

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ**

**PEDRO VICTOR VERGILIO DA SILVA**

**MODELAGEM TRIDIMENSIONAL E ANÁLISE DE TENSÕES EM PRÓTESE DE  
ARTROPLASTIA LOMBAR**

**PATO BRANCO**

**2023**

**PEDRO VICTOR VERGILIO DA SILVA**

**MODELAGEM TRIDIMENSIONAL E ANÁLISE DE TENSÕES EM PRÓTESE DE  
ARTROPLASTIA LOMBAR**

**Three-dimensional modeling and stress analysis in lumbar arthroplasty  
prosthesis**

Trabalho de conclusão de curso de graduação  
apresentado como requisito para obtenção do título de  
Bacharel em Engenharia Mecânica da Universidade  
Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Orientador: Prof. Dr. Fabio Rodrigo Mandello  
Rodrigues

**PATO BRANCO**

**2023**



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)

Esta licença permite remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, para fins não comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es). Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.

**PEDRO VICTOR VERGILIO DA SILVA**

**MODELAGEM TRIDIMENSIONAL E ANÁLISE DE TENSÕES EM PRÓTESE DE  
ARTROPLASTIA LOMBAR**

Trabalho de conclusão de curso de graduação  
apresentado como requisito para obtenção do título de  
Bacharel em Engenharia Mecânica da Universidade  
Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Data de aprovação: 20 / novembro / 2023

---

Fábio Rodrigo Mandello Rodrigues  
Doutorado  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

---

Robson Gonçalves Trentin  
Doutorado  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

---

Sérgio Luiz Ribas Pessa  
Doutorado  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

**PATO BRANCO**

**2023**

Dedico esse trabalho a minha família, a  
razão pela qual levanto da cama todo dia e  
enfrento o mundo

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente agradeço a minha família, o pilar central que estrutura o meu ser. Expresso minha gratidão aos meus pais Luciano e Sirley, meu irmão Luciano Antonio e à minha madrinha Silvana por todo apoio e incentivo ao longo desses anos. Mesmo distantes, eram a força que me mantinha em movimento.

Agradeço do fundo do meu coração a todos os servidores da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR campus Pato Branco, em especial os professores do Departamento de Engenharia Mecânica (DAMEC), por todas as horas dedicadas à minha formação, não só profissional, mas também como pessoa. Destaque para meu orientador, Prof. Dr. Fábio Rodrigo Mandello Rodrigues, por toda paciência e disponibilidade ao longo da produção desse trabalho.

Não poderia deixar de agradecer também aos meus amigos, tanto aqueles que já possuía anteriormente quanto aqueles que a universidade me presenteou. Ao lado deles, esta jornada foi mais leve.

“Não sei quanto valor tenho neste universo,  
mas sei que fiz algumas pessoas mais  
felizes do que elas seriam sem mim. Desde  
que eu saiba disso, tenho toda a riqueza de  
que preciso.” (Robin Willians)

## RESUMO

A prevalência de dores lombares surge como a principal queixa de pacientes da área da ortopedia, tendo como principal causa doenças degenerativas do disco intervertebral. As duas abordagens cirúrgicas possíveis para esses casos são a artodese e a artroplastia lombar. A artroplastia, foco principal deste trabalho, consiste na substituição total do disco comprometido por uma prótese. A prótese lombar pode se apresentar em diversas configurações, sendo a mais comum constituída por duas placas de ligas metálicas, separadas por um núcleo polimérico. O atual estudo busca, através de uma análise numérica, identificar o comportamento de diferentes ligas metálicas utilizadas como biomateriais, para diferentes situações, no intuito de simular as tensões sofridas pelo disco orgânico. A análise numérica foi realizada dentro do *software* ANSYS utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF). Os resultados demonstraram que o Módulo de Elasticidade da liga metálica que compõe as placas da prótese, influencia diretamente na forma como as solicitações são transmitidas para o núcleo.

Palavras-chave: prótese lombar; artroplastia lombar; método de elementos finitos.

## **ABSTRACT**

The prevalence of lower back pain emerges as the main complaint among orthopedic patients, with degenerative diseases of the intervertebral disc being the primary cause. The two possible surgical approaches for these cases are artodese and lumbar arthroplasty. Arthroplasty, the main focus of this study, involves the total replacement of the compromised disc with a prosthesis. The lumbar prosthesis can come in various configurations, with the most common being composed of two metal alloy plates separated by a polymeric core. The current study aims, through numerical analysis, to identify the behavior of different metal alloys used as biomaterials under different conditions, intending to simulate the stresses experienced by the organic disc. The numerical analysis was conducted using the ANSYS software and the Finite Element Method (FEM). The results showed that the Elastic Modulus of the metal alloy composing the prosthesis plates directly influences how the stresses are transmitted to the core.

Keywords: lumbar prosthesis; lumbar arthroplasty; finite element method.



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades da liga Co-28Cr-6Mo .....	29
Tabela 2 - Propriedades da Liga UHMWPE .....	29
Tabela 3 - Propriedades da Liga Ti-6Al-4V .....	30
Tabela 4 - Propriedades da Liga Ti-13Nb-13Zr .....	30
Tabela 5 - Propriedades da Liga Ti-12Mo-6Zr-2Fe .....	30
Tabela 6 – Dados Quantitativos da Malha .....	34
Tabela 7 - Tensões De von Mises nos Componentes do Estudo 1 .....	35
Tabela 8 – Tensões De von Mises nos Componentes do Estudo 2 .....	37

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Tensão observada em flange superior em função do número de nós .....	34
Gráfico 2 - Módulo de elasticidade do material das placas e tensão máxima sofrida pelo núcleo no Estudo1 .....	36
Gráfico 3 - Módulo de elasticidade do material das placas e tensão máxima sofrida pelo núcleo no Estudo 2 .....	38

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Vistas superiores da vértebra típica .....	15
Figura 2 – Planos Anatômicos .....	16
Figura 3 – Angulação das articulações zigapofisárias em relação aos planos Transversal e Coronal .....	17
Figura 4 – Vista seccionada de uma malha de elementos finitos de uma artroplastia no conjunto de vertebrae L4-L5 .....	23
Figura 5 – Fluxograma de etapas necessárias para realização do estudo .....	25
Figura 6 – Prótese Centinel Spine® Prodisc-L .....	26
Figura 7 – Dimensões em milímetros de uma placa superior Prodisc-L .....	27
Figura 8 – Dimensões em milímetros de uma placa inferior Prodisc-L .....	27
Figura 9 – Dimensões em milímetros de um núcleo Prodisc-L .....	28
Figura 10 – Renderização de vista isométrica explodida de prótese Prodisc-L .....	28
Figura 11 - Ângulo de inclinação sacral .....	31
Figura 12 – Direção da força no Estudo 1 .....	32
Figura 13 – Direção da força no Estudo 2 .....	32
Figura 14 – Malha Gerada .....	33
Figura 15 - Posição da tensão de von Mises máxima no núcleo – Estudo 1 – Caso 1 (Flanges de Co-28Cr-6Mo) .....	37

## **LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS**

ASTM	American Society for Testing and Materials
CAD	Computer Aided Design
CAE	Computer Aided Engineering
DeCS	Descritores em Ciências da Saúde
MeSH	Medical Subject Headings
MEF	Método de Elementos Finitos
PMMA	Poly Methyl Methacrylate
UHMWPE	Ultra High Molecular Weight Polyethylene

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>12</b>
1.1	<b>Objetivos</b> .....	<b>13</b>
1.1.1	Objetivos Específicos .....	13
<b>1.2</b>	<b>Justificativa</b> .....	<b>13</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	<b>14</b>
<b>2.1</b>	<b>Artroplastia</b> .....	<b>14</b>
2.1.1	Anatomia da Coluna .....	14
<b>2.2</b>	<b>Biomateriais</b> .....	<b>18</b>
2.2.1	Metais.....	19
2.2.1.1	Aços inoxidáveis.....	19
2.2.1.2	Ligas de cobalto-cromo .....	20
2.2.1.3	Titânio e ligas de titânio.....	21
2.2.2	Polímeros .....	21
<b>2.3</b>	<b>Método dos Elementos Finitos</b> .....	<b>22</b>
<b>2.4</b>	<b>Estudos Prévios</b> .....	<b>23</b>
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>25</b>
<b>3.1</b>	<b>Definição do Modelo de Prótese</b> .....	<b>26</b>
<b>3.2</b>	<b>Modelagem</b> .....	<b>26</b>
<b>3.3</b>	<b>Seleção dos Materiais</b> .....	<b>29</b>
<b>3.4</b>	<b>Análise</b> .....	<b>30</b>
3.4.1	Definição dos Parâmetros .....	30
3.4.2	Simulação.....	33
<b>4</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	<b>35</b>
<b>4.1</b>	<b>Estudo 1 – Compressão Pura</b> .....	<b>35</b>
<b>4.2</b>	<b>Estudo 2 – Força Angulada</b> .....	<b>37</b>
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	<b>40</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>42</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Dores lombares representam a maioria das reclamações entre pacientes da área da ortopedia. Estima-se que essa desagradável condição possa atingir até 84% da população mundial ao longo de sua vida. Muitas podem ser as causas do desconforto, mas todas estão associadas a alterações de geometria ou composição do disco intervertebral. Nos Estados Unidos a Doença degenerativa de disco é a principal causa de dores entre os adultos (NASCIMENTO, 2015; WALKER, 2000).

Quando esse transtorno não pode ser tratado de forma não operatória, duas são as opções: artrodese e artroplastia lombar. A artrodese consiste na fusão das vértebras do conjunto comprometido, enquanto a artroplastia é aplicação de um disco intervertebral artificial. Enquanto a artrodese funde duas vértebras, a artroplastia lombar proporciona o mesmo alívio nas dores mantendo a função de articulação da coluna. Isso sem contar que até 60% dos pacientes submetidos a artrodese vão voltar a ter eventos de dores lombares nos primeiros 10 anos pós-operatório, já que o enrijecimento de um segmento da coluna termina por sobrecarregar os segmentos adjacentes (ERRICO, 2005; TRAYNELIS, 2002).

A ideia de um disco vertebral artificial não é nova. O início do estudo voltado à artroplastia remete à década de 50. As primeiras tentativas consistiam em preencher o local da discectomia com material acrílico. Como poucas eram as formas de diagnóstico, a única correlação que os profissionais da época tinham era entre o aumento das dores conforme a altura do disco diminuía. A inserção de material acrílico tinha como intuito manter a altura adequada e evitar o colapso futuro do conjunto de vértebras (ERRICO, 2005).

Atualmente a fusão é a solução mais utilizada pelos profissionais da área, mas não é necessariamente a melhor se for levado em conta os resultados a longo prazo e a qualidade de vida pós-operatória. É difícil imaginar para qualquer outra articulação do corpo humano que a solução para alguma anomalia seja o enrijecimento da mesma. Nesse sentido, a artroplastia vem como uma solução, já que permite o alívio das dores, buscando manter o funcionamento da coluna o mais próximo possível do original.

O atual trabalho dispõe um estudo de simulação numérica de uma prótese lombar de modelo Prodisc-L implantada no conjunto de vértebras L5-S1. A prótese em questão é constituída por duas placas de liga Co-Cr, e um núcleo, fazendo o papel de

disco intervertebral, composto por Polietileno de alta densidade (ERRICO, 2005). O estudo busca determinar se uma outra combinação de materiais teria melhores resultados, levando em conta longevidade, bio-requisitos e custo de fabricação da prótese.

## **1.1 Objetivos**

O presente trabalho tem como objetivo analisar as tensões que atuam em uma prótese lombar para diferentes estímulos e materiais.

### **1.1.1 Objetivos Específicos**

Para que o objetivo geral seja concluído com sucesso, o trabalho deverá alcançar os seguintes objetivos específicos

- Determinar os esforços biomecânicos aos quais a prótese está submetida
- Modelar tridimensionalmente a prótese em Software CAD 3D
- Determinar, por meio do método dos elementos finitos, as tensões sofridas pela prótese
- Verificar a resposta para diferentes materiais
- Verificar a resposta para diferentes ângulos de posicionamento da prótese

## **1.2 Justificativa**

O aumento de casos de distúrbios lombares devido à vida moderna é um fator primordial para justificar a importância desse estudo. O foco no tratamento por meio da artroplastia é motivado pela proposta da prótese de oferecer o mesmo alívio das dores que o método de fusão mantendo o movimento da coluna no local da discectomia.

Outro aspecto a ser levado em conta é a durabilidade do alívio das dores, que como já é de conhecimento geral, pelo artrodese possui um prazo de validade curto para a maior parte dos pacientes. Por outro lado, as próteses lombares mais modernas ainda não completaram 10 anos. Tendo isso em vista, e sabendo que esse é um tratamento ainda em evolução, as promessas fomentam ainda mais o desejo da comunidade ortopédica em viabilizar um tratamento definitivo de artroplastia lombar.

A viabilidade do atual estudo se sustenta na análise mecânica por meio da simulação numérica. O método é uma excelente forma de se obter ótimos resultados de forma rápida, com baixo custo e boa confiabilidade.

## **2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA**

### **2.1 Artroplastia**

#### 2.1.1 Anatomia da Coluna

A coluna vertebral é a estrutura responsável por sustentar e distribuir o peso do tronco humano. Além dessa função mecânica, pode-se atribuir a ela o papel de proteger a medula e os nervos espinhais. Essas estruturas mais frágeis encontram-se no interior do canal vertebral, formado pelas sobreposições das vértebras (TORTORA; DERRICSSON, 2016).

A coluna é formada por vértebras, também conhecidas como espôndilos, separadas por discos fibrocartilagosos. As 33 vértebras presentes na coluna estão dispostas em 5 regiões diferentes. A classificação é feita da seguinte forma, seguindo o comprimento da coluna no sentido céfalo-caudal: as 7 primeiras compõem a região cervical, as 12 seguintes, a região torácica, as 5 na sequência a região lombar, e as 9 restantes estão divididas em duas regiões de vértebras fundidas, onde 5 compõem a região sacral e 4 a região coccígea (NATOUR, 2004).

Os discos intervertebrais são corpos que atuam como amortecedores e estão localizados entre os corpos vertebrais. Com sua composição cartilaginosa, o disco é o maior responsável pela absorção de cargas na coluna. Conforme avançamos na coluna no sentido céfalo-caudal, as tensões aplicadas nos discos ficam cada vez maiores. Isso se deve ao fato de que, quanto mais baixa a vértebra, maior a carga que ela receberá em função da massa suspensa. Dessa forma, o conjunto sob maior estresse é o L5-S1, ou seja, o disco presente entre a última vértebra lombar e a primeira sacral é o corpo sob maior estresse. Esse também é o motivo pelo qual existe um aumento progressivo no tamanho da vértebra. Com o aumento da área da superfície de contato, tem-se uma melhor distribuição de cargas (HALL, 2016).

Uma vértebra pode ser dividida em duas partes: corpo vertebral e arco posterior ou vertebral. O corpo vertebral é a parte mais robusta da vértebra e é a principal base de sustentação da mesma. É composto por um osso esponjoso envolvido por um osso compactado, conhecido como cortical. Entretanto, as faces não recebem essa cobertura, deixando o osso esponjoso ser recoberto apenas por uma cartilagem, a hialina (HALL, 2016).

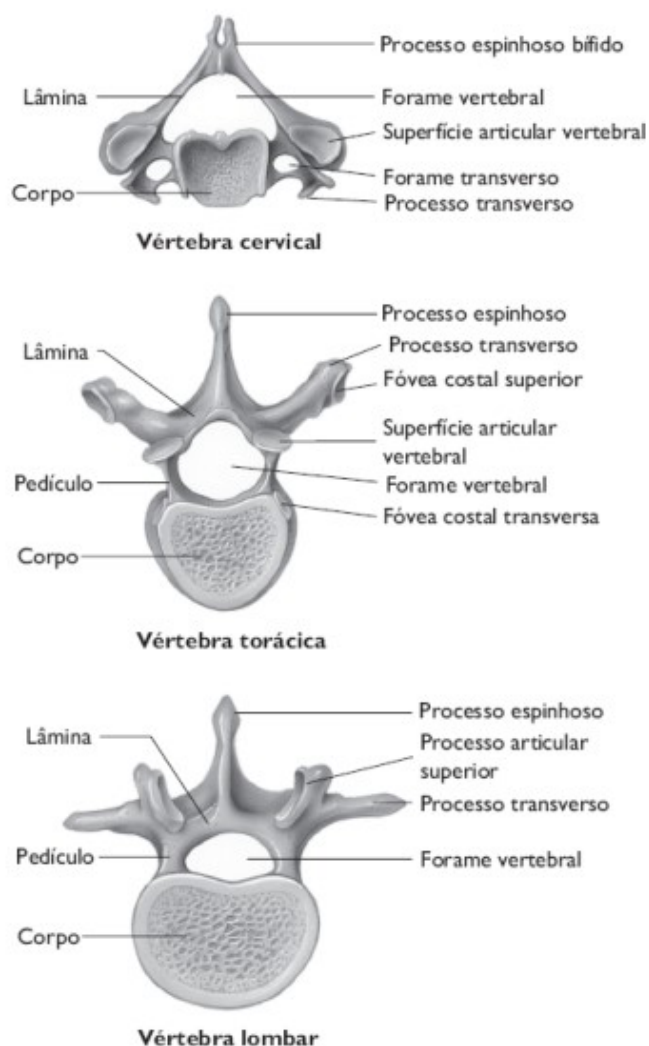
Na parte posterior da vértebra está posicionado o arco vertebral. Sua estrutura principal é formada por dois processos ligados ao corpo da vértebra, unidos pela



“lâmina” A junção do arco com o corpo dá origem ao já citado canal vertebral. No arco vertebral estão presentes os processos. Na região lombar, 4 processos do arco são responsáveis pela função de articulação. Dessa forma, as vértebras estão ligadas entre si por dois tipos de articulações, as disco-vertebrais e as zigapofisárias (TORTORA; DERRICSSON, 2016).

Os modelos de vértebras presentes nas diferentes regiões da coluna, assim como os processos presentes em seus respectivos arcos, estão demonstrados na Figura 1.

**Figura 1 – Vistas superiores da vértebra típica**



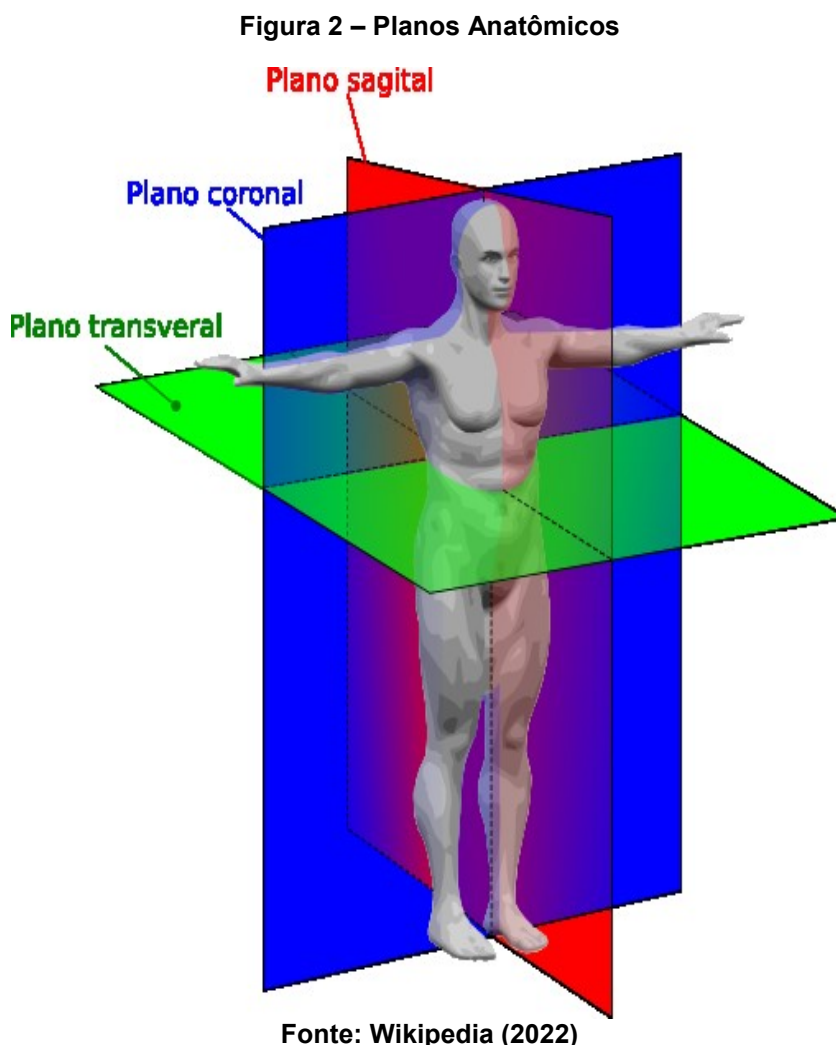
**Fonte: Hall (2016)**

Disco-vertebral é a articulação composta pelo contato do disco intervertebral com um par de vértebras. O corpo cartilaginoso tem função de coxim, unindo dois corpos e absorvendo impactos normais ao plano transversal. A articulação

zigapofisárias tem origem no contato do processo articular de uma vértebra com o processo de uma vértebra adjacente (TORTORA; DERRICSSON, 2016).

### 2.1.2 Biomecânica da Coluna

Como sistema de coordenadas, este trabalho utilizará os planos de secção elementares anatômicos como referência. Dessa forma, torna-se mais fácil a visualização de movimentos e sentidos de forças, levando em conta a geometria nada trivial de um corpo humano. Os planos e seus posicionamentos em relação ao corpo humano estão demonstrados na Figura 2.

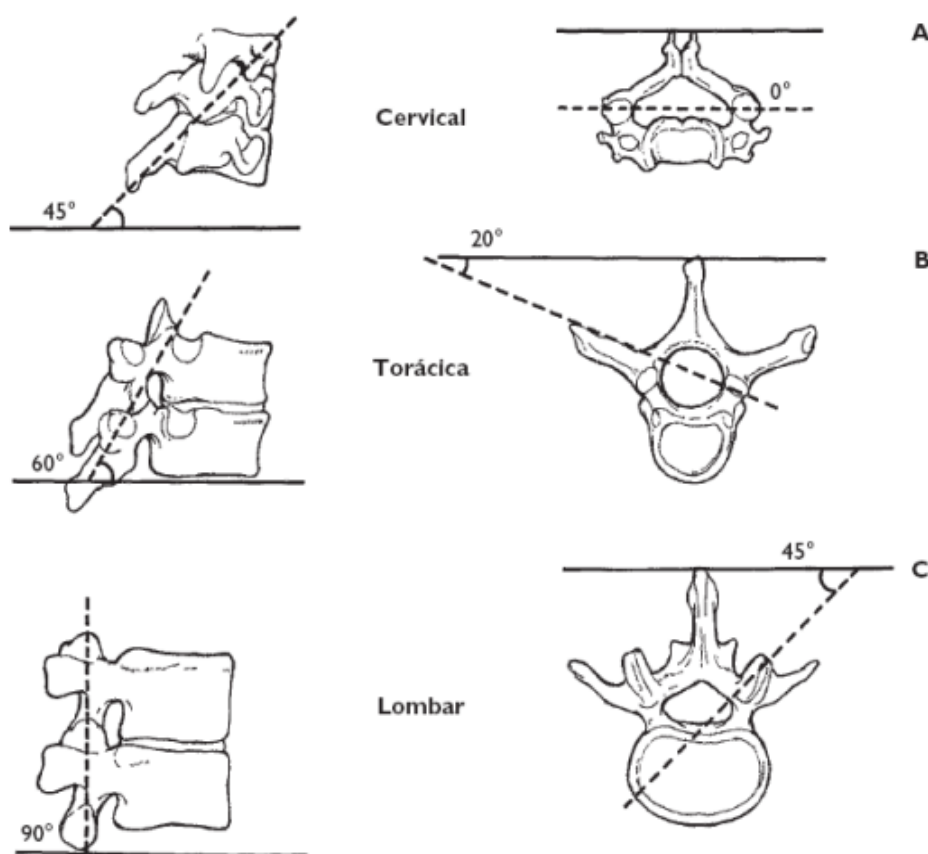


As articulações da coluna permitem que ela realize 5 movimentos básicos. Todo movimento realizado pela coluna é uma combinação desses movimentos, ou apenas um isolado. Os dois movimentos possíveis de se realizar no plano sagital são

a flexão e a extensão. As inclinações realizadas no plano coronal são chamadas de lateralização esquerda ou direita. Ainda é possível realizar uma rotação no plano transversal (TORTORA; DERRICSSON, 2016).

Vértebras de diferentes regiões possuem geometrias diferentes. Essas diferenças são visíveis nas angulações dos processos. Como demonstrado pela Figura 3, a orientação dos processos afeta diretamente a angulação das articulações zigapofisárias. Se levarmos em conta o movimento de rotação na transversal, a região da cervical vai possuir um limite de movimento muito maior que a lombar. Em compensação, a região lombar possui boa amplitude de movimento no plano coronal, enquanto a região torácica é limitada (HALL, 2016).

**Figura 3 – Angulação das articulações zigapofisárias em relação aos planos Transversal e Coronal**



Fonte: Hall (2016)

A região lombar pode chegar a apresentar uma flexão total de 60° e uma extensão de 30°. Somente no par de vértebras L5-S1 já é possível se alcançar 20° de flexão (HALL, 2016).

Segundo Lazennec et al. (2000), o ângulo entre o plano tangente a superfície superior da vértebra S1 (primeira vértebra da região sacral) e o plano transversal, em um indivíduo saudável em pé é de, em média, 38.9°. Por meio de radiografias totais da coluna de 24 voluntários, foi determinado que os valores mínimo e máximo da inclinação sacral são de 32° e 43°, respectivamente. Esse é um dado essencial para se determinar os esforços realizados no disco intervertebral. Com ele é possível determinar as componentes das forças que atuam sobre as faces do disco, como por exemplo a força peso, que é normal ao plano transversal.

## 2.2 Biomateriais

Segundo o tesouro DeCS/MeSH (Descritores em Ciências da Saúde/ *Medical Subject Headings*), biomaterial é todo material, de origem natural ou sintética, não fármaco, utilizado para substituir ou reparar um tecido ou função do corpo.

Biomateriais utilizados em substituição óssea devem ser biocompatíveis, osteocondutores e biodegradáveis. A biocompatibilidade é necessária para que o material possa interagir com o organismo sem nenhum tipo de reação adversa. Um biomaterial utilizado em contato com osso deve ser osteocondutivo para que permita o crescimento e a condução de células de tecido ósseo sítio comprometido. Por fim, deve ser biodegradável, de forma que, em caso de degradação do material, o mesmo possa ser metabolizado sem riscos ao organismo (OLIVEIRA et al. 2010).

Na visão de Bellabarba et al. (2007) o biomaterial ideal deveria ser completamente biocompatível, oferecendo as características físico-químicas e mecânicas necessárias pelo tempo adequado, sem causar alterações no organismo. Quando suas funções não fossem mais necessárias, o material precisaria ter a capacidade de ser absorvido pelo meio. No que diz respeito a custos, o mesmo teria de ser abundante e barato, com baixo custo para sua manufatura.

Para fins de projeto, o material de trabalho deve, além de ser biocompatível, possuir resistência mecânica superior ao tecido substituído. Sem contar que necessita sobreviver a corrosão causada pelo meio, já que um organismo vivo pode ser agressivo com o material.

Deve-se levar em conta que o material estará em contato direto com fluido corpóreo, composto por uma solução rica em oxigênio, proteínas e inúmeros tipos de íons. Todas essas espécies químicas colaboram com a corrosão dos materiais dos implantes, em especial, os implantes metálicos. A degradação devido a corrosão

compromete as propriedades mecânicas do implante, levando a falha ou fratura precoce do mesmo (PIRES; BIERHALZ; MORAES, 2015).

Silva (2017) aponta como um aspecto importante a necessidade de o material utilizado no implante possuir características mecânicas semelhantes ao do tecido ósseo. Materiais com módulos de elasticidade muito superior ao do osso terminam por suportar toda a carga local, e desestimulam o crescimento da massa óssea. Esse fenômeno termina por diminuir a densidade óssea na região, e conseqüentemente, dificulta a união do osso com o implante.

### 2.2.1 Metais

No que diz respeito a próteses, a classe de materiais mais utilizada é a dos metais. Suas excelentes propriedades mecânicas fazem com que a principal aplicação dos metais seja a estrutural. Como os mesmos tem uma ótima resposta a solicitações mecânicas, eles sempre desempenham o papel de fixação ou sustentação de tecidos rígidos fraturados, bem como a substituição total ou parcial de articulações (RODRIGUES, 2013).

As ligas metálicas dispõem de propriedades mecânicas formidáveis devido a suas ligações metálicas. As ligações metálicas formam uma rede extremamente organizada, dando origem a um padrão cristalino (PIRES; BIERHALZ; MORAES, 2015).

Segundo Bellabarba et al. (2007) este padrão organizado gera um sólido com elevada resistência ao mesmo tempo que é dúctil e tenaz. Isso se deve ao fato de que deformações plásticas não comprometem a rede cristalina devido ao movimento de discordâncias.

Atualmente as ligas metálicas mais comumente utilizadas no ramo da ortopedia são os aços inoxidáveis, o Titânio comercial puro e suas ligas e ligas de Cobalto-Cromo (PIRES; BIERHALZ; MORAES, 2015).

#### 2.2.1.1 Aços inoxidáveis

Um dos primeiros biomateriais metálicos a serem utilizados com resultados positivos como implante ósseo foi o aço inoxidável (MACHADO, 2010).

O aço inoxidável é amplamente utilizado na área da saúde devido a sua característica de ser extremamente resistente a oxidação, suas excelentes

propriedades mecânicas e seu custo relativamente baixo se comparado a outras ligas especiais. Essa natureza não oxidável se deve a camada de óxido de cromo formada na superfície do metal (PIRES; BIERHALZ; MORAES, 2015).

A classe de aços inoxidáveis mais utilizada é a dos austeníticos. Estruturas ferrosas austeníticas são não magnéticas. Essa é uma propriedade desejável para uma prótese, já que a mesma não sofreria influência de campos magnéticos. Caso a prótese fosse feita com ferro magnético, exames como o de ressonância magnética poderiam exercer forças indesejadas na mesma (BELLABARBA et al., 2007; JUDAS, 2009).

Apesar de os modelos 316 e 316L de aço inoxidável serem os mais utilizados na medicina, seu uso, segundo Silva (2017), vem sendo questionado. O níquel acrescentado à composição do inox com a finalidade de estabilizar a estrutura austenítica é extremamente tóxico. Como solução para esse problema, foi criada a liga 316 LV, que substitui o Níquel por pequenas concentrações de Nitrogênio.

O aço inox 316L possui uma composição a base de ferro contendo uma concentração de 16 a 18% de Cromo, 12 a 15% de Níquel e de 2 a 3% de Molibdênio. A concentração de carbono sempre se encontrará abaixo dos 0,03%, para evitar a formação de carbonetos de cromo na superfície, comprometendo a defesa contra corrosão do material (PIRES; BIERHALZ; MORAES, 2015; SILVA, 2017).

#### 2.2.1.2 Ligas de cobalto-cromo

Juntamente com o aço inoxidável, o uso de ligas de cobalto-cromo remete ao início do século XX. Ligas Cr-Co possuem propriedades não-magnéticas e apresentam elevada resistência ao desgaste e à corrosão. Tal qual o aço inox, a resistência à corrosão dessas ligas se deve a camada de óxido de cromo formado na superfície. No que concerne às propriedades mecânicas das ligas Cr-Co, as mesmas superam as do aço inox (PIRES; BIERHALZ; MORAES, 2015).

As propriedades mecânicas das ligas Co-Cr são seu ponto forte, mas ao mesmo tempo os causadores de algumas desvantagens. Pode-se citar a baixa plasticidade e a difícil usinabilidade do material, encarecendo sua manufatura. Outro problema se encontra na interface de contato de próteses dessa liga com o tecido ósseo. Assim como ocorre com o inox, o tecido ósseo encontra dificuldade em se fixar

na superfície da prótese, desenvolvendo uma camada fibrosa na interface de contato (JUDAS, 2009).

### 2.2.1.3 Titânio e ligas de titânio

A utilização do titânio com material base para próteses remete ao início dos anos 60 (RODRIGUES, 2013). Atualmente o titânio é biomaterial mais empregado na fabricação de próteses. Isso se deve a sua excelente biocompatibilidade, suas boas propriedades ferromagnéticas e principalmente, um módulo elástico semelhante ao do osso (BELLABARBA et al., 2007).

Um módulo elástico semelhante ao do osso facilita a osseointegração (PIRES, 2015). Essa característica somada a uma superfície rugosa, favorece o crescimento de células osteoformadoras no sítio e evita a formação de uma camada fibrosa no contato osso-prótese, camada essa que é observada no contato com próteses de aço inoxidável e ligas de cromo-cobalto (BELLABARBA et al., 2007; JUDAS, 2009).

O titânio puro é muito suscetível ao desgaste. Portanto, não é indicado como material base para superfície de próteses de substituição total de articulações. Dessa forma faz-se necessário a utilização de ligas, como por exemplo a Ti 318 (Ti-6Al-4V), que com a presença de alumínio, ferro e vanádio em sua composição, tem uma melhoria nas propriedades mecânicas sem prejudicar sua biocompatibilidade e resistência a corrosão (BELLABARBA et al., 2007; JUDAS, 2009).

Apesar de ser a liga de titânio mais utilizada em próteses, a liga Ti 318 (também denominada ASTM F136), quando utilizada em contato com o material UHMWPE, termina por causar desgaste superior no componente polietileno se comparada a outras ligas, como as a base de Co-Cr-Mo (LONG; RACK, 2018). Em resposta a isso, outras ligas a base de titânio vêm sendo estudadas e utilizadas na ortopedia.

Fernandes (2007) demonstra que a liga Ti-13Nb-13Zr, em comparação a Ti 318 apresenta um módulo de Young mais próximo ao de um osso, e promove um menor desgaste em componentes de UHMWPE quando utilizado em conjunto.

## 2.2.2 Polímeros

Polímeros são longos agrupamentos de moléculas na forma de cadeias, tendo como elemento principal o carbono. Essas unidades moleculares são denominadas

meros. Essas macromoléculas orgânicas podem ter origem orgânica ou natural (RODRIGUES, 2013). Os polímeros se destacam entre os biomateriais devido a sua grande variedade de modelos e seu baixo custo para manufatura (PIRES, 2015).

Entre os polímeros mais utilizados pode-se dar destaque ao Polietileno de alto peso molecular (UHMWPE) e o Polimetilmetacrilato (PMMA). O UHMWPE apresenta excelente resposta a impactos e possui baixo coeficiente de atrito. Entretanto, possui baixa resistência ao desgaste. Diferentemente do UHMWPE, o PMMA não possui utilização estrutural mecânica. Sua principal aplicação é como cimento ósseo para fixação de próteses (SILVA, 2016).

A baixa resistência ao desgaste do UHMWPE acarreta sérios problemas na sua utilização in vivo. Na sua utilização em próteses, o polímero em questão, ao longo de sua vida útil, termina por liberar partículas no meio em que está inserido. A resposta inflamatória do organismo a estes corpos estranhos desencadeia uma série de reações, que resultam na osteoclastogênese. O resultado é uma perda do tecido ósseo local, e em casos mais graves, a falência da prótese (JUDAS, 2009).

### **2.3 Método dos Elementos Finitos**

Análises de tensões por meio do método analítico fazem parte da vida de um engenheiro mecânico. Geometrias mais simples permitem o emprego do método analítico. Entretanto na realidade da indústria, as geometrias de trabalho na maioria das vezes são elementos complexos, inviabilizando assim o método em questão (NORTON, 2013).

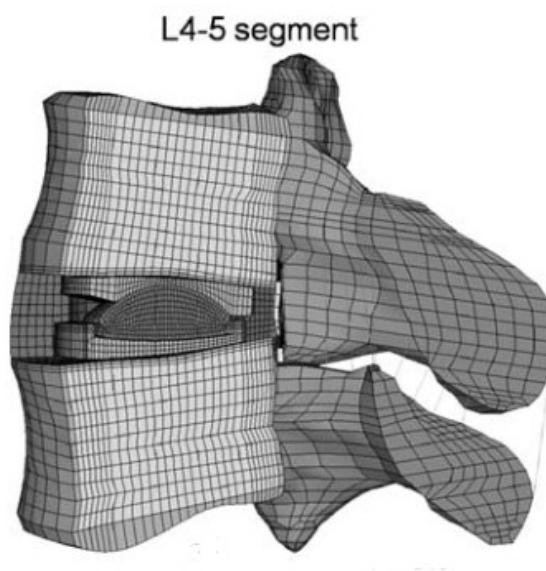
Quando se está trabalhando com geometrias complexas, o mais indicado é que se utilize o Método de Elementos Finitos (MEF). O MEF discretiza um modelo de geometria complexa em pequenas partes de geometria simples. Dessa forma, ele permite solucionar complexos cálculos de engenharia por meio de um conjunto de equações algébricas (CAMPELLO; SILVA; SIMÕES, 2009).

A junção de elementos originados pela discretização de uma geometria complexa dá origem ao nó. Esse conjunto de nós interligados é chamado de malha, como demonstrado na Figura 4, e é a partir dela que os cálculos serão gerados. Uma malha mais refinada, ou seja, composta por uma maior quantidade de elementos de tamanho pequeno resultaria em dados mais fiéis à realidade. Todavia, uma grande



quantidade de nós acarretaria na necessidade de uma maior capacidade de processamento (NORTON, 2013).

**Figura 4 – Vista seccionada de uma malha de elementos finitos de uma artroplastia no conjunto de vertebrae L4-L5**



Fonte: Adaptado de Schmidt et al. (2009)

## 2.4 Estudos Prévios

Apesar de se tratar de um tema extremamente nichado, as próteses para artroplastia total lombar vem sendo estudadas há décadas e terminam por envolver diversas áreas do conhecimento, indo desde a ortopedia até a engenharia de materiais. Dessa forma não é difícil encontrar estudos com objetivos semelhantes aos propostos neste trabalho.

Campello, Silva e Simões (2009) há mais de uma década já realizavam simulações numéricas em um disco intervertebral artificial. Basicamente o estudo consistia na modelagem de uma prótese por meio de *Software* CAD, e na análise de tensões, aplicando o método de von Mises com o auxílio de um *software* CAE.

A prótese estudada era constituída por duas flanges em liga de Cobalto-Cromo-Molibdênio, e um núcleo de Polietileno de altíssimo peso molecular. Tanto a liga metálica, quanto o polímero estavam em conformidade com as normas ASTM F75 Standard Specification for Cobalt-28 Chromium-6 Molybdenum Alloy Castings and Casting Alloy for Surgical Implants e ASTM F648 Standard Specification for Ultra-High-

Molecular Weight Polyethylene Powder and Fabricated Form for Surgical Implants respectivamente.

O estudo pode ser dividido em dois ensaios. Inicialmente é aplicada uma força axial que resulta em compressão pura. No segundo ensaio, a força a qual a prótese está submetida não é normal a sua face externa. A força aplicada faz um ângulo com a superfície externa do componente, a fim de simular a angulação que o espaço intervertebral entre a L5 e a S1 faz com o plano transversal. Toda a simulação foi feita tendo como base a norma ASTM F2346 Standard Test Methods for Static and Dynamic Characterization of Spinal Artificial Discs.

Segundo Campello, Silva e Simões (2009) as cargas as quais a região lombossacral está submetida durante atividades físicas diárias é 4,5 vezes maior que aquelas sentidas por um indivíduo em repouso.

Como resultado já esperado, o núcleo de polietileno de altíssimo peso molecular é o componente mais crítico. Apesar das placas sofrerem tensões maiores, a liga Cr-Co-Mo possui propriedades mecânicas melhores que o polietileno do núcleo.

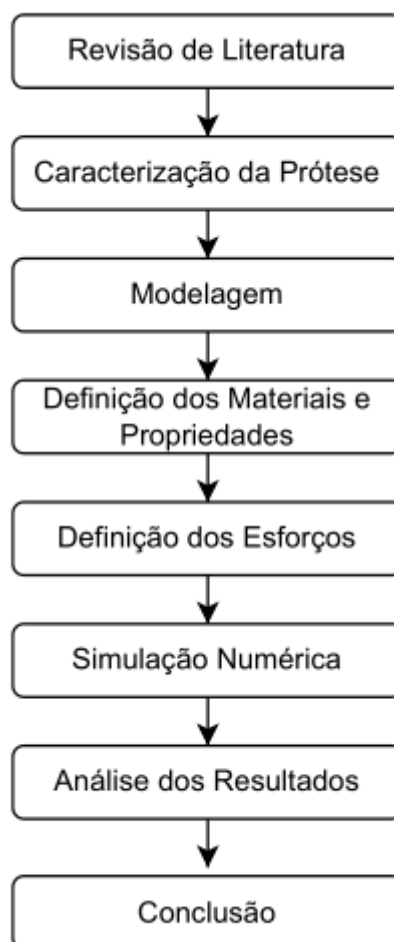
A região do núcleo com maiores tensões presentes é a região de contato com o flange superior. Por meio do critério de von Mises foi possível determinar que para uma carga puramente axial, o núcleo suportaria cargas de até aproximadamente 10100 N sem falhar. No caso da carga não axial o valor encontrado foi de 735 N.

Campello, Silva e Simões (2009) ressaltam que o estudo trabalhou apenas com esforços estáticos, e que esforços cíclicos são os principais responsáveis por falhas em componentes solicitados. Portanto, apesar dos resultados serem satisfatórios, este trabalho de forma isolada não pode garantir que todos os parâmetros para a utilização da prótese *in vivo* foram alcançados.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo tem como objetivo modelar tridimensionalmente uma prótese para artroplastia lombar e analisar, por meio do método numérico de elementos finitos, as tensões para diferentes solicitações. Para auxiliar a compreensão das etapas necessárias para que o trabalho seja concluído, um fluxograma foi criado, e pode ser observado na figura 5.

Figura 5 – Fluxograma de etapas necessárias para realização do estudo

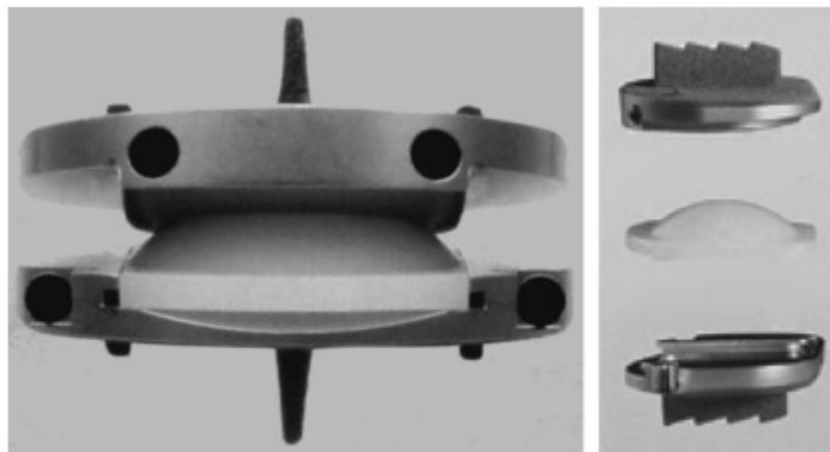


Fonte: Autoria própria (2022)

### 3.1 Definição do Modelo de Prótese

A prótese a ser estudada é a Prodisc-L, fabricada pela empresa Centinel Spine®. Como é possível observar na Figura 6, trata-se de um modelo metal sobre plástico, ou seja, é constituído de duas placas metálicas separadas por um núcleo polimérico.

Figura 6 – Prótese Centinel Spine® Prodisc-L



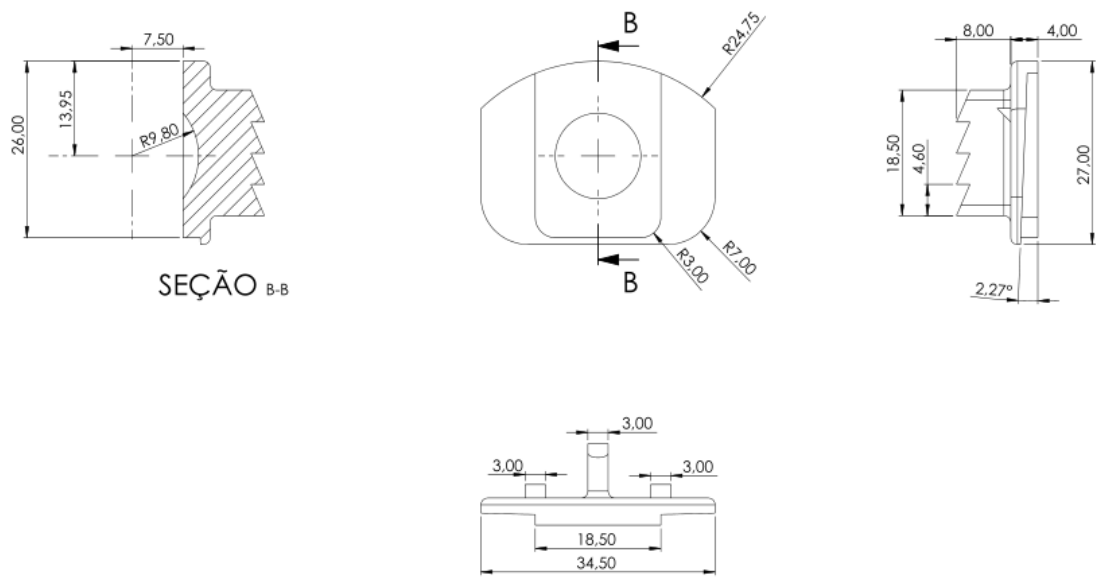
Fonte: Adaptado de Errico (2005)

Os modelos de próteses Prodisc vem tendo excelentes resultados desde suas versões iniciais. Durante a década de 90, Thierry Marnay, criador da Prodisc, acompanhou 58 pacientes que haviam passado por uma discectomia total e estavam utilizando o modelo de prótese Prodisc II. Com os resultados do estudo, foi possível observar que os benefícios do uso da prótese em relação ao método de fusão se encontram no âmbito cirúrgico também. Os pacientes submetidos ao procedimento tiveram uma recuperação mais rápida e perderam menos sangue se comparados a pacientes que passaram por cirurgias de fusão por meio de hastes (ZIGLER,2004).

### 3.2 Modelagem

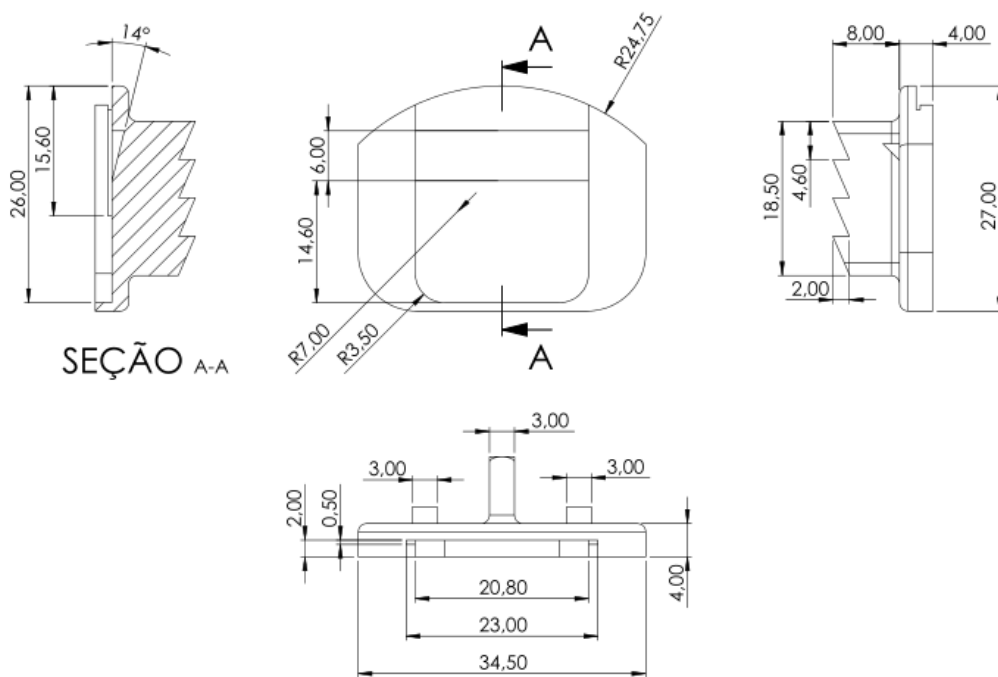
O modelo virtual foi modelado por meio do *Software* CAD SolidWorks, tendo como base as dimensões fornecidas por Chemmami et al. (2021). As dimensões das placas metálicas superior e inferior podem ser observadas nas Figura 7 e 8, respectivamente, enquanto as dimensões do núcleo estão presentes na Figura 9.

Figura 7 – Dimensões em milímetros de uma placa superior Prodisc-L



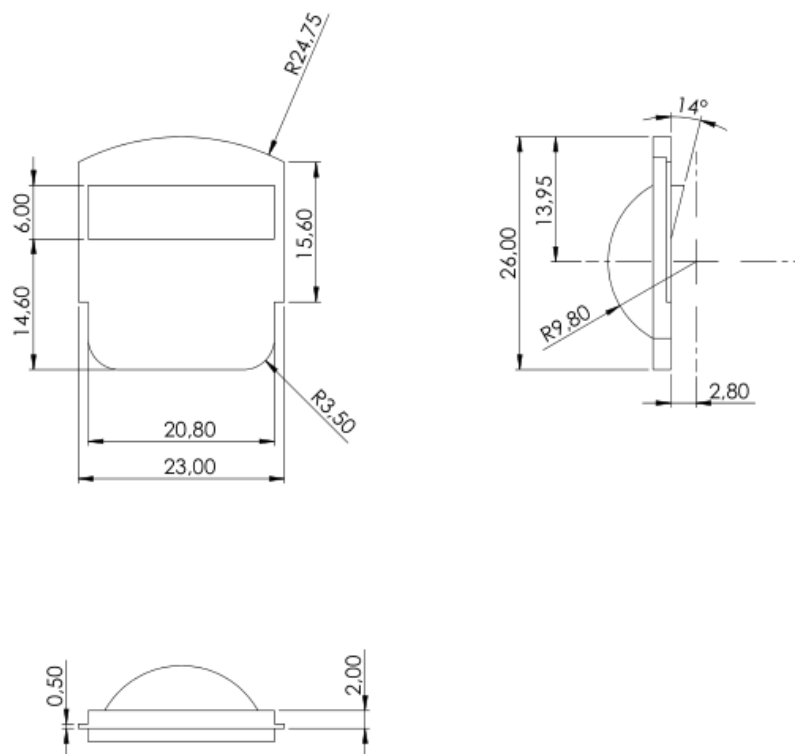
Fonte: Autoria Própria (2023)

Figura 8 – Dimensões em milímetros de uma placa inferior Prodisc-L



Fonte: Autoria Própria (2023)

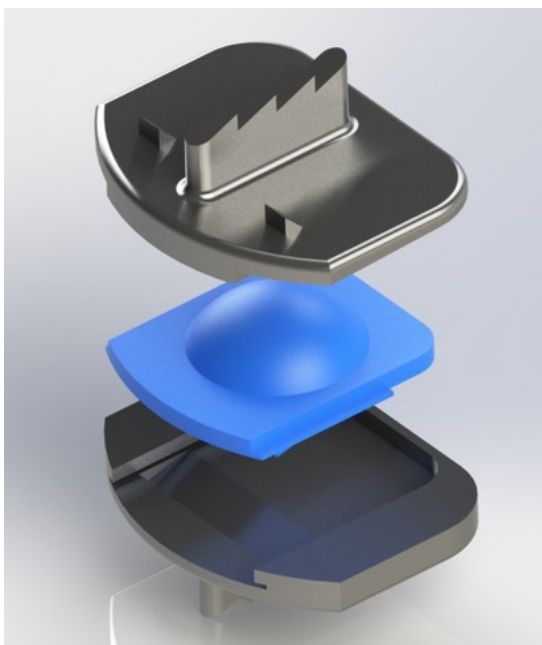
**Figura 9 – Dimensões em milímetros de um núcleo Prodisc-L**



**Fonte: Autoria Própria (2023)**

O resultado da modelagem pode ser observado na Figura 10. Na imagem é possível observar os três componentes que compõem a prótese.

**Figura 10 – Renderização de vista isométrica explodida de prótese Prodisc-L**



**Fonte: Autoria Própria (2023)**

### 3.3 Seleção dos Materiais

Atualmente a prótese é composta por dois materiais distintos. Suas placas são feitas de uma liga de Cromo-Cobalto, e seu núcleo de polietileno de alto peso molecular. A liga utilizada neste modelo de prótese é a Co-28Cr-6Mo (também conhecida como ASTM F75). As propriedades mecânicas da liga Co-28Cr-6Mo, necessárias para a simulação, estão listadas na Tabela 1. As propriedades do polietileno estão disponíveis na Tabela 2.

**Tabela 1 - Propriedades da liga Co-28Cr-6Mo**

<b>Propriedades Mecânicas</b>	
Módulo de Elasticidade [GPa]	210
Coeficiente de Poisson	0,29
Limite de Resistência a Tração [MPa]	780
Limite de Escoamento [MPa]	480

**Fonte: Adaptado de Allegri et al. (2019)**

**Tabela 2 - Propriedades da Liga UHMWPE**

<b>Propriedades Mecânicas</b>	
Módulo de Elasticidade [MPa]	877
Coeficiente de Poisson	0,46
Limite de Resistência a Tração [MPa]	46
Limite de Escoamento [MPa]	15,3

**Fonte: Adaptado de Malito et al. (2018)**

O polietileno de alto peso molecular não possui comportamento elástico linear, ou seja, a relação entre tensão e deformação não segue a Lei de Hooke de forma linear. Entretanto, neste estudo, está sendo assumido um comportamento elástico linear para o UHMWPE. Essa aproximação é feita a fim de simplificar o estudo e facilitar a simulação.

Para fins comparativos outras 3 ligas serão estudadas: a Ti-6Al-4V, a Ti-13Nb-13Zr e pôr fim a Ti-12Mo-6Zr-2Fe. As propriedades mecânicas das 3 ligas citadas estão presentes nas Tabelas 3, 4 e 5.

**Tabela 3 - Propriedades da Liga Ti-6Al-4V**

<b>Propriedades Mecânicas</b>	
Módulo de Elasticidade [GPa]	110
Coefficiente de Poisson	0,30
Limite de Resistência a Tração [MPa]	965
Limite de Escoamento [MPa]	875

**Fonte: Adaptado de Niinomi (1998)**

**Tabela 4 - Propriedades da Liga Ti-13Nb-13Zr**

<b>Propriedades Mecânicas</b>	
Módulo de Elasticidade [GPa]	61,5
Coefficiente de Poisson	0,30
Limite de Resistência a Tração [MPa]	728,5
Limite de Escoamento [MPa]	509,5

**Fonte: Adaptado de Fernandes (2007)**

**Tabela 5 - Propriedades da Liga Ti-12Mo-6Zr-2Fe**

<b>Propriedades Mecânicas</b>	
Módulo de Elasticidade [GPa]	80
Coefficiente de Poisson	0,68
Limite de Resistência a Tração [MPa]	1100
Limite de Escoamento [MPa]	1060

**Fonte: Adaptado de Niinomi (1998)**

### 3.4 Análise

#### 3.4.1 Definição dos Parâmetros

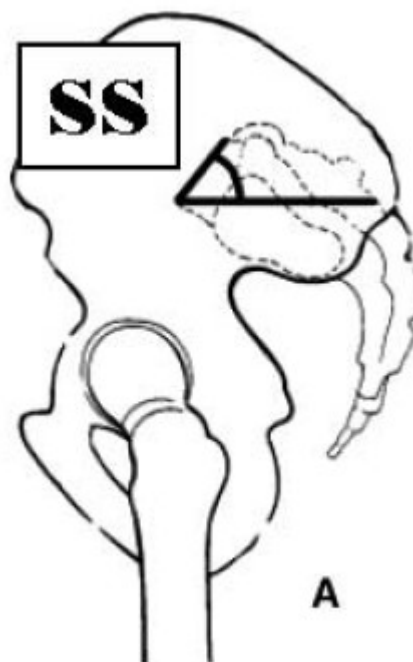
Para dar início a análise do caso, é essencial compreender a biomecânica da região lombar de forma adequada, bem como estabelecer a carga à qual a região está submetida. Esses dois elementos serão a base das condições de contorno da análise computacional.

Lazennec et al. (2000), como já apresentado, determinou que, para uma pessoa saudável, o ângulo entre a face superior da primeira vértebra da região sacral (S1) e



o plano transversal é de  $38,9^\circ$ . Vaz et al. (2001) em um estudo similar chegou a um resultado médio de  $39,4^\circ$  para o mesmo ângulo, que no estudo em questão era denominado de “Sacral Slope Angle” (SS), apresentado na Figura 11.

**Figura 11 - Ângulo de inclinação sacral**



**Fonte: Adaptado de Vaz et al. (2001)**

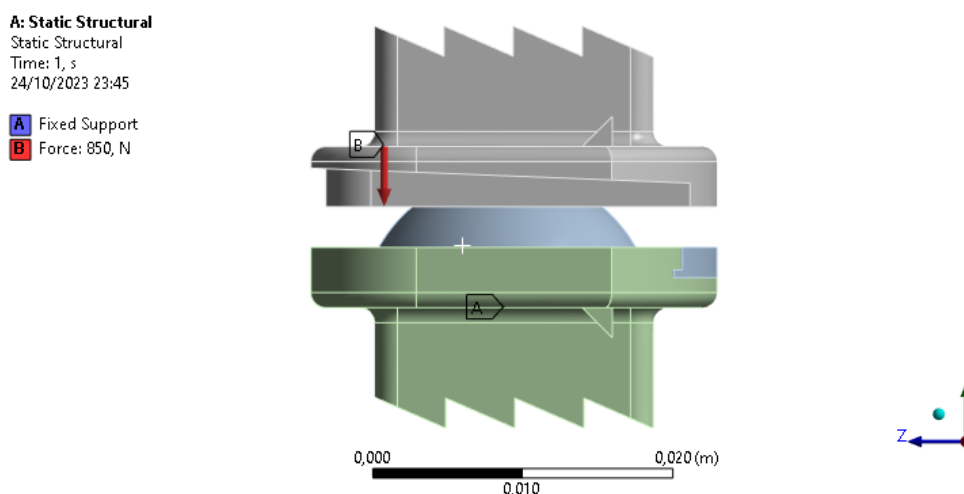
Tendo em vista essa angulação da região, é possível concluir que as forças exercidas sobre a prótese não são normais a superfície superior da mesma.

Nachemson (1966) determinou as cargas presentes nos discos intervertebrais por meio de testes *in vivo*. Inicialmente foram realizados testes em discos provenientes de autópsias para comprovar que o comportamento “pulposo” do mesmo fazia com que o esforço sofrido fosse distribuído igualmente em todas as direções. Os testes *in vivo* demonstraram que para uma pessoa de 60 kg, o disco sofre uma carga equivalente a 87 kg.

Dado que o disco da prótese é rígido e não possui as propriedades hidrostáticas inerentes ao disco natural, considerar essa carga como equivalente ao núcleo da prótese, embora seja uma suposição plausível, representa apenas uma aproximação (ROUSSEAU et al., 2004).

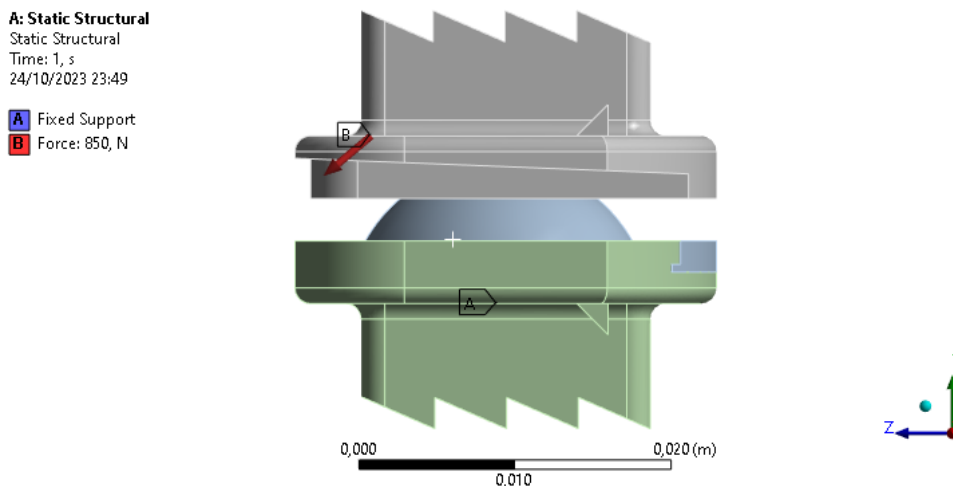
O estudo será dividido em duas partes. Inicialmente será simulado uma prótese sofrendo compressão pura, ou seja, a carga será aplicada na direção normal à face superior da prótese, como demonstrado na Figura 12. No segundo caso a prótese estará angulada em relação a força, como demonstrado na Figura 13. A inclinação busca simular a posição da prótese posicionada entre as vértebras L5-S1.

**Figura 12 – Direção da força no Estudo 1**



Fonte: Autoria Própria (2023)

**Figura 13 – Direção da força no Estudo 2**



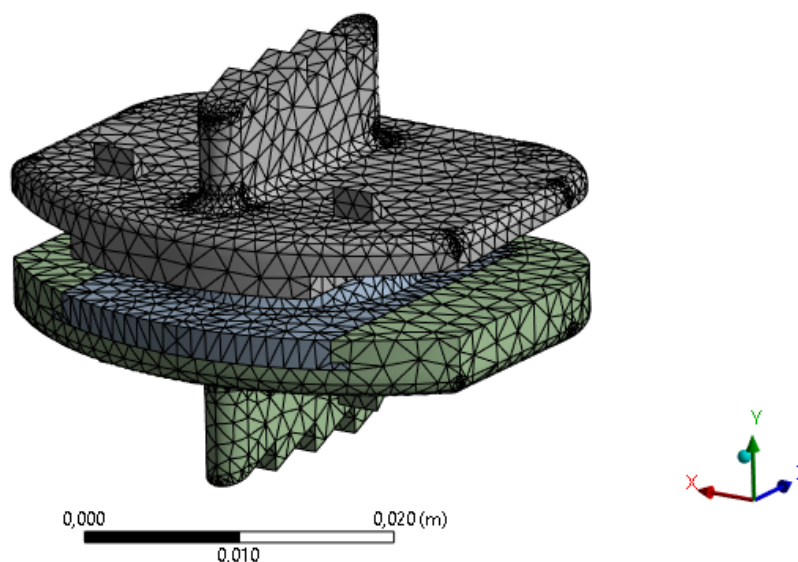
Fonte: Autoria Própria (2023)

Em ambos os casos as forças estão sendo aplicada na face superior do flange superior e a face inferior do flange inferior está sendo considerada como elemento fixo.

### 3.4.2 Simulação

Por meio do *software* de CAE Ansys Workbench, o modelo virtual será analisado através do Método de Elementos Finitos, sendo submetido as condições de contorno já determinadas. Para determinar o número de nós a serem utilizados a malha foi gerada (Figura 14) e o corpo foi submetido a carga do estudo 1. Na sequência a malha foi refinada e o ensaio foi reproduzido novamente. O processo foi repetido 6 vezes. Observando como os valores da tensão em um ponto em específico do flange superior variava de acordo com o número de nós, foi possível determinar a malha mais indicada para o estudo.

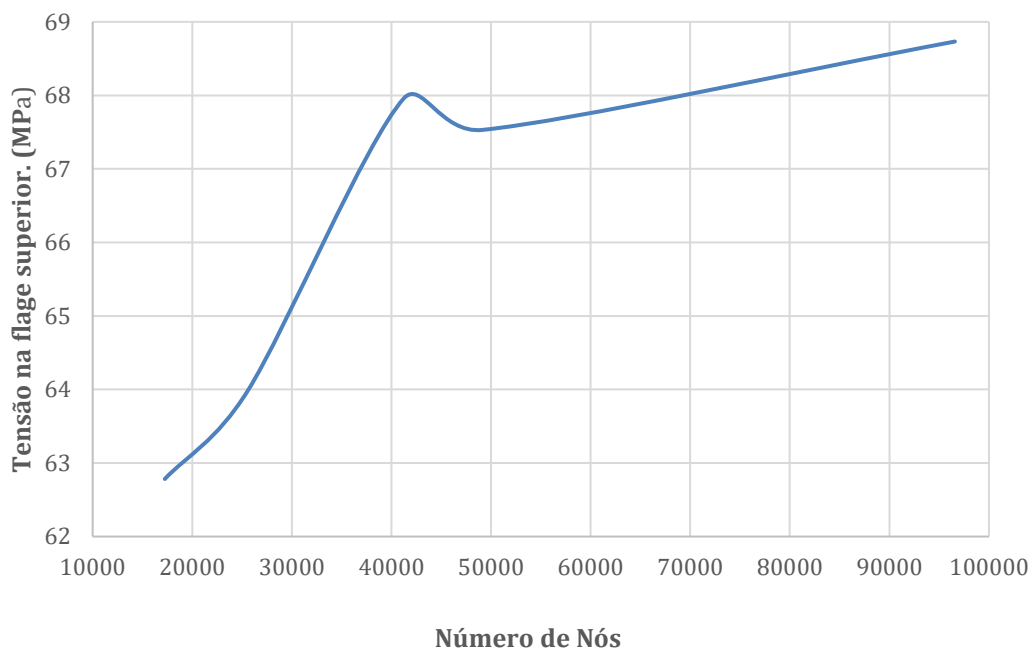
**Figura 14 – Malha Gerada**



**Fonte: Autoria Própria (2023)**

O Gráfico 1 apresenta a curva entre número de nós e a tensão observada. O pico que precede a queda nos valores de tensão determina o valor onde a malha está convergindo. Os dados da malha de elementos tetraédricos estão demonstrados na Tabela 6.

**Gráfico 1 – Tensão observada em flange superior em função do número de nós**



**Fonte: Autoria Própria (2023)**

**Tabela 6 – Dados Quantitativos da Malha**

<b>Malha</b>	
Número de nós	41251
Número de elementos	24089

**Fonte: Autoria Própria (2023)**

Os contatos entre os elementos nas duas regiões em que acontecem foram definidos como “*bonded*”, ou seja, a simulação não deve permitir escorregamento ou movimento entre os componentes. Assumiu-se essa condição para simular uma situação de estabilidade no conjunto em questão.

## 4 RESULTADOS

### 4.1 Estudo 1 – Compressão Pura

Os resultados das tensões de von Mises encontradas no estudo 1 estão disponíveis na Tabela 7. É possível observar que em todos os casos a tensão máxima encontrada nos componentes está abaixo da tensão Limite de escoamento do material disponibilizadas nas Tabelas 1,2,3 e 4.

Vale ressaltar que a tensão máxima é apenas pontual, e não representa a média dos esforços sofridos pelo componente.

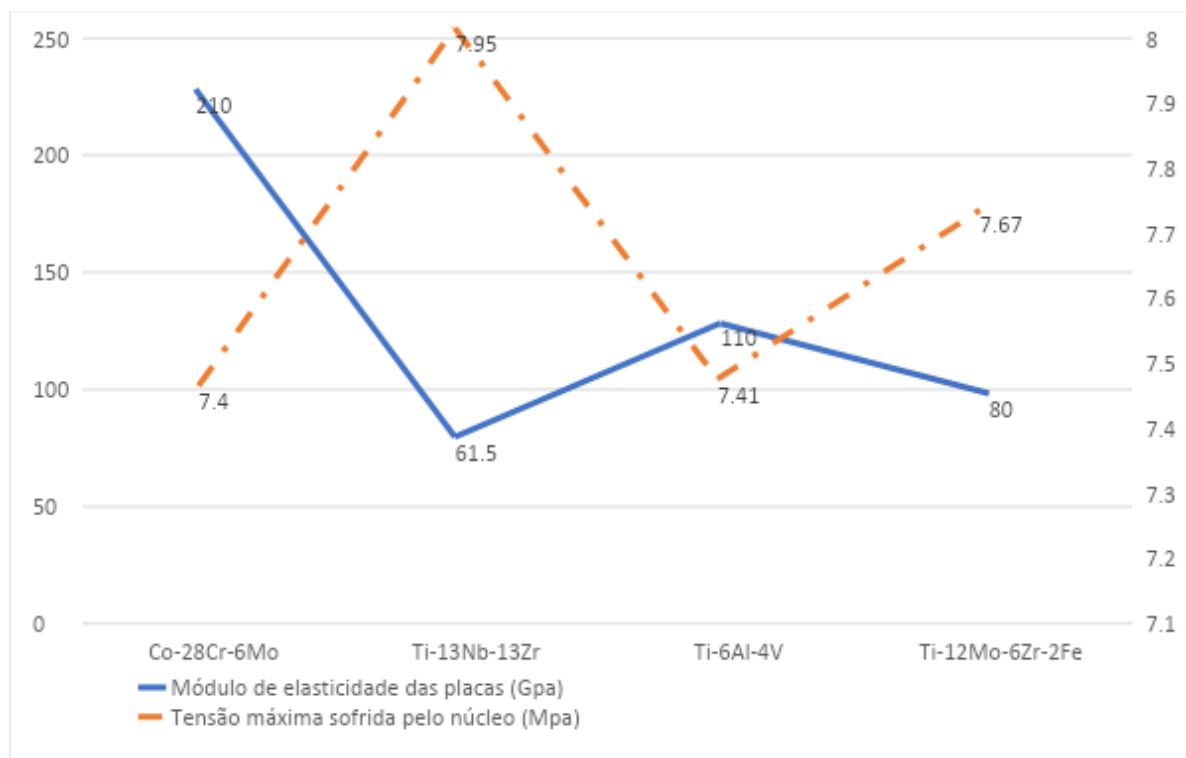
**Tabela 7 - Tensões De von Mises nos Componentes do Estudo 1**

Material das Placas	Material do Núcleo	Placa Superior		Placa Inferior		Núcleo	
		Tensão Máxima (MPa)	Tensão Mínima (MPa)	Tensão Máxima (MPa)	Tensão Mínima (MPa)	Tensão Máxima (MPa)	Tensão Mínima (MPa)
Co-28Cr-6Mo	UHMWPE	67,92	0,01703	15,47	0,004504	7,4	0,006391
Ti-13Nb-13Zr	UHMWPE	65,84	0,017904	15,12	0,004629	7,95	0,014896
Ti-6Al-4V	UHMWPE	67,08	0,018161	15,23	0,004724	7,41	0,00914
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	UHMWPE	66,48	0,018038	15,17	0,004678	7,67	0,012174

**Fonte: Autoria Própria (2023)**

Como defendido por estudos anteriores, e já discutido previamente neste trabalho, o componente mais crítico do conjunto é o núcleo. Uma comparação entre a tensão máxima presente no núcleo e o Módulo de elasticidade da liga que compõe as placas está demonstrada no Gráfico 1.

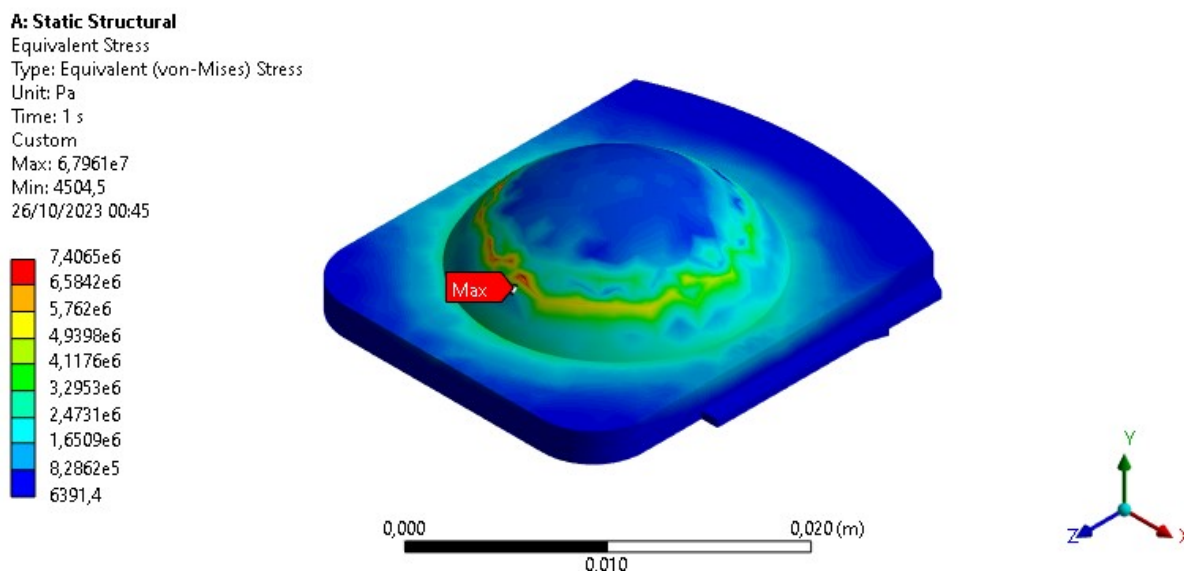
**Gráfico 2 - Módulo de elasticidade do material das placas e tensão máxima sofrida pelo núcleo no Estudo1**



**Fonte: Autoria Própria (2023)**

A tensão máxima atuante no núcleo nos 4 casos, como demonstrado na Figura 15, se encontra na interface de contato entre a calota do núcleo e a borda da cavidade da placa superior. Isso se deve ao fato de a borda da cavidade atuar como um concentrador de tensão. Esse resultado vai de encontro com o encontrado nos estudos prévios.

**Figura 15 - Posição da tensão de von Mises máxima no núcleo – Estudo 1 – Caso 1 (Flanges de Co-28Cr-6Mo)**



Fonte: Autoria Própria (2023)

## 4.2 Estudo 2 – Força Angulada

Os resultados das tensões de von Mises encontradas no estudo 2 estão disponíveis na Tabela 8. Nota-se que desta vez para todos os casos a tensão máxima encontrada no núcleo em específico está acima da tensão Limite de escoamento do material disponibilizada na Tabela 2. Assim como no estudo 1, a tensão máxima ainda se encontra na interface de contato entre a calota do núcleo e a cavidade da placa superior.

**Tabela 8 – Tensões De von Mises nos Componentes do Estudo 2**

Material das Placas	Material do núcleo	Placa Superior		Placa Inferior		Núcleo	
		Tensão Máxima (MPa)	Tensão Mínima (MPa)	Tensão Máxima (MPa)	Tensão Mínima (MPa)	Tensão Máxima (MPa)	Tensão Mínima (MPa)
Co-28Cr-6Mo	UHMWPE	60,52	0,00488	32,66	0,00178	24,60	0,00755
Ti-13Nb-13Zr	UHMWPE	58,88	0,00458	32,01	0,00155	24,04	0,01306
Ti-6Al-4V	UHMWPE	59,87	0,00464	32,19	0,00163	24,38	0,01100
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	UHMWPE	59,39	0,00461	32,10	0,00159	24,21	0,01182

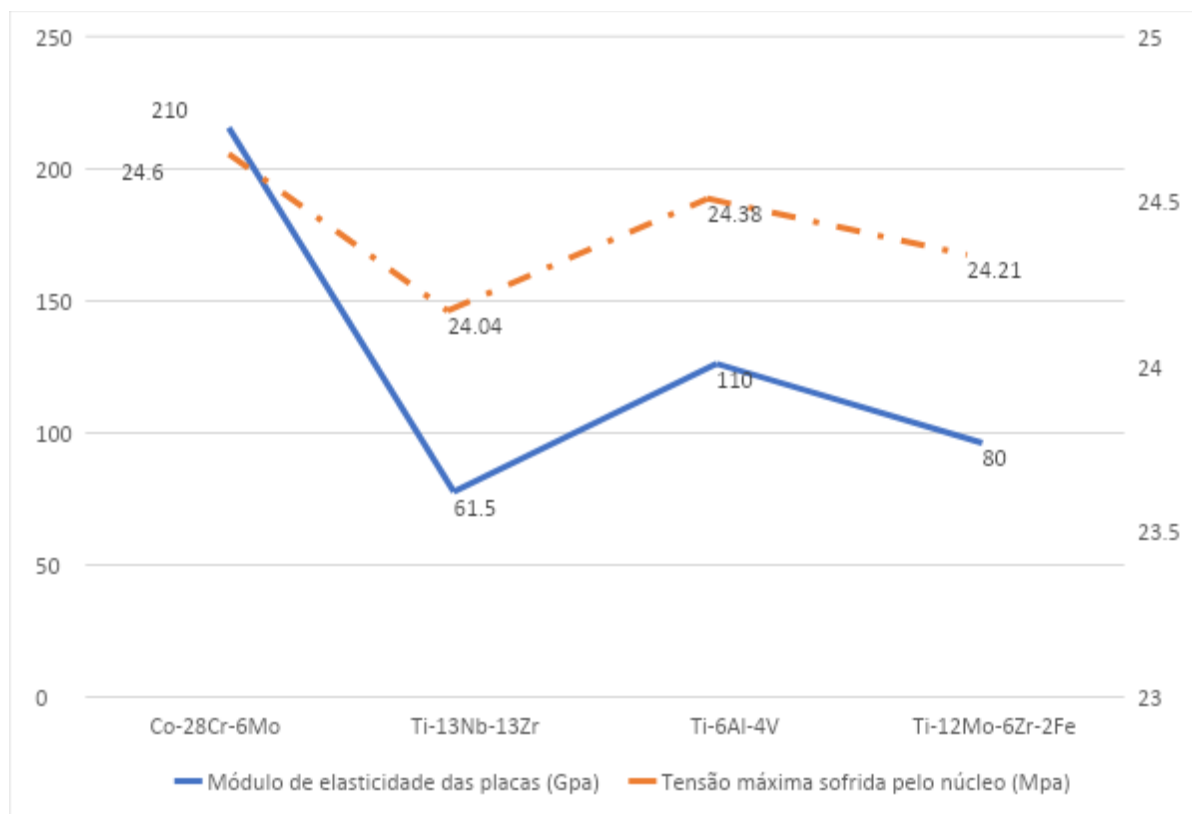
Fonte: Autoria Própria (2023)

A primeira hipótese para esse resultado é a má escolha para as cargas do estudo. A carga de 850 N diz respeito a compressão sentida pelo disco intervertebral nos estudos de Nachemson (1966). Além dos discos terem um comportamento hidrocartilagenoso, diferente do núcleo rígido, assumir que essa é a mesma carga que ele estará submetido em outras inclinações pode ter sido um equívoco.

Outra possibilidade é a aproximação do comportamento do UHMWPE a um comportamento elástico linear. Como já apresentado anteriormente, o mesmo possui comportamento não linear. Essa aproximação pode ter afetado diretamente nos resultados. Por fim, uma terceira causa pode ter sido a utilização da fixação do tipo *bonded* no contato dos componentes. No mundo real os componentes são livres para se mover e escorregar de acordo com as solicitações, e travar esse movimento pode ter colaborado para que as tensões aumentassem na região.

A comparação entre a tensão máxima presente no núcleo no estudo 2 e o módulo de elasticidade da liga que compõe as placas está demonstrada no Gráfico 2.

**Gráfico 3 - Módulo de elasticidade do material das placas e tensão máxima sofrida pelo núcleo no Estudo 2**



Fonte: Autoria Própria (2023)



É possível observar um comportamento inverso da tensão máxima observada no núcleo em comparação com o primeiro estudo. No estudo 1, um maior módulo de elasticidade para o material dos flanges reflete nos menores valores de tensões máximas de von Mises encontradas no núcleo. Ao mesmo tempo que no estudo 2 o comportamento é inverso.

Uma diferença no comportamento era esperada, já que no segundo estudo, a força angulada a superfície provoca, não apenas forças de compressão, mas também forças de cisalhamento.

## 5 CONCLUSÃO

Doenças degenerativas do disco intervertebral tornaram-se a principal causa de dor entre adultos na sociedade moderna. Atualmente o tratamento apresenta duas saídas na forma de intervenção operatória: artrodese e artroplastia. Cada formato de tratamento apresenta suas vantagens e desvantagens.

O presente estudo buscou, por meio da análise de elementos finitos, avaliar as tensões à qual uma artroplastia lombar está submetida em dois casos. A análise foi feita utilizando o modelo de prótese Centinel Spine® Prodisc-L.

Como já mencionado anteriormente no estudo, biomateriais devem ser biocompatíveis, osteocondutores e biodegradáveis. Originalmente o material dos flanges da prótese que estão em contato direto com o osso é o ASTM F75. Seu alto módulo de elasticidade pode se tornar um problema, já que diferenças muito grandes entre o módulo da liga e do osso podem acarretar em diminuição da densidade óssea no sítio. Tendo isso em vista, outros 3 materiais foram analisados para diversificar as opções disponíveis.

O estudo possibilitou identificar que as máximas tensões são pontuais, e que o componente do conjunto mais crítico é o núcleo. Apesar de todos os materiais testados para os flanges suportarem as cargas, foi possível observar que cada um transmite a carga para o núcleo em uma intensidade diferente.

Com base nos resultados do Estudo 1, foi possível observar que tanto a liga ASTM F75 quanto a Ti 318 transmitiram uma tensão para o núcleo muito similar. A similaridade entre os resultados, aliado ao menor módulo de elasticidade da liga Ti 318, sugere que esse material oferece uma melhor resposta de biocompatibilidade no que diz respeito a características mecânicas do osso.

Os resultados do Estudo 2 mostraram que, para a mesma carga, mas desta vez aplicada de forma não axial, o núcleo não suporta o *stress*. Três hipóteses foram levantadas para justificar esse comportamento. A primeira e mais provável é a de que a carga e a direção não condizem com as solicitações que um disco intervertebral sofre em um indivíduo. A segunda é a de que o comportamento elástico linear do material não pode ser aproximado nesse caso. Por fim, a ligação do tipo *bonded* utilizada na simulação contribuiu para concentrar ainda mais as tensões na região de contato dos componente.

Os resultados aqui encontrados indicam que a opção mais vantajosa de liga para as placas da prótese é a Ti 318. Entretanto, essa é uma conclusão baseada em suas características puramente mecânicas.

Vale ressaltar que para a escolha de um biomaterial a ser utilizado em uma prótese, os critérios a serem levados em conta são inúmeros, e o atual estudo não tem capacidade de abranger os mesmos. A interação na interface osso prótese pode dar origem a todo um estudo à parte. Custos envolvendo a fabricação e os meios de manufaturar as próteses também devem ser levados em conta.

Além desses aspectos, a longevidade da prótese é um ponto distinto. Como apresentado, algumas ligas tendem a ser mais agressivas com o núcleo no que diz respeito ao desgaste do mesmo. Todos esses pontos levantados são material para futuros estudos na área.

## REFERÊNCIAS

ALLEGRI, Gabriele; COLPANI, Alessandro; GINESTRA, Paola Serena; ATTANASIO, Aldo. An Experimental Study on Micro-Milling of a Medical Grade Co-Cr-Mo Alloy Produced by Selective Laser Melting. **Materials**, [S.L.], v. 12, n. 13, p. 2208, 9 jul. 2019. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/ma12132208>.

BELLABARBA Carlo; Mirza k. Sohail; CHAPMAN R. Jeans. Biomateriais e suas Aplicações na Cirurgia da Coluna. **Cirurgia da Coluna Princípios e Prática**. Rio de Janeiro: DiLivros. p 35-65, 2007.

CAMPELLO, Tiago Nunes; SILVA, Isaac Newton Lima da; SIMÕES, Marcelo Simoni. Prótese para substituição total de disco intervertebral: desenvolvimento de modelo computacional e análise por elementos finitos. **Coluna/Columna**, [S.L.], v. 8, n. 1, p. 38-42, mar. 2009. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s1808-18512009000100008>.

CHEMMAMI, Amar *et al.* Biomechanical Comparasion of Three Total Artifical Discs: SB-Charité III, Prodisc-L and Maverick Reinforced by a Posterior fixation System in the Spinal Column: a three dimensional finite elements analysis. **Structural Integrity And Life**, Belgrado, v. 20, n. 1, p. 65-83, 12 fev. 2021.

ERRICO, Thomas J. Lumbar Disc Arthroplasty. **Clinical Orthopaedics And Related Research**, [S.L.], v. , n. 435, p. 106-117, jun. 2005. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1097/01.blo.0000165718.22159.d9>.

FERNANDES, Frederico Augusto Pires. **Estudo do comportamento tribológico das ligas Ti-13Nb-13Zr e Ti-6Al-4V ELI para aplicação biomédica**. 2007. 133 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia de Materiais, Demar, Universidade de São Paulo, Lorena, 2007.

HALL, Susan J. **Biomecânica Básica**. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2016. 630 p

JUDAS, Fernando; FIGUEIREDO, Helena; DIAS, Rui. **Biomateriais em cirurgia ortopédica reconstrutiva**. 2009

LAZENNEC, J-Y.; RAMARÉ, S.; ARAFATI, N.; LAUDET, C. G.; GORIN, M.; ROGER, B.; HANSEN, S.; SAILLANT, G.; MAURS, L.; TRABELSI, R.. Sagittal alignment in lumbosacral fusion: relations between radiological parameters and pain. **European Spine Journal**, [S.L.], v. 9, n. 1, p. 47-55, 25 fev. 2000. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s005860050008>

LONG, Marc; RACK, H.J. Titanium alloys in total joint replacement—a materials science perspective. **Biomaterials**, [S.L.], v. 19, n. 18, p. 1621-1639, set. 1998. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0142-9612\(97\)00146-4](http://dx.doi.org/10.1016/s0142-9612(97)00146-4).

MACHADO, Ana Paula Lobo; ROSA, Fabiana Paim. Biomateriais com aplicação na regeneração óssea – método de análise e perspectivas futuras. **Revista de Ciências Médicas e Biológicas**, [S.L.], v. 9, n. 1, p. 37-44, 18 nov. 2010. Universidade Federal da Bahia. <http://dx.doi.org/10.9771/cmbio.v9i1.4730>.

MALITO, Louis G.; AREVALO, Sofia; KOZAK, Adam; SPIEGELBERG, Stephen; BELLARE, Anuj; PRUITT, Lisa. Material properties of ultra-high molecular weight polyethylene: comparison of tension, compression, nanomechanics and microstructure across clinical formulations. **Journal Of The Mechanical Behavior Of Biomedical Materials**, [S.L.], v. 83, p. 9-19, jul. 2018. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.03.029>.

NACHEMSON, A.. The load on lumbar disks in different positions of the body. **Clinical Orthopaedics And Related Research**, Gotemburgo, v. 45, p. 107-122, mar. 1966.

NASCIMENTO, Paulo Roberto Carvalho do; COSTA, Leonardo Oliveira Pena. Prevalência da dor lombar no Brasil: uma revisão sistemática. **Cadernos de Saúde Pública**, [S.L.], v. 31, n. 6, p. 1141-1156, jun. 2015. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/0102-311x00046114>.

NATOUR, Jamil. **Coluna Vertebral**: conhecimentos básicos. 2. ed. São Paulo: Etcetera, 2004. 248 p.

NIINOMI, Mitsuo. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. **Materials Science And Engineering: A**, [S.L.], v. 243, n. 1-2, p. 231-236, mar. 1998. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0921-5093\(97\)00806-x](http://dx.doi.org/10.1016/s0921-5093(97)00806-x).

NORTON, Robert L.. **Projeto de Máquinas**: uma abordagem integrada. 4. ed. Porto Alegre: Bookman, 2013. 1055 p.

OLIVEIRA, Luciana Soares de Andrade Freitas; OLIVEIRA, Conceição Silva; MACHADO, Ana Paula Lobo; ROSA, Fabiana Paim. Biomateriais com aplicação na regeneração óssea – método de análise e perspectivas futuras. **Revista de Ciências Médicas e Biológicas**, [S.L.], v. 9, n. 1, p. 37-44, 18 nov. 2010. Universidade Federal da Bahia. <http://dx.doi.org/10.9771/cmbio.v9i1.4730>.

PIRES, Ana Luiza R.; BIERHALZ, Andréa C. K.; MORAES, Ângela M.. BIOMATERIALS: types, applications, and market. **Química Nova**, [S.L.], v. 38, n. 7, p. 957-971, 29 maio 2015. GN1 Genesis Network. <http://dx.doi.org/10.5935/0100-4042.20150094>.

PLANO ANATÓMICO. In: WIKIPÉDIA, a enciclopédia livre. Flórida: Wikimedia Foundation, 2022. Disponível em: <[https://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=Plano\\_anat%C3%B3mico&oldid=63801838](https://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=Plano_anat%C3%B3mico&oldid=63801838)>. Acesso em: 16 jun. 2022.

RODRIGUES, Luciano Brito. Aplicações de biomateriais em ortopedia. **Estudos Tecnológicos em Engenharia**, [S.L.], v. 9, n. 2, p. 14-27, 4 out. 2013. UNISINOS - Universidade do Vale do Rio Dos Sinos. <http://dx.doi.org/10.4013/ete.2013.92.02>.

ROUSSEAU, Marc-Antoine; BRADFORD, David S.; BERTAGNOLI, Rudi; HU, Serena S.; LOTZ, Jeffery C.. Disc arthroplasty design influences intervertebral kinematics and facet forces. **The Spine Journal**, [S.L.], v. 6, n. 3, p. 258-266, maio 2006. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.spinee.2005.07.004>.

SCHMIDT, Hendrik; MIDDERHOFF, Stefan; ADKINS, Kyle; WILKE, Hans-Joachim. The effect of different design concepts in lumbar total disc arthroplasty on the range of motion, facet joint forces and instantaneous center of rotation of a L4-5 segment. **European Spine Journal**, [S.L.], v. 18, n. 11, p. 1695-1705, 4 set. 2009. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00586-009-1146-y>.

SILVA, Viviane Viane. Aplicação de Biomateriais em Ortopedia e Engenharia de Tecido Ósseo. **Revista Saúde e Meio Ambiente**, Três Lagoas, v. 5, n. 2, p. 14-27, ago. 2017.

TORTORA, Gerard J.; DERRICSSON, Bryan. **Princípios de Anatomia e Fisiologia**. 14. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2016. 1600 p.

TRAYNELIS, Vincent C.. Spinal arthroplasty. **Neurosurgical Focus**, [S.L.], v. 13, n. 2, p. 1-7, ago. 2002. Journal of Neurosurgery Publishing Group (JNSPG). <http://dx.doi.org/10.3171/foc.2002.13.2.11>.

VAZ, G.; ROUSSOULY, P.; BERTHONNAUD, E.; DIMNET, J.. Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. **European Spine Journal**, [S.L.], v. 11, n. 1, p. 80-87, 26 jun. 2001. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s005860000224>.

WALKER, Bruce F.. The Prevalence of Low Back Pain: a systematic review of the literature from 1966 to 1998. **Journal Of Spinal Disorders**, [S.L.], v. 13, n. 3, p. 205-217, jun. 2000. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1097/00002517-200006000-00003>.

WILKE, Hans-Joachim; NEEF, Peter; CAIMI, Marco; HOOGLAND, Thomas; CLAES, Lutz E.. New In Vivo Measurements of Pressures in the Intervertebral Disc in Daily Life. **Spine**, [S.L.], v. 24, n. 8, p. 755-762, abr. 1999. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1097/00007632-199904150-00005>

ZIGLER, Jack E.. Lumbar spine arthroplasty using the ProDisc II. **The Spine Journal**, [S.L.], v. 4, n. 6, p. 260-267, nov. 2004. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.spinee.2004.07.018>.