03	-391.611E-03	1.	-547.619E-03	1.	-547.619E-03	1.001	-549.451E-03	1.002	-551.282E-03	1.0035	-554.029E-03	1.00575	-558.148E-03	1.00912	-564.322E-03	1.01419	-573.577E-03	1.02178	-587.444E-03	1.03317	-608.207E-03	1.05026	-639.271E-03	1.07589	-685.686E-03	1.11433	-754.905E-03	1.172	-857.843E-03	1.25849	-1.0103	1.38824	-1.23473	1.58286	-1.56233	1.87479	-2.03481	2.	-2.23098	2.	-2.23098	2.1	-2.27061	2.2	-2.31008	2.35	-2.36901	2.575	-2.45678
X	XYData-2																																																																	
0.	0.																																																																	
50.E-03	-28.1333E-03																																																																	
100.E-03	-56.1827E-03																																																																	
175.E-03	-98.1018E-03																																																																	
287.5E-03	-160.637E-03																																																																	
456.25E-03	-253.686E-03																																																																	
709.375E-03	-391.611E-03																																																																	
1.	-547.619E-03																																																																	
1.	-547.619E-03																																																																	
1.001	-549.451E-03																																																																	
1.002	-551.282E-03																																																																	
1.0035	-554.029E-03																																																																	
1.00575	-558.148E-03																																																																	
1.00912	-564.322E-03																																																																	
1.01419	-573.577E-03																																																																	
1.02178	-587.444E-03																																																																	
1.03317	-608.207E-03																																																																	
1.05026	-639.271E-03																																																																	
1.07589	-685.686E-03																																																																	
1.11433	-754.905E-03																																																																	
1.172	-857.843E-03																																																																	
1.25849	-1.0103																																																																	
1.38824	-1.23473																																																																	
1.58286	-1.56233																																																																	
1.87479	-2.03481																																																																	
2.	-2.23098																																																																	
2.	-2.23098																																																																	
2.1	-2.27061																																																																	
2.2	-2.31008																																																																	
2.35	-2.36901																																																																	
2.575	-2.45678																																																																	

Fonte: Próprio autor.

Para o estudo, era necessário fazer a comparação dos resultados obtidos em cada uma das simulações a fim de avaliar os parâmetros do modelo. Por essa razão, foi desenvolvido um código utilizando a linguagem de programação Python, para que fosse possível fazer as devidas análises. Era necessário plotar um gráfico contendo informações

de 6 arquivos distintos. Então o algoritmo desenvolvido mostra esse resultado, onde gera um único gráfico para todos os arquivos .rpt contidos dentro de um diretório.

O primeiro passo executado pelo código é atribuir a uma lista todos os nomes dos arquivos presentes na pasta. Após isso, percorre essa lista fazendo a limpeza de cada um dos arquivos, pois como é possível observar na Figura 11, o arquivo .rpt possui vários espaços em branco na parte superior e na lateral esquerda, o que dificultaria a leitura dos dados. No passo seguinte, o algoritmo utiliza a função *split()* do Python para dividir a *string* que contém todos os dados em *substrings*, onde cada linha é uma *substring*.








Por último, o algoritmo atribui a duas variáveis distintas o valor contido em cada posição da substring, sendo a primeira o tempo e a segunda o deslocamento. Com esses dados, o gráfico é gerado para análises posteriores.

Para as simulações, foram utilizados inicialmente os 6 primeiros cenários descritos no tópico anterior. Para a geração dos resultados, como a intenção era avaliar os ligamentos, era necessário estudar as condições para os mesmos valores de parâmetros em cada cenário diferente. Então, como o algoritmo lê todos os arquivos de uma determinada pasta, foram criadas 12 pastas, contendo cada uma 6 arquivos. Por exemplo, para o parâmetro $\alpha = 11.935$ foi criada uma pasta, e nela continha os arquivos das simulações referentes a cada um dos cenários onde foi utilizado esse parâmetro com esse respectivo valor, como é mostrado na Figura 12 abaixo. Além dos 6 arquivos das simulações, todas as 12 pastas continham também o arquivo com os dados originais, para serem gerados todos no mesmo gráfico, para comparações. O mesmo processo ocorreu para o cenário 7, porém foram geradas 6 pastas, 3 para o aumento de cada parâmetro, e 3 para a diminuição. Cada uma dessas 6 pastas continha 4 arquivos, sendo um com os dados originais, de referência, e os outros 3 continham as variações dos respectivos parâmetros, a depender do dado aplicado (10%, 30% ou 60%).

3.4 RIGIDEZ EQUIVALENTE DO MÚSCULO LEVANTADOR DO ÂNUS

Inicialmente, foi adotado o modelo de Yeoh para descrever o comportamento do músculo levantador do ânus, mas não se percebeu impacto significativo do dano deste músculo no prolapso uterino. Assim, buscou-se na literatura outras referências de modelagem para se verificar. Xu et al. (2023) utilizou um modelo linear elástico, enquanto Dias et al. (2017) utilizou o modelo de Ogden. Os parâmetros utilizados em cada um dos modelos é descrito na Tabela 4. Foi feita a simulação computacional de um ensaio de tração em um corpo de prova prismático unitário engastado na extremidade esquerda e com o movimento restringido nas três direções na extremidade direita (Figura 13). Essa simulação foi realizada para cada um dos três modelos constitutivos a fim de compará-los.

Figura 12 – Exemplo de uma das pastas contendo os arquivos utilizados para geração dos gráficos dos cenários de 1 a 6

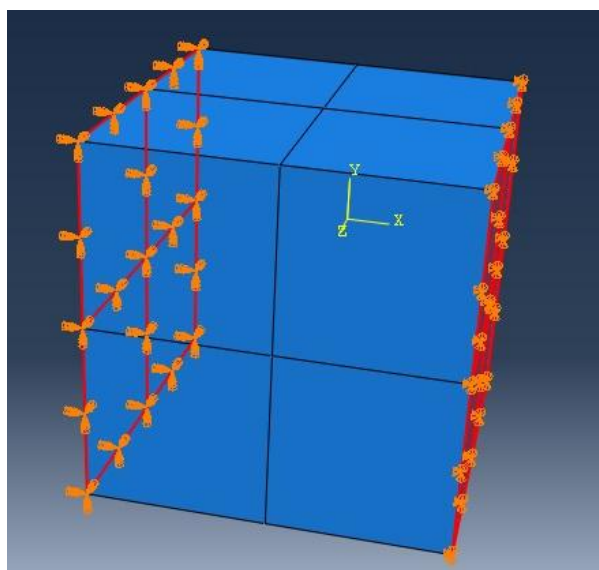
 alpha1=11,935AmbosCardinais	28/05/2023 16:37	Arquivo RPT	3 KB
 alpha1=11,935AmbosSacrais	28/05/2023 18:22	Arquivo RPT	3 KB
 alpha1=11,935Cardinal	24/05/2023 19:07	Arquivo RPT	3 KB
 alpha1=11,935CardinalUterosacral	31/05/2023 21:08	Arquivo RPT	3 KB
 alpha1=11,935Sacral	04/06/2023 16:14	Arquivo RPT	3 KB
 alpha1=11,935TodosLig	01/06/2023 19:50	Arquivo RPT	3 KB
 dadosOriginais	15/06/2023 19:00	Arquivo RPT	3 KB

Fonte: Próprio autor.

Tabela 4 – Variações adotadas para as simulações do músculo levantador do ânus

MODELO CONSTITUTIVO	PARÂMETROS
Elástico Linear (Xu et al. (2023))	Módulo de Young = 2MPa Coeficiente Poisson = 0.45
Ogden (Dias et al. (2017))	$\mu_1 = 0.0082\text{MPa}$ $\alpha_1 = 0.1803$ $\mu_2 = 0.0216\text{MPa}$ $\alpha_2 = 15.112$

Figura 13 – Cubo utilizado como corpo de prova no teste de tração



Fonte: Próprio autor.

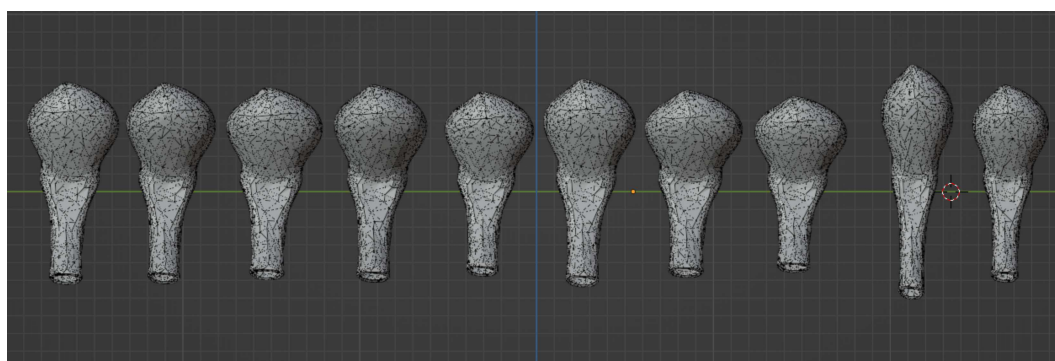
3.5 AUMENTO DA AMOSTRAGEM EM TERMOS DE MODELAGEM GEOMÉTRICA

Os estudos envolvendo biomecânica, como é o caso dessa pesquisa, ainda possuem limitações no que se trata da obtenção de dados para análises, pois é custoso conseguir aprovações para que se possa trabalhar com estudos em seres humanos. Por esse fato, os testes costumam ser baseados em apenas um modelo, vindo de um único paciente.

No caso desse estudo, que envolve a área pélvica, o modelo utilizado foi construído a partir de exame de ressonância magnética de apenas uma mulher. Esse fato é bastante limitador, pois por se tratar do corpo humano, é notório que cada indivíduo possui características específicas, seja para ossos, órgãos ou tecidos moles.

Diante disso, além de realizar toda a análise equivalente a apenas um modelo, foi gerado também, com o auxílio do *software* Blender, outros 10 modelos diferentes do assoalho pélvico. Para isso, a partir do modelo original descrito inicialmente, foram exportadas cópias do útero, ligamentos cardinais e ligamentos uterossacrais em formato OBJ, para serem importadas no Blender, onde foi utilizada a ferramenta *Randomize* para alterar, de forma aleatória, as escalas das malhas e criar novos modelos para os órgãos. A escala máxima utilizada para para cada eixo foi de 1.12. As malhas criadas foram importadas para o *software* MeshMixer a fim de corrigir os erros, para que os modelos pudessem ser importados novamente para o Abaqus. A Figura 14 apresenta os dez modelos gerados.

Figura 14 – Visão frontal de diferentes malhas de úteros criado com a ferramenta *Randomize* do Blender



Fonte: Próprio autor.

Após a importação dos modelos gerados novamente para o Abaqus, foi feita a medição de massa de cada um deles, para verificar a veracidade das alterações. A Tabela 5 apresentada abaixo mostra o peso de cada uma das estruturas, onde é possível verificar que realmente houve uma mudança, podendo ser para mais ou para menos, se comparado ao modelo original.

Tabela 5 – Massas das malhas dos órgãos para cada modelo, em gramas.

	Útero	Sacral Esq.	Sacral Dir.	Cardinal Esq.	Cardinal Dir.	Modelo Int.
Original	72,21	7,36	6,58	2,71	1,69	151,63
Modelo 1	58,34	5,69	5,16	2,80	1,68	134,75
Modelo 2	75,54	5,84	5,30	1,98	1,19	150,93
Modelo 3	65,31	6,75	6,18	2,34	1,43	143,08
Modelo 4	95,62	5,74	5,22	1,99	1,21	170,87
Modelo 5	50,82	8,15	7,42	1,96	1,20	130,64
Modelo 6	69,21	7,11	6,50	2,46	1,52	147,89
Modelo 7	72,80	7,14	6,55	2,59	1,58	151,74
Modelo 8	57,60	8,09	7,39	2,77	1,68	138,62
Modelo 9	60,89	7,56	6,90	2,50	1,52	140,47
Modelo 10	54,01	7,08	6,45	2,49	1,53	132,64

Fonte: Próprio autor.

Após a obtenção dos novos modelos e dos dados da Tabela 5, foi possível obter a diferença máxima entre o modelo original e os demais gerados para cada uma das estruturas. Essa análise é descrita abaixo:

- Útero: diferença máxima de 23,41g (variação de até 32,42% na massa dessa estrutura em relação ao modelo original)
- Ligamento uterossacral esquerdo: diferença máxima de 1,67g (variação de até 22,69% na massa dessa estrutura em relação ao modelo original)
- Ligamento uterossacral direito: diferença máxima de 1,42g (variação de até 21,58% na massa dessa estrutura em relação ao modelo original)
- Ligamento cardinal esquerdo: diferença máxima de 0,75g (variação de até 27,68% na massa dessa estrutura em relação ao modelo original)
- Ligamento cardinal direito: diferença máxima de 0,50g (variação de até 29,59% na massa dessa estrutura em relação ao modelo original)
- Modelo completo: diferença máxima de 20,99g (variação de até 13,84% na massa dessa estrutura em relação ao modelo original)

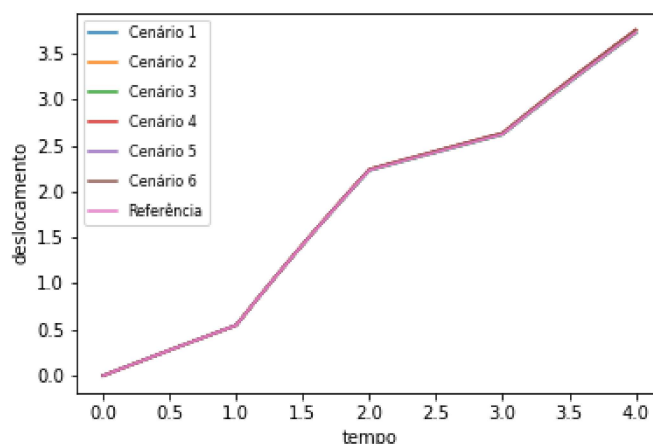
4 RESULTADOS

Neste capítulo serão descritos os resultados obtidos após a execução das simulações, além de apresentar os gráficos gerados com o script desenvolvido em Python.

4.1 RESULTADOS OBTIDOS PARA OS LIGAMENTOS

O primeiro ponto observado com os resultados obtidos é que o parâmetro α presente no modelo de Ogden utilizado nos ligamentos cardinais e uterossacrais não possui praticamente nenhuma interferência no deslocamento do útero e conseqüentemente na ocorrência do prolapso, pois quando foram variadas as propriedades desse termo, tanto para mais quanto para menos, os resultados permaneceram os mesmos dos avaliados com os dados originais, como é possível observar na Figura 15. O mesmo ocorre para as demais análises desse parâmetro, como pode ser visto nas demais figuras apresentadas no Apêndice A.

Figura 15 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro α diminuindo em 60% seu valor original



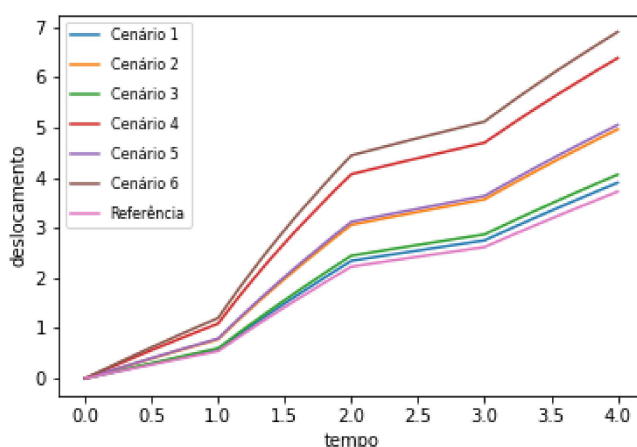
Fonte: Próprio autor.

Quando foram feitas as análises referentes ao parâmetro μ foi possível identificar alguns pontos e fazer algumas observações. Com a variação em 60% a menos desse parâmetro, foi possível observar que o deslocamento do útero aumentou ao longo do tempo se comparado com os dados de referência (curva rosa), como mostra a Figura 16. Essa mesma tendência foi observada para as variações de 10% e 30%. A partir da análise da Figura 16, foi possível perceber que o ligamento uterossacral carrega a maior responsabilidade na sustentação do útero, visto que a alteração de apenas um ligamento uterossacral (Cenário 2) provoca um deslocamento significativamente maior se comparado

com a alteração de ambos os ligamentos cardinais (Cenário 3). Uma outra análise que pode confirmar essa afirmação é a de que a alteração em um ligamento cardinal e um uterossacral simultaneamente (Cenário 5) provoca um deslocamento extremamente próximo da variação de apenas um ligamento uterossacral (Cenário 2), sendo possível verificar que a parcela de contribuição do ligamento cardinal na sustentação do útero pode ser considerada pequena e que quanto maior o valor do parâmetro μ , menor a chance de desenvolver o prolapso.

As mesmas conclusões puderam ser tomadas com a análise do aumento do parâmetro μ , porém foi observada uma diminuição no deslocamento do útero se comparado aos dados de referência, visto que os ligamentos se tornaram mais rígidos. Os gráficos não foram apresentados nesta sessão pois possuíam a mesma tendência da Figura 16, mas com as curvas espelhadas, onde os dados de referência foram os que apresentaram maior deslocamento. As demais figuras podem ser vistas no Apêndice A.

Figura 16 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro μ diminuindo em 60% seu valor original



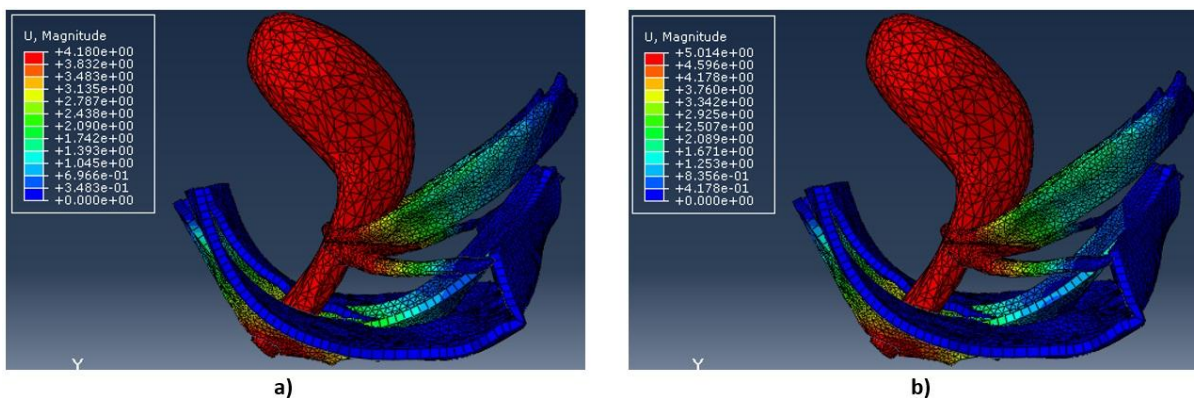
Fonte: Próprio autor.

A Figura 17 mostra um mapa de cores que representa o deslocamento apresentado em toda a estrutura pélvica quando simulado para o valor de $\mu=1,268$ para o cenário 3 (Figura 17a) e para o cenário 2 (Figura 17b). A partir dessas imagens, é possível reafirmar a conclusão apresentada anteriormente, onde a alteração de apenas um ligamento uterossacral provocou um deslocamento maior do útero se comparado a alteração de ambos os ligamentos cardinais.

4.2 RESULTADOS OBTIDOS PARA O MÚSCULO LEVANTADOR DO ÂNUS

Para avaliar a participação do músculo levantador do ânus na sustentação do útero, também foram realizadas análises nessa estrutura. O procedimento adotado foi

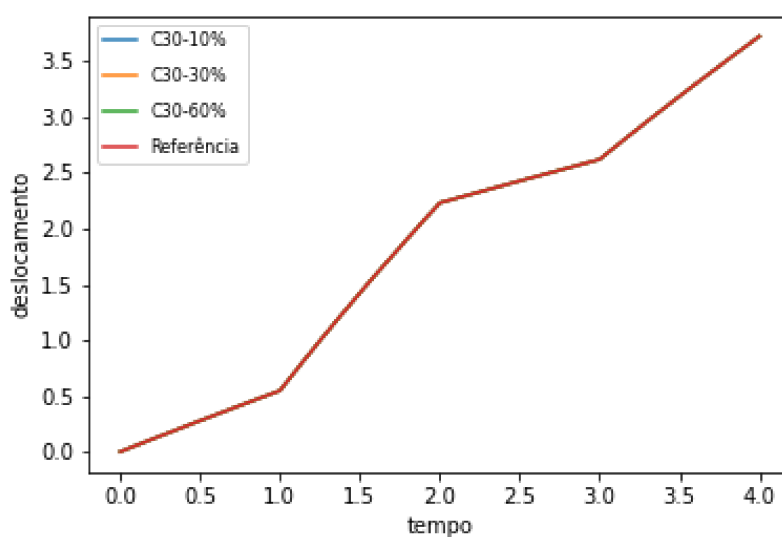
Figura 17 – Mapa de cores que apresenta o deslocamento de toda a estrutura pélvica analisada – a) Cenário 3, b) Cenário 2.



Fonte: Próprio autor.

o mesmo utilizado para os ligamentos, onde os parâmetros do modelo de Yeoh adotado nessa estrutura foram variados, levando em consideração um dano de 10%, 30% e 60% na estrutura original, e obtendo o deslocamento do útero a partir desses danos. Abaixo será apresentada a Figura 18, que corresponde à variação do parâmetro C_{30} (que representa a rigidez do material) nas três proporções de dano, comparados aos valores de referência.

Figura 18 – Gráfico gerado quando foi variado o parâmetro C_{30} diminuindo em 10%, 30%, e 60% seus valores



Fonte: Próprio autor.

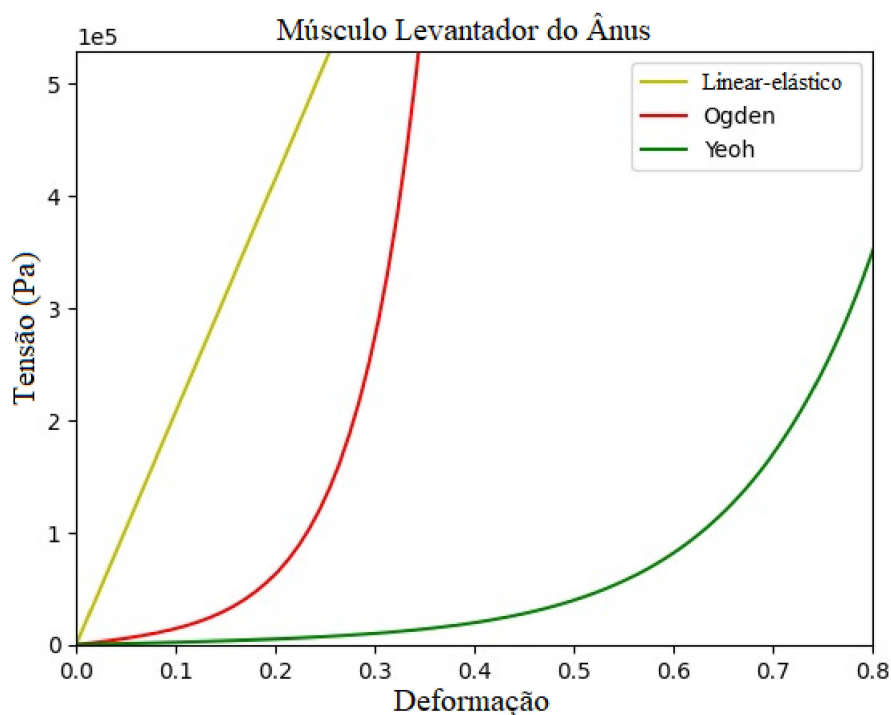
Como é possível observar na figura, a variação dos parâmetros do modelo de Yeoh

para a estrutura do músculo levantador do ânus não trouxe mudanças significativas no deslocamento do útero, se comparado com os dados de referência. O mesmo comportamento apresentado acima ocorreu com as demais variações dos parâmetros (10% e 30%), onde os resultados são mostrados no Apêndice A. Esse resultado não era esperado, pois o LAM também é uma estrutura importante na sustentação do útero, ou seja, o esperado é que ao danificá-lo, o útero sofresse algum deslocamento, diferentemente do que ocorreu.

Por essa razão, foi avaliada a rigidez equivalente do tecido através da utilização de outros dois modelos constitutivos, a fim de verificar se o modelo de Yeoh com os parâmetros utilizados por Silva et al. (2021) era, de fato, o mais apropriado para essa estrutura. Para essa verificação, foi utilizado o teste de tração descrito na Sessão 3.4.

Após atribuir os parâmetros ao material do corpo de prova e realizar as simulações, foi possível obter o resultado. A Figura 19 mostra a comparação para os 3 modelos estudados.

Figura 19 – Rigidez equivalente obtida no ensaio de tração com 3 modelos constitutivos distintos

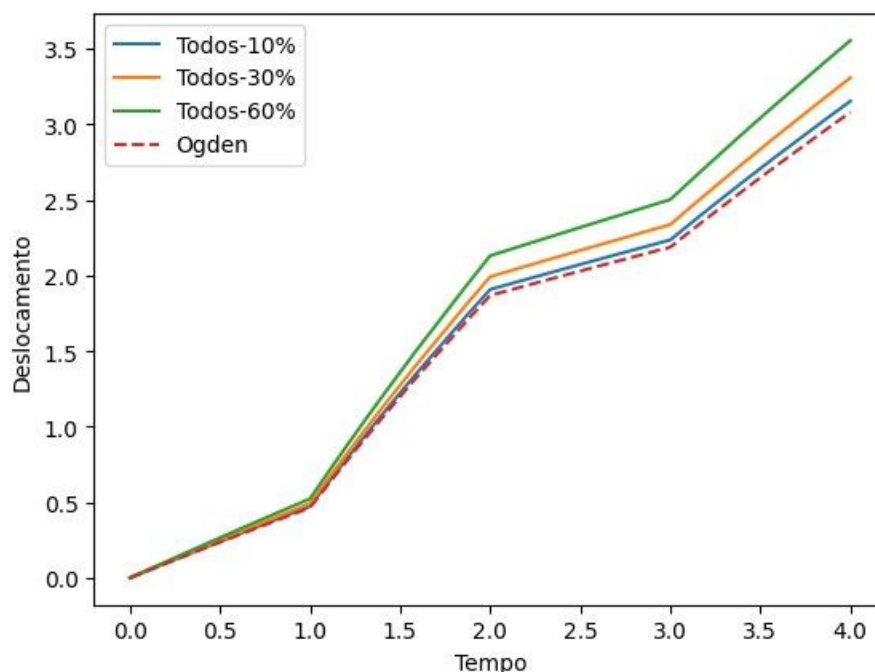


Fonte: Próprio autor.

Ao observar a figura é possível perceber que o modelo de Ogden é o que mais se aproxima do modelo linear elástico, que é a abordagem mais tradicional para a representação do comportamento tensão-deformação de materiais sólidos. Em particular, a teoria da elasticidade linear é frequentemente empregada em grande parte dos modelos constitutivos, o que o faz ser bastante utilizado. Com isso, a fim de verificar a resposta do modelo

pélvico sobre o deslocamento do útero, foi adotado também o modelo de Ogden para o músculo levantador do ânus e realizadas as simulações necessárias. O resultado é apresentado na Figura 20, e com ele é possível observar que o modelo de Ogden se adequou melhor à estrutura do músculo levantador do ânus, visto que ao aplicar o dano sobre a estrutura houve um deslocamento do útero, se comparado aos valores de referência (linha tracejada), conforme era esperado, visto que o LAM também é uma estrutura importante na sustentação pélvica.

Figura 20 – Resultados obtidos ao danificar todos os parâmetros do modelo de Ogden em 10%, 30% e 60%

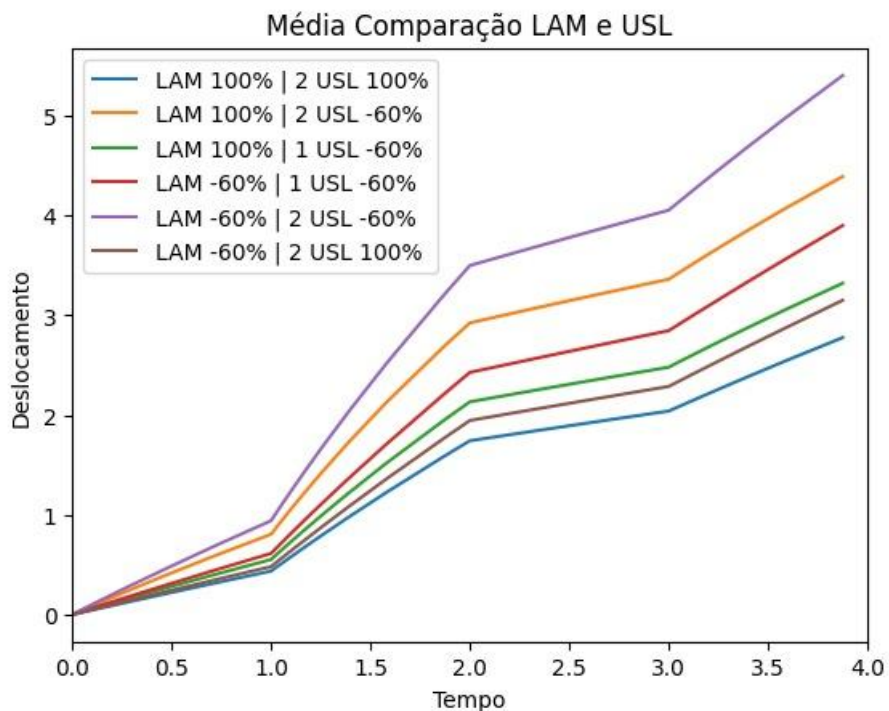


Fonte: Próprio autor.

Com o intuito de comparar a participação do ligamento uterossacral com o músculo levantador do ânus no suporte do útero, foi realizada uma média das simulações feitas para cada um dos 11 modelos descritos na sessão anterior, onde ora foi danificado os dois ligamentos uterossacrais, ora um e também variado o músculo levantador do ânus, para que fosse possível realizar uma comparação. Uma explicação é, por exemplo, a curva verde da Figura 21, onde nessa simulação foi mantido o LAM sem nenhuma alteração, mas foi danificado um ligamento uterossacral em 60%. Essa mesma ideia foi seguida para as demais simulações.

Analisando a Figura 21, é possível observar que o ligamento uterossacral ainda carrega a maior responsabilidade na sustentação do útero se comparado ao músculo levantador do ânus. Essa afirmação pode ser confirmada ao verificar que ao danificar os dois ligamentos uterossacrais e manter o LAM (linha amarela) o deslocamento foi

Figura 21 – Comparação média da danificação do LAM x USL



Fonte: Próprio autor.

significativamente maior se comparado ao dano do LAM e a não alteração dos USLs (linha marrom). Além disso, outro ponto que pode ser observado é que a alteração de apenas um ligamento uterossacral mantendo o LAM (linha verde) ainda foi maior, mesmo que em menor proporção, se comparado à alteração do LAM e mantidos os dois USLs intactos (linha marrom).

5 DISCUSSÃO

Após a obtenção dos resultados, foi possível observar que o parâmetro α na equação de Ogden não provoca praticamente nenhuma mudança no deslocamento do útero, enquanto o parâmetro μ interfere significativamente nessa movimentação. Além disso, outro ponto que pôde ser ressaltado é que o ligamento uterossacral é o que armazena a maior responsabilidade na sustentação do útero, visto que a alteração em seus parâmetros gera uma mudança significativa no deslocamento da estrutura, se comparado ao ligamento cardinal, que altera o comportamento, mas ainda assim se mantém bem próximo da curva original. Com esses achados foi possível analisar e realizar comparações outros trabalhos presentes na literatura.

Na pesquisa de Rivaux et al.(2013), os ligamentos uterossacrais se mostraram bastante relevantes na manutenção do suporte pélvico, além de serem bastante utilizados como elemento de ancoragem em cirurgias corretivas das estruturas pélvicas. Ao final, os autores puderam concluir que os ligamentos pélvicos possuem propriedades biomecânicas distintas, e que o ligamento uterossacral possui um papel fundamental na manutenção do suporte pélvico. Os resultados encontrados no presente estudo corroboram em parte com os achados de Rivaux et.al (2013), visto que os autores também encontraram o ligamento uterossacral como o mais importante na sustentação do útero, pois ao aumentar a rigidez desse ligamento, o deslocamento do útero diminuía consideravelmente se comparado aos dados originais, e ao afrouxar o mesmo, o deslocamento tinha seu valor aumentado. Não é possível concordar em totalidade com Rivaux et.al. (2013), pois nesta pesquisa o outro ligamento avaliado foi o cardinal, diferentemente dos autores, que avaliaram o ligamento largo e redondo do útero. Além disso, foi possível corroborar com os autores no fato de que, como o ligamento uterossacral carrega a maior responsabilidade na sustentação do útero, a utilização de telas de sustentação em substituição ao ligamento é de grande valia, pois uma vez que essa estrutura está com sua rigidez comprometida, pode trazer prejuízos para a saúde, sendo um grande agravante para a ocorrência do prolapso.

Hansen (2021) apresenta em seu livro que o prolapso pode ocorrer quando acontece a diminuição da rigidez das estruturas de sustentação da cavidade pélvica, em especial os ligamentos cardinais, uterossacrais e o músculo levantador do ânus. As três estruturas descritas pelo autor foram analisadas no presente estudo. Os resultados obtidos nessa pesquisa podem confirmar as informações descritas por Hansen (2021), visto que de fato os ligamentos possuem um papel muito importante na sustentação do útero, principalmente os ligamentos uterossacrais, que participam ativamente na responsabilidade de manter o útero em sua posição original, e também o músculo levantador do ânus, que mostrou ter um papel fundamental no suporte dessa estrutura. Os resultados do presente estudo corroboram completamente com o autor, visto que as três estruturas de suporte apresentadas por ele puderam ser estudadas nessa pesquisa.

Silva et.al. (2021) em sua pesquisa aborda os efeitos da técnica de suporte na cirurgia de reparo de prolapso através da análise de elementos finitos. De acordo com os autores, os ligamentos uterossacrais e cardinais são os principais responsáveis pelo suporte da parte superior da vagina e do útero, fazendo com que o comprometimento desses tecidos possa acarretar distúrbios pélvicos, incluindo o prolapso. Os tratamentos para essa doença são bastante complexos, e tratamentos não invasivos podem não ser úteis para pacientes com prolapso grave. Com isso, a cirurgia para inserção de telas vaginais ou tecidos nativos tem sido bastante utilizada e estão cada vez mais recorrentes, sendo de grande importância estudar o impacto biomecânico dessas telas nos órgãos e tecidos pélvicos. Os autores objetivavam simular o efeito da cirurgia transvaginal reconstrutiva utilizada para reforçar ou substituir os ligamentos uterossacrais e cardinais por implantes, a fim de comparar o deslocamento dos tecidos pélvicos durante manobra de Valsalva. Para isso, simularam uma redução de rigidez dos ligamentos em 50% e 90% utilizando o Abaqus, com um algoritmo de ajuste de curva aplicado à curva de USLs\CLs saudáveis e também simularam a ruptura total dos ligamentos. Os resultados obtidos por Silva et.al. (2021) mostraram que houve um maior deslocamento quando ocorreu o comprometimento ou ruptura dos ligamentos e a inserção dos implantes provocou uma diminuição do deslocamento da parede vaginal. Após as simulações, os autores puderam concluir que o comprometimento e ruptura dos ligamentos uterossacrais provocaram uma maior variação no deslocamento da estrutura da vagina se comparado com o comprometimento e ruptura dos ligamentos cardinais. Além disso, observaram também que a inserção das telas de suporte tiveram um efeito positivo, visto que diminuíram o deslocamento se comparado com o deslocamento quando houve a ruptura total dos ligamentos. Os resultados apresentados nesse estudo corroboram completamente com os de Silva et al. (2021), pois ambos puderam concordar, através de análises distintas, que o ligamento uterossacral, quando danificado, aumenta as chances da mulher desenvolver a doença de prolapso. O presente estudo apresenta um diferencial se comparado ao de Silva et al. (2021), visto que também simulou o aumento da rigidez (imagens no Apêndice A), caso que pode vir a ocorrer quando o paciente precisa ser submetido a tratamento de câncer ginecológico através de radioterapia.

6 CONCLUSÃO

No desenvolvimento desse trabalho foram estudados a importância e influência de algumas estruturas pélvicas na ocorrência da doença de prolapso.

Com as análises feitas nesse presente estudo e os resultados obtidos, foi possível observar que de fato os ligamentos tem grande importância na sustentação do útero, e quando tais ligamentos sofrem algum dano e perdem sua rigidez original, existem grandes chances de ocorrer o prolapso. O mesmo pôde ser observado para a estrutura do músculo levantador do ânus.

Através dos gráficos apresentados no tópico anterior, algumas hipóteses puderam ser confirmadas. A primeira delas é que ao enrijecer os ligamentos para todos os cenários, ou seja, aumentar o valor do parâmetro μ , o deslocamento deveria ser menor, se comparado aos dados originais. A suposição contrária também pôde ser demonstrada, onde um afrouxamento, ou seja, diminuição do valor do parâmetro μ , acarretou num maior deslocamento para todos os cenários.

Uma outra análise que pôde ser observada com os resultados obtidos nessa pesquisa, é que o ligamento uterossacral é o principal responsável pela sustentação do útero, se comparado ao ligamento cardinal e também se sobressai quando comparado ao músculo levantador do ânus.

Por fim, é possível concluir que os objetivos da pesquisa foram alcançados, visto que foi possível identificar a importância da manutenção das estruturas pélvicas em suas configurações originais, e que a diminuição da rigidez das mesmas tem grandes chances de acarretar o desenvolvimento da doença de prolapso uterino. Os estudos relacionados com a área de biomecânica podem trazer grandes contribuições para o desenvolvimento e aperfeiçoamento das técnicas utilizadas na medicina, pois os modelos computacionais podem substituir os testes in vivo, de forma que as simulações e análises possam ser realizadas através do computador.

6.1 TRABALHOS FUTUROS

Para o presente estudo foram utilizadas apenas as estruturas de maior relevância no suporte uterino, mas existem outras que também podem interferir, mesmo que de forma pequena, na sustentação da cavidade pélvica. Dessa forma, poderia ser de grande valia analisar e considerar também essas demais estruturas.

Outro ponto seria aprofundar a revisão bibliográfica para encontrar referências de ensaios físicos que busquem a correlação dos parâmetros constitutivos com os seguintes fatores: genética, idade, hormônios, obesidade, etc.

Por fim, verificar também, além da diminuição da rigidez, a perda da elasticidade

incluindo as curvas de histerese para os modelos constitutivos.

REFERÊNCIAS

- 1 ABAQUS Scripting User's Manual (v6.6). Disponível em:
<<https://classes.engineering.wustl.edu/2009/spring/mase5513/abaqus/docs/v6.6/books/cmd/default.htm?startat=pt04ch08s06.html>>. Acesso em: 3 jul. 2023.
- 2 ABAQUS Theory Manual (v6.6). Disponível em:
<<https://classes.engineering.wustl.edu/2009/spring/mase5513/abaqus/docs/v6.6/books/stm/default.htm?startat=ch04s06ath123.html>>. Acesso em: 11 jul. 2023.
- 3 AMADIO, A. C. et al. Introdução à análise do movimento humano: descrição e aplicação dos métodos biomecânicos de medição. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 3, n. 2, p. 41-54, 1999.
- 4 AUSTRALIA, H. Prolapsed uterus. Disponível em:
<<https://www.healthdirect.gov.au/prolapsed-uterus>>. Acesso em: 27 de junho de 2023.
- 5 AZEVEDO, Álvaro FM. Método dos elementos finitos. **Faculdade de Engenharia da universidade do Porto**, v. 1, n. 7, 2003.
- 6 BARROS, Cristiane Regina et al. Tratamento conservador de prolapso de órgão pélvico com pessário: revisão de literatura. **Revista de Medicina**, v. 97, n. 2, p. 154-159, 2018.
- 7 BARUZZI, Antonio Claudio do Amaral; GRINBERG, Max; PILEGGI, Fúlvio. Manobra de Valsalva: mecanismos e aplicações clínicas. **Arq. bras. cardiol**, p. 383-7, 1987.
- 8 BERNARDES, António. Anatomia cirúrgica do aparelho genital feminino. Federação das Sociedades Portuguesas de Obstetrícia e Ginecologia, 2011.
- 9 BESSA, Jorge Nuno Machado. **Modelação numérica de redes sintéticas para correção de prolapso uterino**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto. Porto, p.70. 2020.
- 10 BRANDÃO, Sofia et al. Biomechanical study on the bladder neck and urethral positions: simulation of impairment of the pelvic ligaments. **Journal of biomechanics**, v. 48, n. 2, p. 217-223, 2015.
- 11 BROOK, N. et al. A biomechanical model of index finger dynamics. **Medical engineering & physics**, v. 17, n. 1, p. 54-63, 1995.
- 12 CAMPOS, Maria de Fátima Freitas. **Impacto Biomecânico de um Parto Subsequente no Pavimento Pélvico Feminino**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto. Porto, p.70. 2020.
- 13 CÂNDIDO, Eduardo Souza. **Análise inversa do ensaio pressiométrico utilizando o modelo hiperbólico**. Dissertação (Pós-graduação em Engenharia Civil) - Faculdade de Engenharia, Universidade Federal de Viçosa. Viçosa, p.202. 2016.

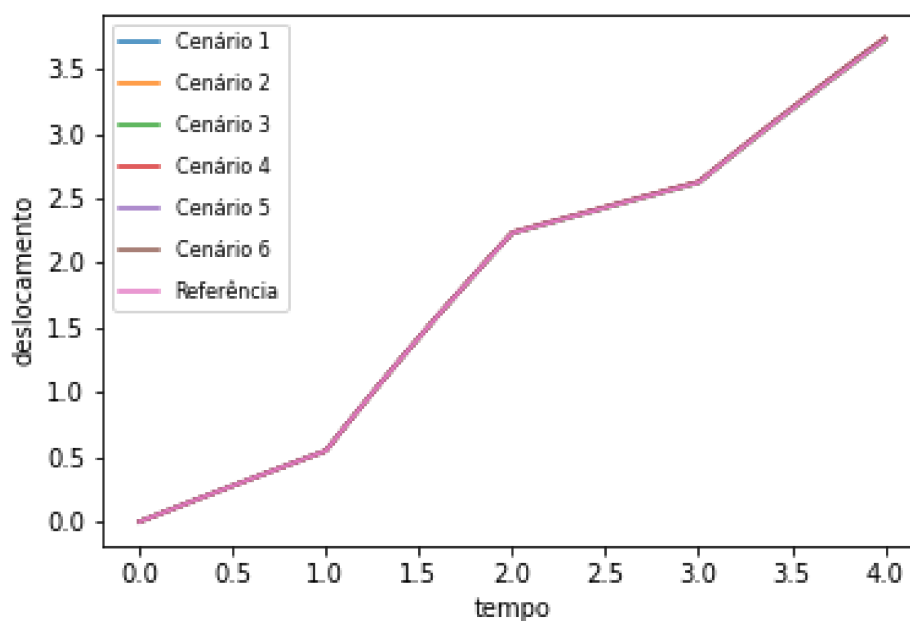
- 14 CARDOSO, Palloma Silva; BASTOS, Flávia de Souza. Modelagem computacional do útero como sólido hiperelástico em substituição ao modelo de cavidade fluida, In: **XXIV Encontro Nacional de Modelagem Computacional e XII Encontro de Ciência e Tecnologia de Materiais**. Uberlândia(MG) - Evento Online, 2021. doi.org/10.29327/154013.24-35.
- 15 CHIONH, Joanne JL et al. Determining normal values for intra-abdominal pressure. **ANZ journal of surgery**, v. 76, n. 12, p. 1106-1109, 2006.
- 16 COMPLETO, António et al. Análise biomecânica da reconstrução do ligamento cruzado anterior. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 54, p. 190-197, 2019.
- 17 CRUZ, Rodrigo Aguiar da et al. **Fatores preditores para o surgimento de incontinência urinária de esforço após cirurgia para correção de prolapso genital**. Dissertação (Mestrado em Saúde Materno Infantil) - Faculdade de Medicina, Universidade Federal Fluminense. Niterói, p.78. 2019.
- 18 DA ROCHA, Ana Margarida Correia. **Saúde da mulher: Biomecânica Computacional para Enfrentar os Desafios Clínicos da Mama**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto. Porto, p.110. 2020.
- 19 DA SILVA, Daniela Elias; DE CASTRO, Isabella Santiago; GRANDI, Cláudio Roberto. Fortalecimento da musculatura Perineal na prevenção do prolapso de Bexiga. Referências em Saúde do Centro Universitário Estácio de Goiás, v. 2, n. 01, p. 103-113, 2019.
- 20 DELANCEY, John OL et al. Comparison of levator ani muscle defects and function in women with and without pelvic organ prolapse. **Obstetrics & gynecology**, v. 109, n. 2 Part 1, p. 295-302, 2007.
- 21 DELANCEY, John OL. What's new in the functional anatomy of pelvic organ prolapse?. **Current opinion in obstetrics & gynecology**, v. 28, n. 5, p. 420, 2016.
- 22 DIAS, Nicholas et al. Pelvic floor dynamics during high-impact athletic activities: a computational modeling study. **Clinical Biomechanics**, v. 41, p. 20-27, 2017.
- 23 DOS SANTOS, João Pedro Vendas. **Biocomputational model for urodynamic analysis**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto. Porto, p.92. 2018.
- 24 DOSTAL, William F.; ANDREWS, James G. A three-dimensional biomechanical model of hip musculature. **Journal of biomechanics**, v. 14, n. 11, p. 803-812, 1981.
- 25 EL SAYED, Tamer et al. A variational constitutive model for soft biological tissues. **Journal of biomechanics**, v. 41, n. 7, p. 1458-1466, 2008.
- 26 Formulação 21 2 Formulação 2.1. Revisão bibliográfica de membrana e endentação. [s.l: s.n.]. Disponível em: <https://www.maxwell.vrac.puc-rio.br/23866/23866_3.PDF>. Acesso em: 29 de junho de 2023.

- 27 FRIEDEL, Luiz Fernando de Oliveira. **Análise de estruturas planas reforçadas com fibras ativas viscoelásticas e matriz com modelo constitutivo hiperelástico: aplicações gerais em engenharia e biomecânica.** Dissertação (Mestrado em Engenharia Civil) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo. São Carlos, p.215. 2016.
- 28 GARBE, Carolina Ana et al. **Estudo biomecânico para reabilitação do ouvido médio humano.** Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto. Porto, p.130. 2010.
- 29 GOWDA, Supreeth N.; BORDONI, Bruno. Anatomy, Abdomen and Pelvis: Levator Ani Muscle. In: StatPearls [Internet]. StatPearls Publishing, 2022.
- 30 HANSEN, John T. Netter's Clinical Anatomy-E-Book. **Elsevier Health Sciences**, 2021.
- 31 KILPATRICK, C. C. Prolapso de órgãos pélvicos (POP). Disponível em: <<https://www.msdmanuals.com/pt-br/casa/problemas-de-sa%C3%BAde-feminina/prolapso-de-%C3%B3rg%C3%A3os-p%C3%A9lvicos-pop/prolapso-de-%C3%B3rg%C3%A3os-p%C3%A9lvicos-pop>>. Acesso em: 29 de junho de 2023.
- 32 LEE, Sung-Hee; SIFAKIS, Eftychios; TERZOPOULOS, Demetri. Comprehensive biomechanical modeling and simulation of the upper body. **ACM Transactions on Graphics (TOG)**, v. 28, n. 4, p. 1-17, 2009.
- 33 LIRA, V. M. Processos de Fabricação por Impressão 3D: Tecnologia, equipamentos, estudo de caso e projeto de impressora 3D. Geração de arquivos de dados do modelo em 3D. **Brasil: Editora Edgard Blucher Ltda**, 2021. cap. 4, p. 35-43.
- 34 MARTINS, P. A. L. S.; NATAL JORGE, R. M.; FERREIRA, A. J. M. A comparative study of several material models for prediction of hyperelastic properties: Application to silicone-rubber and soft tissues. *Strain*, v. 42, n. 3, p. 135-147, 2006.
- 35 MOREIRA, Marco Antonio. Modelos científicos, modelos mentais, modelagem computacional e modelagem matemática: aspectos epistemológicos e implicações para o ensino. **Revista brasileira de ensino de ciência e tecnologia**, v. 7, n. 2, 2014.
- 36 MORENO, Larissa Miranda et al. Eficácia da cinesioterapia no tratamento de prolapso de órgãos pélvicos em mulheres. **Brazilian Journal of Development**, v. 7, n. 1, p. 10225-10242, 2021.
- 37 NARDUCCI, F. et al. Arcus tendineus fascia pelvis: anatomical study. **Journal de gynecologie, obstetrique et biologie de la reproduction**, v. 29, n. 7, p. 644-649, 2000.
- 38 NĚMEC, M. et al. Anatomy and biomechanic of the musculus levator ani. **Ceska Gynekologie**, v. 84, n. 5, p. 393-397, 2019.
- 39 NIEDERER, Steven A.; LUMENS, Joost; TRAYANOVA, Natalia A. Modelos computacionais em cardiologia. **Nature Reviews Cardiology**, v. 16, n. 2, pág. 100-111, 2019.
- 40 NISHIMURA, RICK A.; TAJIK, A. Jamil. The Valsalva maneuver and response revisited. In: Mayo Clinic Proceedings. **Elsevier**, 1986. p. 211-217.

- 41 NOAKES, Kimberley F. et al. Subject specific finite elasticity simulations of the pelvic floor. **Journal of biomechanics**, v. 41, n. 14, p. 3060-3065, 2008.
- 42 OLIVEIRA, Kátia Adriana Cardoso; RODRIGUES, Ana Beatriz Cezar; PAULA, Alfredo Batista de. Técnicas fisioterapêuticas no tratamento e prevenção da incontinência urinária de esforço na mulher. **Revista eletrônica FAP Ciência**, v. 1, n. 1, p. 31-40, 2007.
- 43 PASINI, Maicon. **Modelo biomecânico tridimensional para análise das forças internas atuantes na coluna cervical superior e inferior durante o ciclismo**. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) - Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, p.187. 2009.
- 44 PARADELLA, R. Número de idosos cresce 18% em 5 anos e ultrapassa 30 milhões em 2017. Disponível em: <<https://agenciadenoticias.ibge.gov.br/agencia-noticias/2012-agencia-de-noticias/noticias/20980-numero-de-idosos-cresce-18-em-5-anos-e-ultrapassa-30-milhoes-em-2017>>. Acesso em: 01 de julho de 2023.
- 45 Pelvic Organ Prolapse: ACOG Practice Bulletin, Number 214. **Obstetrics & Gynecology** 134(5):p e126-e142, November 2019. | DOI: 10.1097/AOG.0000000000003519
- 46 PEREIRA, Ana Gilza Pinheiro; MEJIA, Dayana Priscila Maia. O papel da fisioterapia no prolapso uterino. **Revista de Reabilitação em Ortopedia e Traumatologia da faculdade Faipe**, v. 8, n. 5, p. 6-18, 2017.
- 47 PEREIRA, Mariana Masteling. **On the Forces of the Pubovisceral Muscle: A Biomechanical Analysis**. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) - Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto. Porto, p.107. 2016.
- 48 PITUBA, José Julio de Cerqueira. **Estudo e aplicação de modelos constitutivos para o concreto fundamentados na mecânica do dano contínuo**. 1998. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Estruturas). Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo. São Carlos, 1998.
- 49 PLEOURAS, Dimitrios S. et al. Simulation of atherosclerotic plaque growth using computational biomechanics and patient-specific data. **Scientific Reports**, v. 10, n. 1, p. 17409, 2020.
- 50 PMC, E. Europe PMC. Disponível em: <<https://europepmc.org/article/NBK/nbk557575#free-full-text>>. Acesso em: 15 ago. 2023.
- 51 Prolapso de Órgão Pélvico | Concise Medical Knowledge. Disponível em: <<https://www.lecturio.com/pt/concepts/prolapso-de-orgao-pelvico>>. Acesso em: 12 sept. 2023.
- 52 PUTRA, I. Gede Mega et al. Low expression of collagen type-1 in sacrouterine ligament as risk factor of stage III-IV uterine prolapse. **European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology**, v. 249, p. 32-36, 2020.

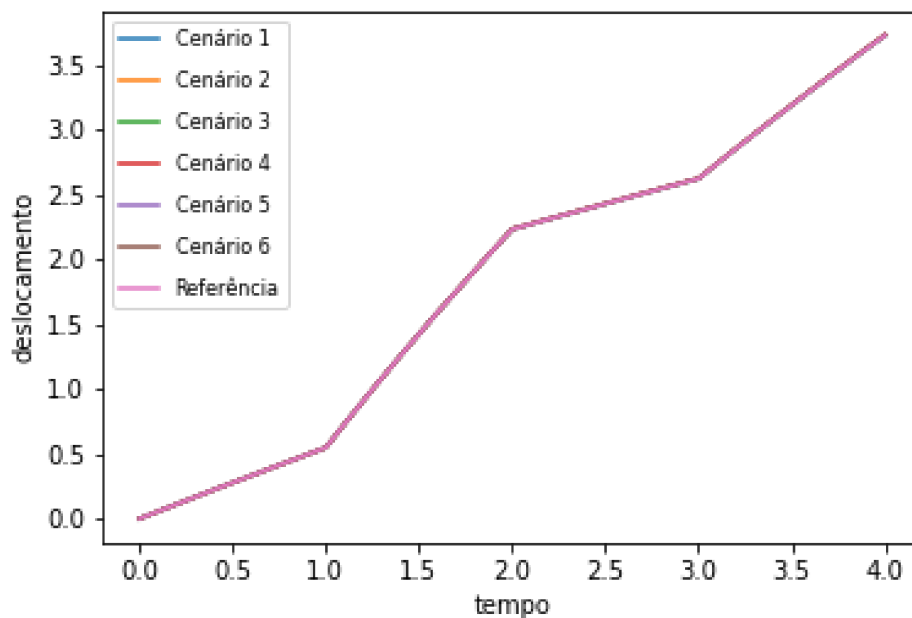
- 53 RAMANAH, Rajeev et al. Anatomy and histology of apical support: a literature review concerning cardinal and uterosacral ligaments. **International urogynecology journal**, v. 23, p. 1483-1494, 2012.
- 54 RIBEIRO, João et al. **Determinação do campo de deslocamento de tecidos biológicos hiperelásticos**. **Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica**. Vol. 16, N.º 1, pp. 37-50, 2012.
- 55 RIVAUX, Géraldine et al. Comparative analysis of pelvic ligaments: a biomechanics study. **International urogynecology journal**, v. 24, p. 135-139, 2013.
- 56 ROCHA, Daniel Neves. **Desenvolvimento de modelos biomecânicos tridimensionais do membro superior: mão e cotovelo**. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica). Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte, p.135. 2011.
- 57 RUBOD, Chrystèle et al. Biomechanical properties of human pelvic organs. **Urology**, v. 79, n. 4, p. 968. e17-968. e22, 2012.
- 58 SANTOS, NIVEA CRISTINA MOREIRA. Anatomia e fisiologia humana. **Saraiva Educação SA**, 2018.
- 59 SCHAER, Gabriel N. et al. Sonographic evaluation of the bladder neck in continent and stress-incontinent women. **Obstetrics & Gynecology**, v. 93, n. 3, p. 412-416, 1999.
- 60 SILVA, Ana Rita Monteiro Gomes da et al. **Estudo biomecânico da cavidade pélvica da mulher**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica). Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto. Porto, p.89. 2012.
- 61 SILVA, M. E. T. et al. Effect of mesh anchoring technique in uterine prolapse repair surgery: a finite element analysis. **Journal of Biomechanics**, v. 127, p. 110649, 2021.
- 62 SILVA, M. E. T. et al. Establishing the biomechanical properties of the pelvic soft tissues through an inverse finite element analysis using magnetic resonance imaging. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: **Journal of Engineering in Medicine**, v. 230, n. 4, p. 298-309, 2016.
- 63 SOARES, Leila Cristina. **Composição da matriz extracelular do ligamento cardinal de mulheres na pós-menopausa com e sem prolapso uterino**. Tese (Doutorado em Fisiopatologia e Ciências Cirúrgicas). Faculdade de Ciências Médicas, Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro, p.47. 2011.
- 64 SOLUTIONS, W.-F. E. A. Ogden Hyperelastic Model for Nonlinear Finite Element Analysis. Disponível em: <<https://getwelsim.medium.com/ogden-hyperelastic-model-for-nonlinear-finite-element-analysis-df9518de3b48>>. Acesso em 27 de junho de 2023.
- 65 TRILHA JUNIOR, Marcial et al. Simulação numérica tridimensional da mecânica do joelho humano. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 17, p. 18-23, 2009.
- 66 VILAÇA, Liliana Sofia Gomes. **Influência do Tratamento Laser na Biomecânica da Cavidade Pélvica Feminina**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica). Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto. Porto, p.107. 2018.

- 67 WEX, Cora et al. Isotropic incompressible hyperelastic models for modelling the mechanical behaviour of biological tissues: a review. **Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik**, v. 60, n. 6, p. 577-592, 2015.
- 68 XU, Zhou et al. 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, p. 111399, 2023.

APÊNDICE A – Imagens obtidas como resultado para o parâmetro α Figura 22 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro α diminuindo em 30% seu valor original

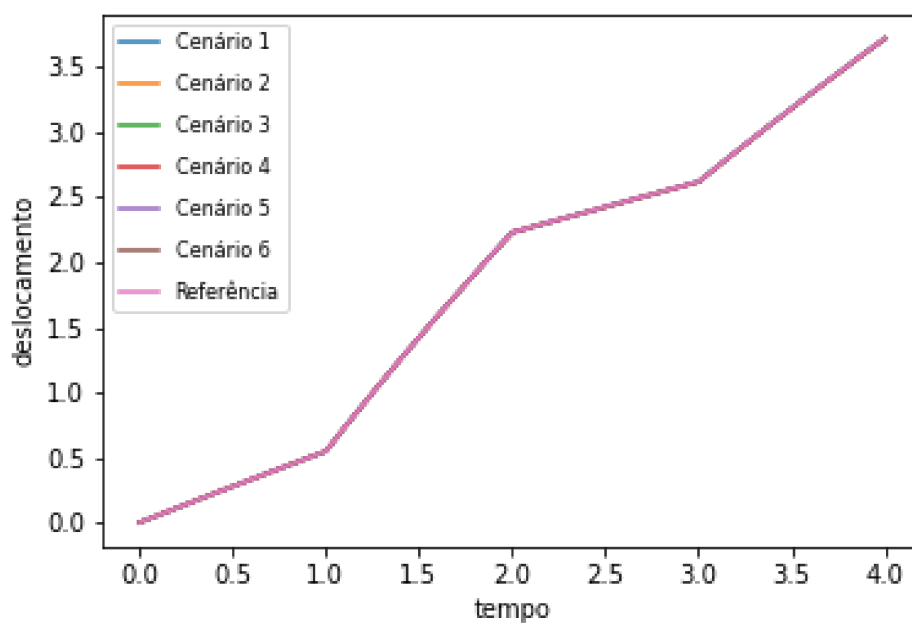
Fonte: Próprio autor.

Figura 23 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro α diminuindo em 10% seu valor original



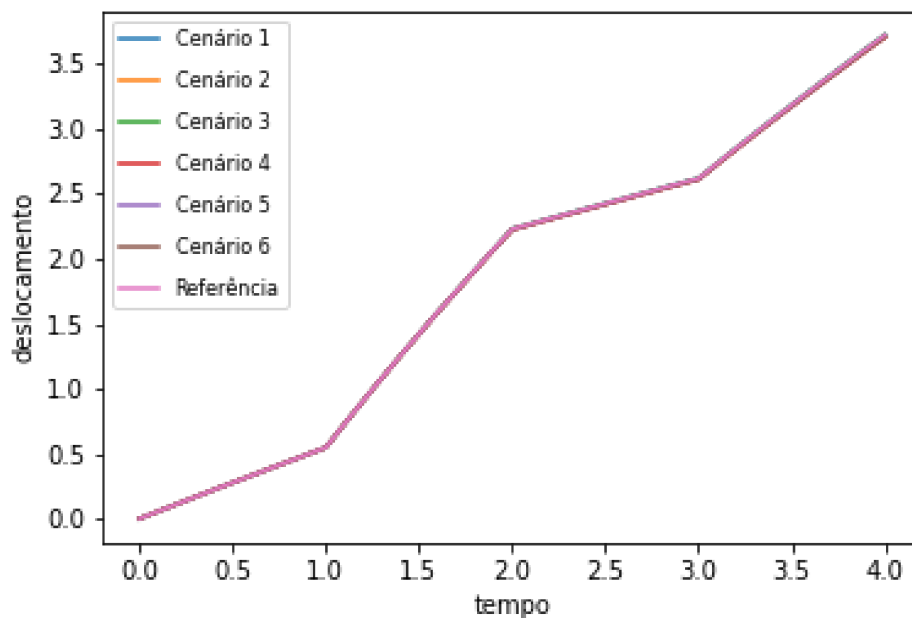
Fonte: Próprio autor.

Figura 24 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro α aumentando em 10% seu valor original



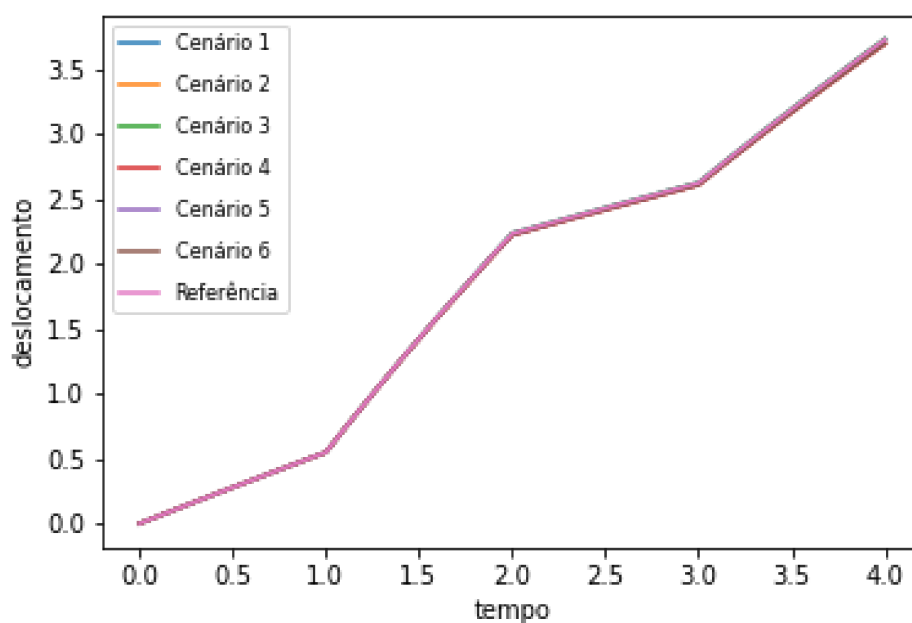
Fonte: Próprio autor.

Figura 25 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro α aumentando em 30% seu valor original



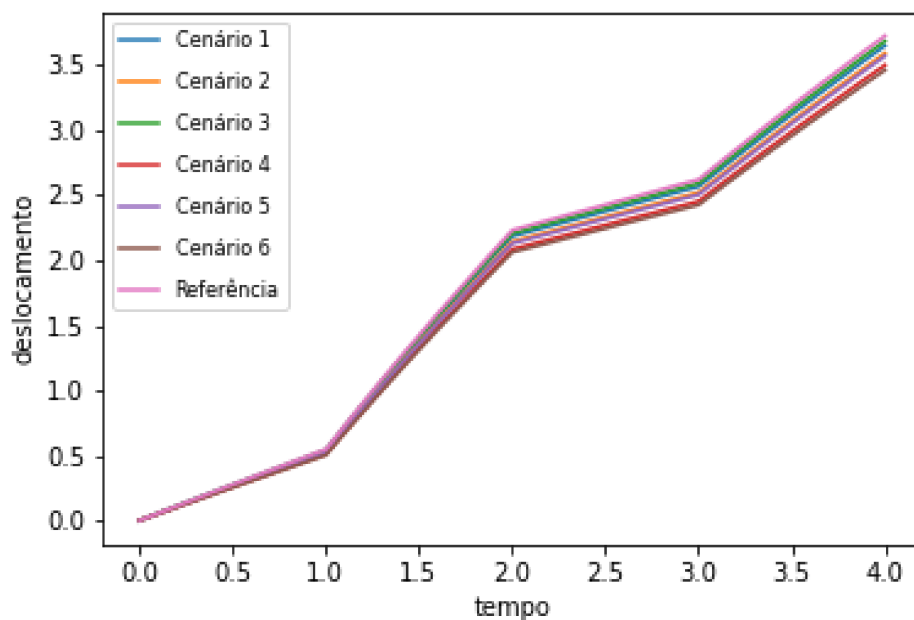
Fonte: Próprio autor.

Figura 26 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro α aumentando em 60% seu valor original



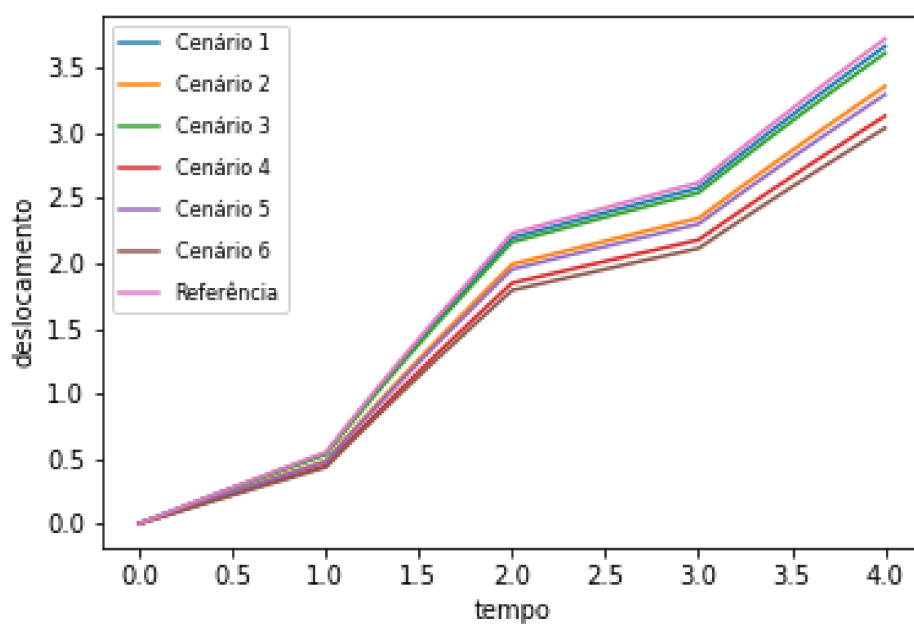
Fonte: Próprio autor.

Figura 27 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro μ aumentando em 10% seu valor original



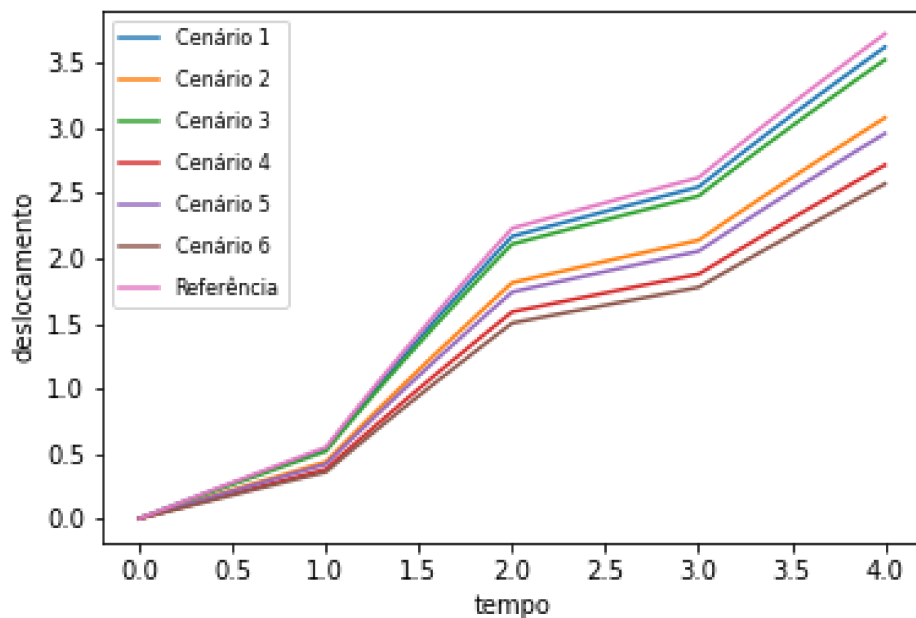
Fonte: Próprio autor.

Figura 28 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro μ aumentando em 30% seu valor original



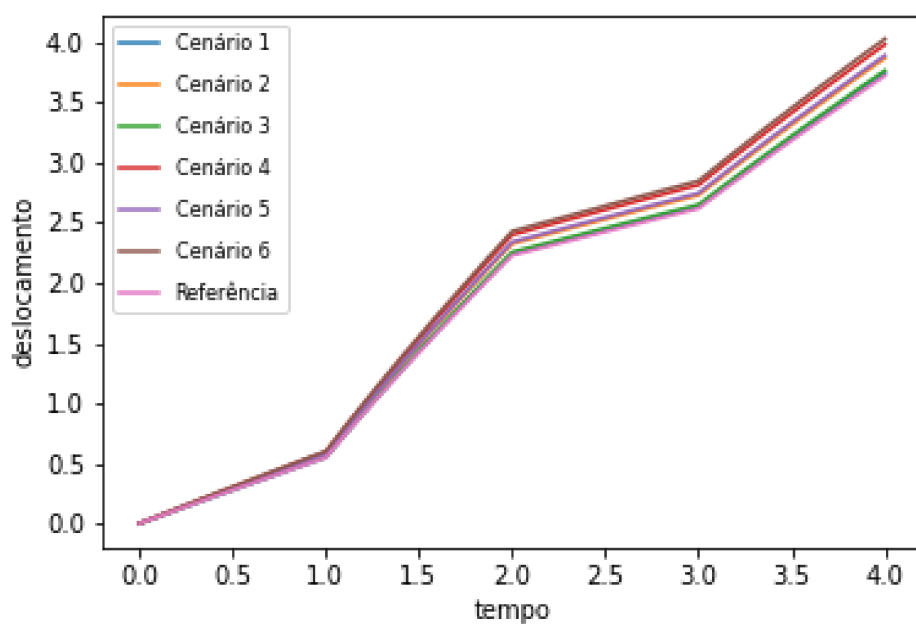
Fonte: Próprio autor.

Figura 29 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro μ aumentando em 60% seu valor original



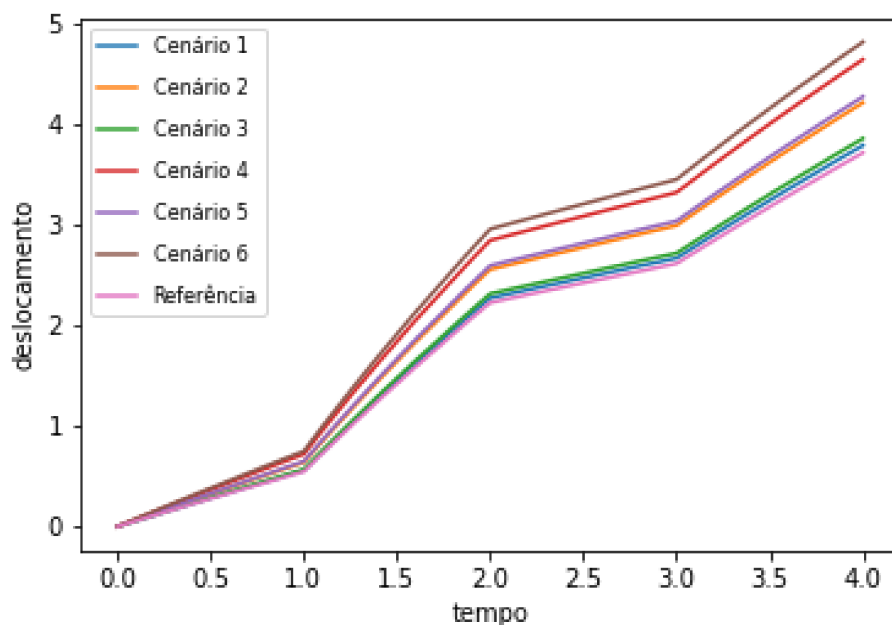
Fonte: Próprio autor.

Figura 30 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro μ diminuindo em 10% seu valor original



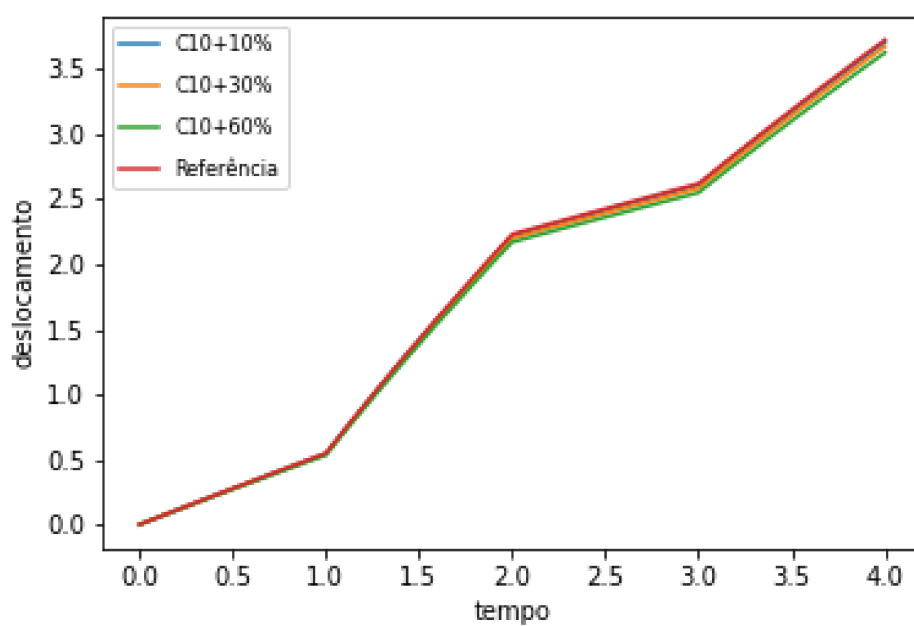
Fonte: Próprio autor.

Figura 31 – Gráfico gerado quando em todos os cenários foi variado o parâmetro μ diminuindo em 30% seu valor original



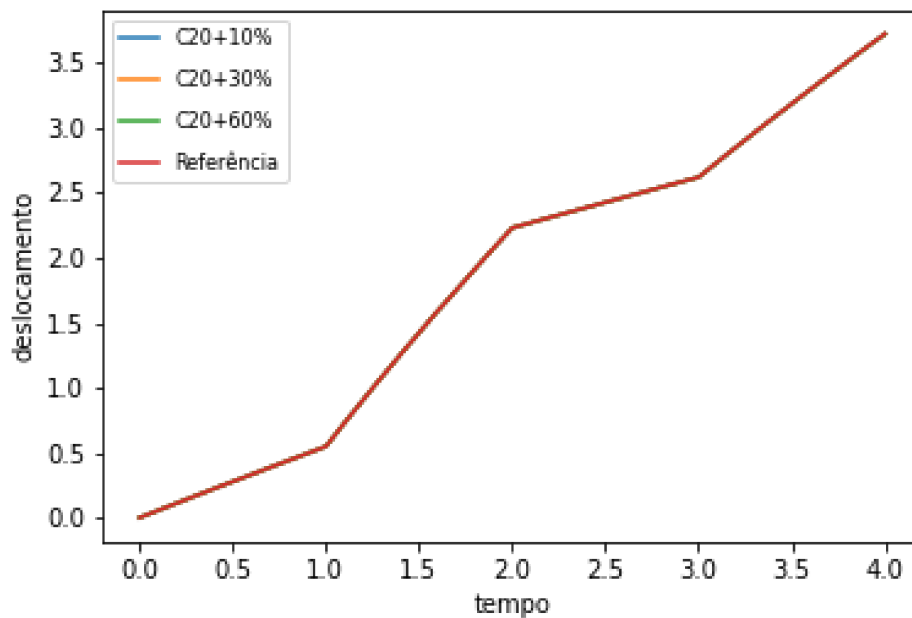
Fonte: Próprio autor.

Figura 32 – Gráfico gerado quando foi variado o parâmetro C_{10} aumentando em 10%, 30%, e 60% seus valores



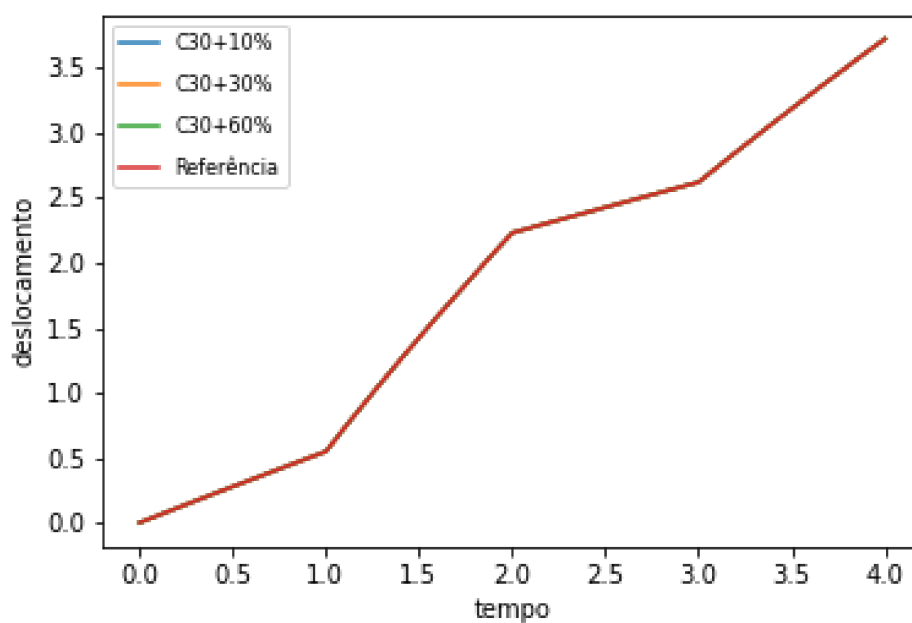
Fonte: Próprio autor.

Figura 33 – Gráfico gerado quando foi variado o parâmetro C_{20} aumentando em 10%, 30%, e 60% seus valores



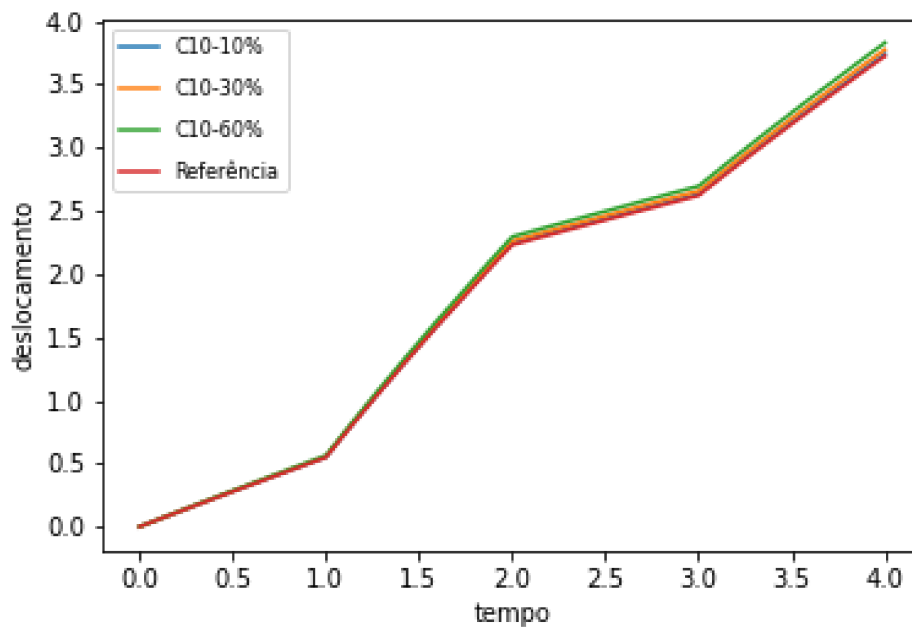
Fonte: Próprio autor.

Figura 34 – Gráfico gerado quando foi variado o parâmetro C_{30} aumentando em 10%, 30%, e 60% seus valores



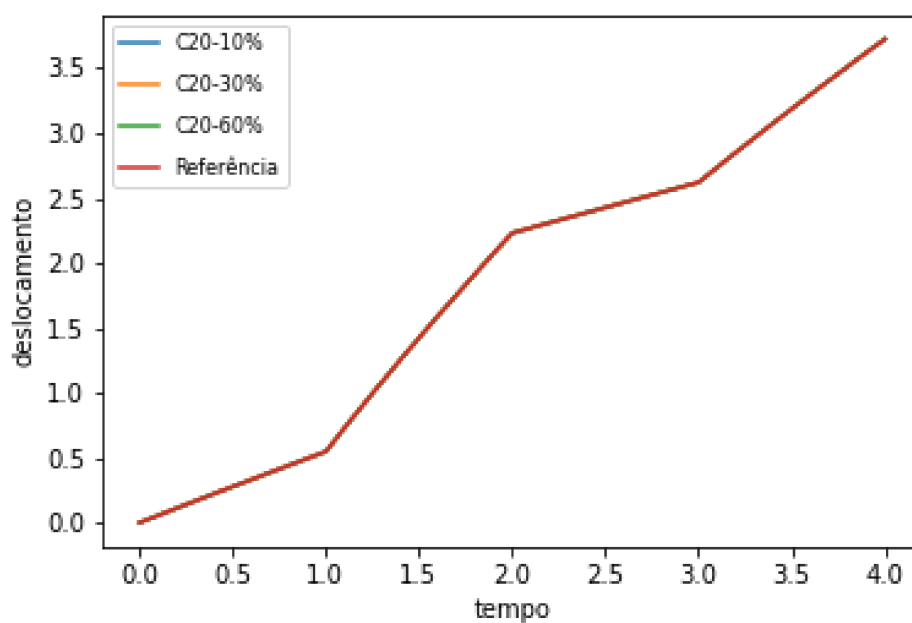
Fonte: Próprio autor.

Figura 35 – Gráfico gerado quando foi variado o parâmetro C_{10} diminuindo em 10%, 30%, e 60% seus valores



Fonte: Próprio autor.

Figura 36 – Gráfico gerado quando foi variado o parâmetro C_{20} diminuindo em 10%, 30%, e 60% seus valores



Fonte: Próprio autor.