

AMPDIL II - Análise de diferentes materiais para uma prótese do disco intervertebral utilizada na cirurgia de artroplastia lombar

Julia Lemos Ruppel

Kauana Schabarum Zorraski

Lucca Kreuz de Oliveira

Fundação Escola Técnica Liberato Salzano

Resumo: Esse trabalho possui a finalidade de dimensionar um protótipo da prótese do disco intervertebral lombar (L4-L5), utilizada na cirurgia de artroplastia. Sua composição será a partir dos biopolímeros: poli(éter-éter-cetona) (PEEK) e polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE). O desempenho desse arranjo será avaliado por meio da caracterização mecânica estática e dinâmica da prótese, tal qual os ensaios efetuados no Autodesk Inventor Professional 2023 e no Autodesk Fusion 360. Entende-se a importância de efetuar os ensaios destrutivos de compressão e tração nos materiais, tal qual as normas ASTM D695 e ASTM D638. Durante a análise de dados, será verificado se as propriedades mecânicas que o protótipo da prótese apresenta - quando submetido às solicitações de compressão - suprem as exigências do nível operado, visando avaliar se esses materiais são ou não adequados para a aplicação em questão, quanto a sua caracterização mecânica estática e dinâmica.

Palavras-chave: Artroplastia lombar; Prótese; Materiais poliméricos.



Recebido em: Abril. 2024; Aceito em: Set. 2024

DOI: 10.56069/2676-0428.2024.503

Entre os Avanços e as Vivências Científicas: Estudos Multitemáticos

Outubro, 2024 v. 3, n. 22

Periódico Multidisciplinar da FESA Educacional

ISSN: 2676-0428





AMPDIL II - Análisis de diferentes materiales para una prótesis de disco intervertebral utilizada en cirugía de artroplastia lumbar

Resumen: El objetivo de este estudio es diseñar un prototipo de prótesis de disco intervertebral lumbar (L4-L5), utilizada en cirugía de artroplastia. Su composición será a partir de los biopolímeros: poliéter-cetona (PEEK) y polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE). El rendimiento de esta disposición se evaluará a través de la caracterización mecánica estática y dinámica de la prótesis, al igual que los ensayos realizados en Autodesk Inventor Professional 2023 y Autodesk Fusion 360. Se entiende la importancia de realizar ensayos destructivos de compresión y tracción en materiales, como las normas ASTM D695 y ASTM D638. Durante el análisis de los datos, se verificará si las propiedades mecánicas que presenta el prototipo de la prótesis -al ser sometido a solicitudes de compresión- cumplen con los requisitos del nivel operado, con el fin de evaluar si estos materiales son o no adecuados para la aplicación en cuestión, en cuanto a su caracterización mecánica estática y dinámica.

Palabras clave: Artroplastia lumbar; Prótesis; Materiales poliméricos.

AMPDIL II - Analysis of different materials for an intervertebral disc prosthesis used in lumbar arthroplasty surgery

Abstract: This study aims to design a prototype of the lumbar intervertebral disc prosthesis (L4-L5) used in arthroplasty surgery. Its composition will be based on biopolymers: polyetheretherketone (PEEK) and ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE). The performance of this arrangement will be assessed through static and dynamic mechanical characterization of the prosthesis, such as the tests carried out in Autodesk Inventor Professional 2023 and Autodesk Fusion 360. It is understood that it is important to carry out destructive compression and tensile tests on the materials, in accordance with the ASTM D695 and ASTM D638 standards. During data analysis, it will be checked whether the mechanical properties of the prosthesis prototype - when subjected to compressive stress - meet the requirements of the level operated on, in order to assess whether or not these materials are suitable for the application in question, in terms of their static and dynamic mechanical characterization.

Keywords: Lumbar Arthroplasty. Prosthesis. Polymeric Materials.

1. Introdução

A dor crônica lombar é um dos maiores receios sociais e médicos enfrentados pela sociedade. Esse transtorno se trata de uma das complicações de saúde mais populares entre os adultos em geral, preeminente sobre uma taxa de 84%, e é a maior causa de insuficiência física no mundo, sendo principalmente, entre outras complicações, reflexo da discopatia degenerativa do disco intervertebral (ABI-HANNA, KERFERD, PHAN, RAO, MOBBS, 2018; MATTEI, BEER, REHMAN, TELES, ALDAG, DINH, 2017).

O Sistema Único de Saúde expõe crescentes investimentos em procedimentos cirúrgicos com a finalidade de tratar Doenças Lombares (DL), porém, com o baixo percentual de resolução que vem sendo constatado pelos pacientes (MENDONÇA, OLIVEIRA, FONSECA, OLIVEIRA, 2021), há um certo ceticismo por trás das vítimas de DL quanto a eficácia dos procedimentos cirúrgicos que o SUS dispõe.

A preocupação da literatura recente quanto aos gastos com procedimentos e despesas que têm um baixo percentual de resolução é associado às re-operações periódicas que só são necessárias pela ausência de um procedimento cirúrgico que não limite a mobilidade do nível da coluna operado, como é o caso da artroplastia lombar (RODRIGUES, 2012); e, embora eficiente e funcional para uma determinada parcela dos indivíduos que sofrem de DL (KUSABARA, 2020), o SUS não cobre as despesas desse procedimento.

Tendo em vista que a prótese do disco intervertebral utilizada para a realização da artroplastia lombar não é produzida em território nacional e depende da importação, é explícita a necessidade de desenvolver um modelo de prótese do disco intervertebral brasileiro, com a caracterização mecânica estática e dinâmica necessária para sua respectiva aplicação, já que popularizar a viabilidade desse procedimento minimizaria drasticamente os altos custos dessa operação.

Dessa forma, o presente projeto procura desenvolver uma prótese do disco intervertebral lombar (L4-L5) a partir de materiais poliméricos e com a caracterização mecânica estática e dinâmica necessária para a sua aplicação.

2. Revisão Bibliográfica

No presente tópico, são descritas pesquisas realizadas referentes à coluna vertebral, disco intervertebral, cirurgia de artroplastia lombar e polímeros, além do produto existente no mercado

2.1 Coluna vertebral

No ponto de vista medicinal, a coluna vertebral é considerada um organismo vivo que está em constante mudança, assim como qualquer outro osso existente no corpo humano.

A coluna consiste em um conjunto de vários ossos, assim como de outros elementos biológicos que atuam como um importante eixo de sustentação, ao mesmo tempo que proporciona flexibilidade de forma a garantir a mobilidade dos diferentes níveis espinhais (MOLITERNO, 2019; RODRIGUES, 2012). Articulações, músculos, vértebras, ligamentos e nervos são responsáveis por permitir que a coluna vertebral humana consiga cumprir sua função (RODRIGUES, 2012).

No ser humano, a coluna vertebral apresenta 4 funções diferentes: apoiar a cabeça e extremidades superiores ao mesmo tempo que permite a liberdade de movimentos; permitir a habilidade de andar ereto sobre duas pernas (bipedismo); auxiliar na ligação entre os diversos órgãos viscerais permitindo que haja a passagem de nervos e, além disso, proteger a medula espinhal das solicitações em que é submetida durante o dia a dia (RODRIGUES, 2012).

2.2 Disco intervertebral

A coluna vertebral é constituída por vértebras e, entre esses ossos, estão situados os discos intervertebrais. O disco intervertebral apresenta de 7-10 mm de espessura e 40 mm de diâmetro, e é um elemento composto por duas

estruturas: o núcleo pulposo e o anel fibroso (RODRIGUES, 2012; KUSABARA, 2022).

Constituindo a parte interna do disco, o núcleo pulposo compreende 90% de água em sua composição, mas há uma queda drástica dessa porcentagem ao longo dos anos. O anel fibroso, por sua vez, é formado por fibras de colágeno, fornecendo ao disco uma rigidez muito alta, já que é responsável por absorver os impactos e as forças sofridas pela coluna, assim como por envolver o núcleo pulposo (RODRIGUES, 2012).

Durante o dia a dia, o disco intervertebral sofre com muitas cargas e é responsável por realizar um grande número de movimentos. Essas diferentes solicitações mecânicas abrangem: a compressão (quando o disco sofre uma diminuição na altura e uma expansão radial); a tração (quando o corpo se move a uma distância igual e as fibras resistem a extensão); o corte (em função do deslizamento entre as superfícies planas de vértebras adjacentes); a flexão (que é reflexo de uma força aplicada em uma das extremidades do disco, então um lado comprime e o outro expande); e torção (quando há uma força no sentido de rotação) (RODRIGUES, 2012).

Sabe-se que existem inúmeras complicações de saúde ocorrentes na coluna vertebral e que, em alguns dos casos, a substituição do disco intervertebral se mostra como uma alternativa bastante promissora. Algumas dessas complicações são: lombalgia, degeneração do disco, espondilolistese, hérnia discal e estenose espinhal. Todos esses problemas estão relacionados à degeneração do disco.

2.3 Cirurgia de artroplastia lombar

Procedimento cirúrgico projetado para reduzir a dor no pescoço ou na região lombar, bem como a dor irradiada aos membros, devido a doença degenerativa, deterioração ou lesão do disco.

Essa cirurgia consiste na substituição do disco intervertebral por uma prótese com mobilidade intrínseca. Com isso, seu objetivo se concentra em preservar a movimentação da coluna, evitando o sobrepeso nas áreas

adjacentes e prevenindo doenças das articulações; diminuir a dor de costas a nível do disco; e restaurar a altura do disco para proteger os elementos neurais (RODRIGUES, 2012).

2.4 Polímeros

A palavra polímero tem origem do grego poli, que significa “muitas”, e meros, que significa “partes”, isso porque os polímeros são macromoléculas que se originam da união de várias unidades de moléculas menores, que são conhecidas como monômeros. Esses monômeros são unidos através de ligações covalentes em uma reação química, a polimerização (KOTZ; TREICHEL, 2005).

Os polímeros estão em uso desde a antiguidade e eles podem ser classificados de diferentes maneiras, como: naturais e artificiais, sintéticos, em relação a quantidade de monômeros, comportamento mecânico e até mesmo em relação ao método de obtenção (AZEVEDO, [2022?]).

Os dois polímeros escolhidos para estudo são classificados como polímeros termoplásticos de alto desempenho. A poli(éter-éter-cetona) (PEEK) vem sendo muito aplicada em implantes, pois nela são encontradas características muito vantajosas, como sua alta compatibilidade, estabilidade química e seu extremamente valorizado módulo de elasticidade, por ser muito similar ao do osso (MACHINERY, 2021). Já o polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) é resistente a diversos produtos químicos, como solventes e ácidos, porém a sua principal característica é a alta resistência a ambientes agressivos e a corrosão em temperaturas moderadas. Ademais, ele é leve, possuindo uma fácil usinagem, com uma auto lubrificação e a sua absorção a água é quase nula. Além de outras aplicações, o UHMWPE é bastante popular na área da saúde, em enxertos ósseos e implantes.

De acordo com Evans et al. (1998 apud REGO, 2012), os polímeros termoplásticos apresentam características consideradas mais atraentes para a aplicação ortopédica, uma vez que possuem fortes ligações intermoleculares,

responsáveis por garantir boa compatibilidade e resistência a danos provocados pela umidade, se destacando no meio fisiológico.

2.5 Produto existente no mercado

No mercado atual, existem diversos tipos de próteses para a coluna vertebral lombar, porém, até o momento, nenhuma das opções são compostas por poli(éter-éter-cetona) (PEEK).

Entre todos os modelos existentes, o escolhido como referência para a pesquisa foi o Prodisc-L, que consiste em duas placas de Cobalto-Cromo-Molibdênio cobertas por uma camada de titânio que permite o crescimento do osso sobre a prótese. O núcleo plástico, composto por polietileno, se localiza entre as placas e é o que garante a mobilidade no segmento. Sua fixação se dá através de duas quilhas, cada uma em uma placa, que são ancoradas nas vértebras, além de duas travas que evitam o deslizamento das placas. Ela pode ser observada na figura 1.

Figura 1 - Os três componentes que constituem a prótese Prodisc-L



Fonte: Center for Artificial Disc, s.d

3. METODOLOGIA

Como se trata de um trabalho de continuidade, é importante relatar que, anteriormente, foi desenvolvida uma pesquisa bibliográfica acerca dos materiais que poderiam ser utilizados na substituição do titânio na prótese. Foi

realizada uma comparação entre polímeros, cerâmicas e metais não ferrosos, por meio da qual pôde-se chegar à conclusão de que o PEEK, para a aplicação em questão, é a mais promissora opção dentre os materiais estudados.

O presente trabalho foi desenvolvido através de pesquisas bibliográficas e contou com a colaboração de outra instituição. Na Universidade do Vale do Rio dos Sinos, Câmpus São Leopoldo, foi efetuada uma visita com fins de estudo, onde foi possível adquirir embasamento crucial para dar início ao dimensionamento da prótese, graças ao acesso aos recursos do laboratório de fisioterapia da universidade. Inicialmente, a pesquisa visou entender as características dos polímeros PEEK e UHMWPE para confirmar os potenciais de suas propriedades quanto à composição da prótese. Posteriormente, aplicou-se uma pesquisa sobre as próteses de coluna vertebral, para identificar qual referência de modelo seria adotada para o estudo. Adiante, foi realizado o processo de modelação da prótese; os materiais e suas respectivas propriedades foram atribuídas ao protótipo virtual; e, a partir disso, seriam feitos os ensaios mecânicos estáticos e dinâmicos viabilizando a análise de dados.

3.1 Escaneamento das vértebras

Antes de dar início à modelação da prótese, foi feito o escaneamento das vértebras L4 e L5 no laboratório de anatomia da Unisinos (com a supervisão do técnico responsável: professor Alexandre da Silva). Essa etapa foi viabilizada graças ao apoio da empresa TEKMEs, responsável por disponibilizar o equipamento EinScan Pro EP, permitindo o escaneamento e ilustração do espaço útil existente para a projeção do protótipo.

O processo começou com a escolha arbitrária da vértebra L5, contando com o escaneamento de diversos ângulos para que a união das diferentes perspectivas resultasse na sua malha completa no Software (figura 2). O processo foi repetido com a vértebra L4.

Figura 2 - Escaneamento das vértebras



Fonte: Os autores, 2023

Para finalizar o processo de escaneamento, foi efetuada a mesma ação em uma coluna real, com o intuito de compreender o espaço existente entre as vértebras (espaço esse que será adotado entre as vértebras para a ocupação do protótipo).

Após a finalização desse procedimento, os arquivos das vértebras foram abertos em uma montagem no Software - já com a respectiva distância adequada entre elas (figura 3) -, etapa a partir da qual foi possível compreender as vértebras como prontas para serem manipuladas no Autodesk Inventor 2023. Figura 3 - Vértebras prontamente escaneadas.

Figura 3 - Vértebras prontamente escaneadas



Fonte: Os autores, 2023

3.2 Prototipagem da prótese

Iniciou-se o trabalho de modelação no Autodesk Inventor 2023, a partir de um esboço da prótese entre as vértebras.

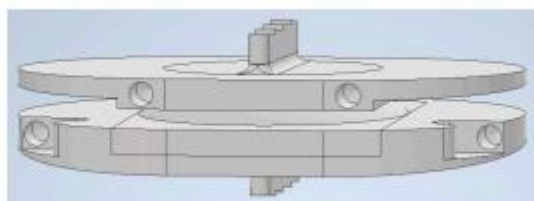
Posteriormente, um bloco foi criado e extrudado no espaço útil existente entre as vértebras e esse elemento foi dividido em três partes que, posteriormente, serviram como base para a criação das flanges inferior e superior, e do núcleo. Na flange superior, foi feita uma cavidade esférica, que, juntamente ao núcleo, é responsável por permitir os graus de liberdade entre a L4 e a L5. Além disso, foi criado o elemento de fixação (a quilha) na parte externa das flanges da prótese.

Na sequência, elaborou-se o núcleo com um ressalto esférico que, combinado à cavidade da flange superior, é responsável por viabilizar a liberdade de movimento entre a L4 e a L5. Esse componente possui um ressalto similar a um degrau na parte de baixo que será introduzida na flange inferior da prótese.

Para finalizar o modelamento, efetuou-se a projeção da flange inferior. Nela há uma cavidade onde será introduzido o núcleo. Além disso, na parte inferior há uma quilha semelhante à da flange superior. Todos os elementos foram dimensionados e cotados em milímetros.

Com todos os componentes modelados, foi feita a montagem, como mostra a figura 4.

Figura 4 - Primeiro protótipo



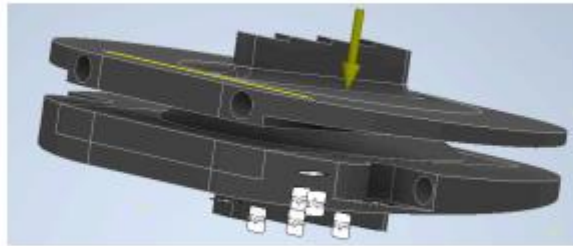
Fonte: Os autores, 2023

Ensaio estático Nesta etapa, foram realizados os ensaios estáticos necessários para análise do protótipo.

3.3.1 Ensaio estático efetuado no Autodesk Inventor 2023

Com o primeiro protótipo finalizado, foi aplicada uma carga de 500N, de acordo com a norma ASTM F-2346. Os elementos de fixação foram postos na parte debaixo da flange inferior da prótese e a carga foi posicionada verticalmente no centro da flange superior, como pode ser visto na figura 5.

Figura 5 - Aplicação das cargas e restrições

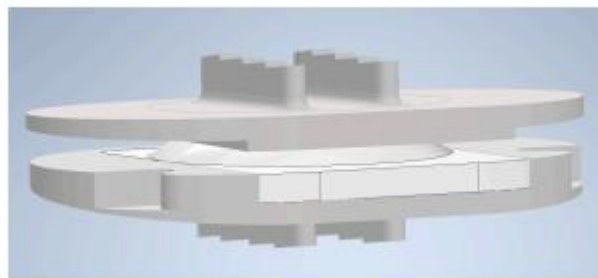


Fonte: Os autores, 2023

O deslocamento real da geometria do protótipo não foi significativo, no entanto, pôde-se notar uma grande concentração de tensão nas quilhas da flange superior e da flange inferior. Além disso, o coeficiente de segurança da peça foi de 0,52 (o que não é um bom fator).

Devido aos resultados insatisfatórios, foram propostas duas alterações na geometria do protótipo: a criação de duas quilhas em cada uma das flanges e a omissão dos furos (uma vez que serviriam apenas como suporte para a inserção da prótese, entretanto, há outros métodos para essa função), tal qual a figura 6

Figura 6 - Segundo protótipo com duas quilhas em cada flange



Fonte: Os autores, 2023

Considerando as alterações, o ensaio foi refeito. No entanto, embora houvesse uma melhora nítida no coeficiente de segurança das quilhas, houve uma repentina concentração de tensão na extremidade da cavidade esférica localizada na parte inferior da flange superior. Na região, o fator de segurança foi de 0,46. Buscando soluções, foram encontradas informações de que os valores anormais provavelmente se davam em função de um erro do Inventor em relação à malha por ele atribuída. Com isso, decidiu-se migrar os ensaios estáticos do Autodesk Inventor Professional 2023 para o Autodesk Fusion 360.

3.3.2 Primeiro ensaio estático realizado no Autodesk Fusion 360

O ensaio no Fusion 360 foi efetuado com as mesmas restrições e cargas do Inventor, mas os resultados alcançados foram mais coerentes com as circunstâncias do ensaio e da nova geometria.

Considerando, novamente, a carga aplicada no sentido vertical, o menor coeficiente de segurança foi de 2,769. Visando maximizar a amplitude de movimento frontal, foi efetuada mais uma mudança de geometria (figura 7).

Figura 7 - Mudança na geometria da flange superior



Fonte: Os autores, 2023

3.3.3 Ensaio (versão final do protótipo) realizado no Autodesk Fusion 360

Esse ensaio teve o objetivo de reavaliar os resultados após mudanças na geometria da flange. Com a aplicação da carga, notou-se um aumento do fator de segurança, resultando no valor de 3,359.

3.3.4 Ensaio com inclinação frontal de 8,25°

Neste ensaio verificou-se o comportamento da prótese quando a flange superior é submetida a uma inclinação frontal de 8,25° (inclinação máxima real da região lombar L4-L5), aplicando a carga de 500N. Com esse ensaio, vale ressaltar que a flange superior apresentou um fator de segurança de 2,651, o núcleo um fator de segurança de 6,314 e a flange inferior um fator de segurança de 15.

3.3.5 Ensaio com inclinação traseira de 8,25°

Nesse experimento, identificou-se o desempenho dos componentes da prótese quando a flange superior é submetida a uma inclinação traseira de 8,25° (inclinação máxima real da região lombar L4-L5) e uma carga de 500N. Neste ensaio, foram obtidos os seguintes fatores de segurança: flange superior: 2,165; núcleo: 1,363 e flange inferior: 2,379.

3.3.6 Ensaio com inclinação lateral de 7°

O sexto e último ensaio estático foi realizado considerando uma inclinação lateral da prótese de 7° (inclinação máxima real da região lombar L4-L5) e uma carga de 500N. Com isso, ao avaliar os fatores de segurança, percebeu-se que a flange superior apresentou: 2,556; o núcleo: 4,016; e a flange inferior: 2,55.

3.4 Ensaio dinâmicos

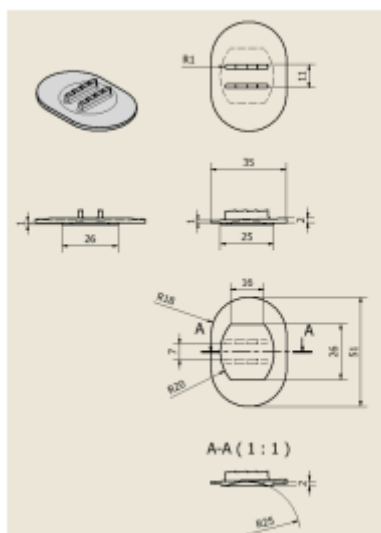
Nos ensaios dinâmicos, pretende-se descobrir como a prótese se comporta em uma situação crítica (de impacto). Esses ensaios serão similarmente feitos no Autodesk Fusion 360, visando avaliar o comportamento dinâmico do protótipo em relação à aplicação de uma carga (em um curto período de

tempo) no sentido vertical, e em relação a sua amplitude de movimento tra-seiro, frontal e lateral, tal qual efetuado nos ensaios estáticos.

4 ANÁLISE DE DADOS E DISCUSSÕES

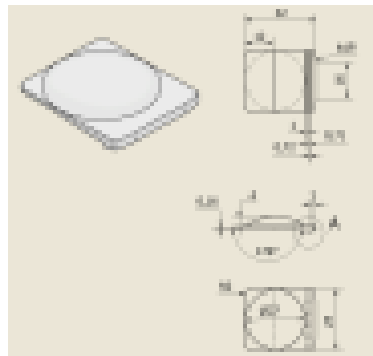
Em função dos diferentes desafios encontrados durante os ensaios e a explícita necessidade de melhoria da geometria da prótese, os desenhos do protótipo final, cotados em milímetros, ficaram tal qual as figuras 8, 9, 10 e 11:

Figura 8 - Flange superior



Fonte: Os autores, 2023

Figura 9 - Núcleo



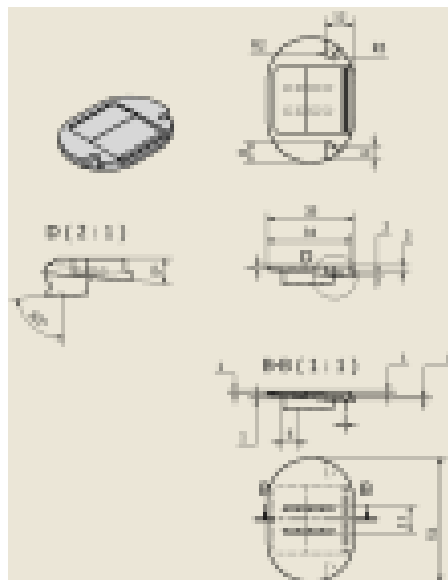
Fonte: Os autores, 2023

Figura 10 - Núcleo detalhe A (3:1)



Fonte: Os autores, 2023

Figura 11 - Flange inferior

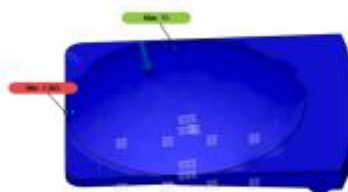


Fonte: Os autores, 2023

Como brevemente descrito ao decorrer da metodologia, as duas quilhas e a mudança na parte debaixo da flange superior foram as propostas de

alterações responsáveis pelo aumento do fator de segurança encontrado por meio dos ensaios estáticos no Autodesk Fusion 360. As simulações estáticas nos forneceram o comportamento do protótipo da prótese quando submetida à carga de 500N (tal qual a norma ASTM F2346, que especifica a força necessária para ensaiar cada nível da coluna) e foi explorado o comportamento estático do protótipo em relação à aplicação da carga no sentido vertical, e em relação a sua amplitude de movimento traseiro, frontal e lateral. O menor coeficiente de segurança encontrado em todos os ensaios estáticos da versão final do protótipo foi de 1,36. Esse fator se localiza no núcleo e foi notificado no ensaio estático traseiro, tal qual ilustrado na figura 12. Levando em conta que houve um acúmulo de tensão significativo na área, provavelmente em função do ressalto esférico ter sua extremidade rente ao final da parte de trás do núcleo, o grupo considera o valor coerente.

Figura 12 - Localização do menor fator de segurança encontrado nos ensaios estáticos



Fonte: Os autores, 2023

Além disso, vale ressaltar que esse é o único coeficiente de segurança menor que 2 (considerado um ótimo fator por indicar que o componente projetado suporta duas vezes a carga aplicada), mas ainda assim é bastante satisfatório, já que nos informa que a menor carga estática suportada pelo protótipo é de 680N (180N a mais que o solicitado pela norma ASTM F2346).

5. Considerações Finais

Com tudo o que foi exposto acima, é possível considerar que o PEEK e o UHMWPE possuem a caracterização mecânica estática necessária para compor uma prótese do disco intervertebral lombar, tendo em vista que a menor carga estática que o protótipo da prótese projetado suporta é de 680N,

excedendo em 180N o estipulado pela ASTM F2346 (de 500N) como a carga adequada para ensaios estáticos no nível da coluna L4-L5. Para dar continuidade ao desenvolvimento da pesquisa, o grupo pretende efetuar a caracterização mecânica quase estática, dinâmica e avaliar a resistência do protótipo à fadiga. No futuro, pensa-se a respeito da viabilidade de realizar sua confecção.

6. Referências Bibliográficas

ABI-HANNA, D; KERFERD, J; PHAN, K; RAO, P; MOBBS, R. Lumbar Disk Arthroplasty for Degenerative Disk Disease: **Literature Review**. Science direct, Vol. 109, [S.I]. 2017. Disponível em: <Lumbar Disk Arthroplasty for Degenerative Disk Disease: Literature Review - ScienceDirect>. Acesso em: 18 de maio 2022.

MENDONÇA, A. G.; OLIVEIRA, V. C.; FONSECA, L. S.; OLIVEIRA, M. X. Custos diretos da dor lombar em hospitais financiados pelo Sistema Único de Saúde. **Revista Pesquisa em Fisioterapia**, [S. l.], v. 11, n. 1, p. 181-189, 2021. DOI: 10.17267/2238-2704rpf.v11i1.3438. Disponível em: <<https://www5.bahiana.edu.br/index.php/fisioterapia/article/view/3438>>. Acesso em: 12 out. 2022.

RODRIGUES, A. **Análise e projecto de estruturas para substituição do disco intervertebral**. Lisboa, 2012. Disponível em: <https://run.unl.pt/bitstream/10362/7725/1/Rodrigues_2012.pdf>. Acesso em: 11 de jul. 2022.

KUSABARA, R. **Cirurgia para a substituição do disco (artroplastia)**. Dr. René Kusabara. [S. l.] 2020. Disponível em: <<https://renekusabara.com.br/substituicao-artificial-do-disco/>>. Acesso em: 12 de abr. 2021.

MOLITERNO, L. **Captação e preservação de disco intervertebral humano em banco de tecidos**. Rio de Janeiro, 2019. Disponível em: <<http://fi-admin.bvsalud.org/document/view/rcmcj>>. Acesso em: 24 de jul. 2022.

KUSABARA, R. **Discos Intervertebrais – Estrutura, Função e importância.** Dr. René Kusabara. [S. l.] 2022. Disponível em: <[https://renekusabara.com.br/discos-intervertebrais/#:~:text=Os%20discos%20intervertebrais%20t%C3%AAm%20aproximadamente,localizado%20centralmente%20\(n%C3%BAcleo%20pulposo\)%3B](https://renekusabara.com.br/discos-intervertebrais/#:~:text=Os%20discos%20intervertebrais%20t%C3%AAm%20aproximadamente,localizado%20centralmente%20(n%C3%BAcleo%20pulposo)%3B)>. Acesso em: 2 de jun. 2022.

KOTZ, J. C.; TREICHEL JUNIOR, P. M. **Química Geral e Reações Químicas.** vol. 1, 5ª. ed., São Paulo: Pioneira Thomson, 2005. Disponível em: <<https://www.todamateria.com.br/polimeros/>> Acesso em: 17 de jul. 2023.

AZEVEDO, J. **Entenda o que são polímeros e para que servem.** [S. l], [S. d]. Disponível em: <<https://www.ecycle.com.br/polimeros/>>. Acesso em: 21 de maio 2023.

MACHINERY. **Aplicações PEEK Nas Indústrias Médica e De Energia.** China, 2021. Disponível em: <<https://pt.jy-insulation.com/info/peek-applications-in-the-energy-and-medical-in-63531722.html>>. Acesso em: 2 de junho 2023.

REGO, B. **Avaliação do comportamento mecânico de nanocompósito de PEEK/nHA sob curta e longa duração para aplicação como biomaterial.** São Carlos, 2012. Disponível em: <<https://repositorio.ufscar.br/handle/ufscar/868>>. Acesso em: 22 de jul. 2022