

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA  
DO RIO DE JANEIRO



**Luísa Teixeira Maranhão**

**Otimização topológica de endopróteses  
femorais feitas de polímero biocompatível**

**Projeto de Graduação**

Projeto de Graduação apresentado ao Departamento de Engenharia Mecânica da PUC-Rio.

Orientador: Ivan F. M. Menezes

Rio de Janeiro  
Novembro de 2020

## Agradecimentos

Primeiramente, gostaria de agradecer ao meu orientador por ter sido sempre tão solícito durante esse processo e por conseguir me passar tranquilidade e confiança enquanto me surgiam tantas incertezas.

Agradeço também a todos os outros professores e professoras da PUC-Rio que contribuíram imensuravelmente com a minha jornada acadêmica.

Aos amigos encontrados ao longo de todo esse caminho, agradeço por cada detalhe que me ensinaram e por cada momento compartilhado.

Às minhas melhores amigas, agradeço pela reciprocidade, pela leveza e confiança nas nossas relações e por todo o crescimento e maturidade adquiridos juntas. Obrigada por me ajudarem a acreditar mais em mim mesma e por sempre confiarem e destacarem meu potencial.

Especialmente a meu namorado, sou muito grata pelo seu incentivo ao meu desenvolvimento acadêmico e profissional, que me impulsiona a correr atrás dos meus objetivos com mais confiança e otimismo. Obrigada por todas as conversas aleatórias e interessantes que temos, pela parceria, pelo carinho e pela amizade que compartilhamos.

À minha família, agradeço todo apoio e torcida pelo meu sucesso. Em especial, sou grata ao meu primo Kiko, pelo interesse e incentivo ao meu futuro profissional, trazendo novidades e sugestões relacionadas à minha área de estudo.

Por fim, agradeço e dedico este trabalho aos meus pais, Rosa e Carlos, e à minha dinda, Cláudia, pela dedicação e empenho para garantir minha educação, meus valores e, principalmente, minha felicidade. Agradeço por todos os ensinamentos passados e por não medirem esforços ao incentivar meu amadurecimento pessoal, acadêmico e profissional. Obrigada pelo carinho e pelo apoio incondicional com que me cercaram desde o primeiro instante.

## Resumo

### **Otimização topológica de endopróteses femorais feitas de polímero biocompatível**

Os biomateriais poliméricos desempenham diferentes funções dentro do setor médico, a depender de suas propriedades mecânicas e seus modos de degradação. No que diz respeito a próteses, seus tipos mais comumente utilizados são o polietileno de alta densidade (HDPE) e o polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE), que apresentam diversas vantagens em relação a outros materiais e a outros tipos de polímeros. Neste projeto será realizada a otimização topológica de uma endoprótese de fêmur, feita de HDPE, utilizando o método dos elementos finitos no programa ANSYS 2020 R2 [1]. Para isso, será inicialmente realizada a análise linear estática de um corpo, com a geometria do osso da coxa, submetido a cargas e condições de contorno. A partir do estudo das solicitações mecânicas sofridas pelo fêmur durante atividades do dia a dia, será selecionado o caso de carregamento a ser utilizado para realizar as simulações. A peça resultante deverá atender aos critérios de resistência quando submetida às mesmas condições previamente definidas, mesmo após a redução do seu volume. Para avaliar o cumprimento desse objetivo, será realizada a validação do modelo, gerando novamente o módulo da análise estrutural estática, com as mesmas condições de contorno e de carga aplicadas inicialmente, e observando as novas respostas de tensão na estrutura otimizada.

### **Palavras-chave**

Otimização topológica; fêmur; polímero; prótese método de elementos finitos; carregamento; análise estrutural.

## **Abstract**

### **Topologic optimization of femoral endoprosthesis made of biocompatible polymer**

Polymeric biomaterials perform many different functions within the medical field, depending on their mechanical properties and the way they degrade. With regard to prostheses, the most commonly used types are the high density polyethylene (HDPE) and the ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE), which present several advantages over other materials and other types of polymers. In this project, the topological optimization of a HDPE femur endoprosthesis will be performed using the finite element method in ANSYS 2020 R2 [1]. To achieve that, the linear static analysis of a body, with the thigh bone geometry, subjected to loads and boundary conditions will be initially performed. From the study of mechanical stress suffered by the femur during day-to-day activities, it will be selected which loading case to be used for the simulations. The resulting part must meet the resistance criteria when submitted to the same conditions previously defined, even after its volume reduction. To check the fulfillment of this objective, the model will be validated, generating the static structural analysis module again, with the same boundary and discharge conditions applied initially, and observing the new stress responses in the optimized structure.

## **Keywords**

Topological optimization; femur; polymer; prostheses finite element method; load; structural analysis.

## Sumário

1	Revisão de conceitos médicos	<b>8</b>
1.1	Tecido ósseo	8
1.2	Tecido cartilaginoso	9
1.3	Músculos da coxa	10
1.4	Fêmur	10
1.5	Solicitações mecânicas e fraturas no fêmur	12
1.6	Materiais poliméricos na medicina	13
1.7	Endopróteses femorais	14
2	Otimização topológica	<b>15</b>
3	Modelo adotado	<b>16</b>
3.1	Caso de carregamento	16
3.2	Condições de carga	17
4	ANSYS	<b>19</b>
4.1	Geometria e malha	19
4.2	Condições de contorno e de carga	20
4.3	Convergência de malha	21
4.4	Otimização topológica e suavização	22
4.5	Validação do modelo	23
5	Resultados e Conclusões	<b>26</b>

## Lista de figuras

1.1	Estruturas dos ossos longos [2]	9
1.2	Dissecação superficial da vista anterior dos músculos da coxa [3]	10
1.3	Anatomia macroscópica das vistas anterior e posterior do fêmur [4]	11
1.4	Compressão, tração, cisalhamento, torção e flexão em um fêmur [5]	12
1.5	Fraturas transversais (a, b), oblíquas (c) e espirais (d, e) [6]	13
2.1	Etapas do processo de Otimização Topológica [7]	15
3.1	Esquema do atropelamento de indivíduo por um motociclo [8]	16
3.2	Esquema dos paralelogramos do Stemmkörpermodel [9]	17
3.3	Representação da estrutura e corpo livre na análise da marcha [8]	18
4.1	Geometria importada pelo ANSYS	19
4.2	Malha final escolhida	19
4.3	Condições de contorno e carga	20
4.4	Deslocamento total	20
4.5	Deformação	21
4.6	Tensão equivalente	21
4.7	Teste de convergência de malha realizado	22
4.8	Peça otimizada bruta	23
4.9	Peça otimizada final após suavização	23
4.10	Novas condições de contorno na peça otimizada	24
4.11	Tensão equivalente na peça inicial	24
4.12	Tensão equivalente na peça otimizada	25

## Lista de tabelas

1.1	Propriedades mecânicas do HDPE [10]	14
3.1	Dados das forças atuantes pelo Stemmkörpermodel [9]	18
4.1	Resultados da análise estrutural estática	25

# 1

## Revisão de conceitos médicos

### 1.1

#### Tecido ósseo

A ação coordenada de músculos, articulações e ossos torna possível a movimentação e a locomoção dos animais vertebrados. Como principal elemento do esqueleto, o tecido ósseo é responsável, dentre outras funções, por garantir a sustentação do corpo e proteger órgãos vitais. Considerado um tipo especializado de tecido conjuntivo, tem como principal característica a sua resistência, que é consequência da presença de uma matriz extracelular calcificada [11].

A matriz óssea é composta por uma parte orgânica e outra inorgânica ou mineral. A primeira porção é constituída majoritariamente por colágeno, do tipo I, e também por glicoproteínas. As fibras colágenas proporcionam resistência à tração, enquanto as glicoproteínas suportam bem a compressão. Já a parte inorgânica, que corresponde a cerca de 65% da matriz, é composta principalmente por íons fosfato e cálcio, que formam cristais responsáveis por conferir maior dureza e rigidez aos ossos [12].

O tecido ósseo pode ser classificado de diversas maneiras e uma delas é quanto à sua porosidade. O tecido esponjoso diz respeito ao osso com inúmeras cavidades intercomunicantes, enquanto o compacto não apresenta cavidades visíveis [11] e destaca-se por ser denso e forte, resistindo às forças produzidas pelo peso e pelo movimento. A disposição desses tecidos em um osso longo está diretamente relacionada à sua resistência [13].

Ossos longos possuem comprimento maior que sua largura e espessura. Suas extremidades são chamadas de epífises e são formadas por um núcleo esponjoso, revestido superficialmente por tecido ósseo compacto e recoberto por cartilagem. A haste cilíndrica, por sua vez, é denominada diáfise e é quase totalmente compacta, com tecido esponjoso delimitando uma pequena região na sua parte mais profunda, o canal medular, onde também se encontra a medula óssea [11].

O exterior do osso é quase todo coberto por uma camada de tecido constituído por fibras colágenas, o perióstio. Essa membrana o protege e serve como ponto de fixação para os músculos. Já em seu interior, o osso é altamente vascularizado, o que garante a sua nutrição adequada [13].

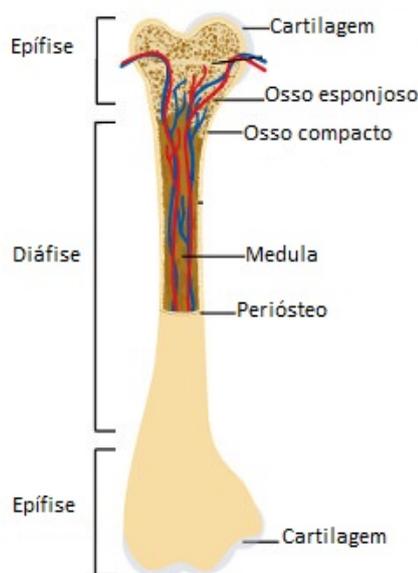


Figura 1.1: Estruturas dos ossos longos [2]

## 1.2

### Tecido cartilaginoso

A cartilagem é um tecido elástico e flexível que reveste as extremidades de diversos ossos, amortecendo pressões mecânicas e protegendo-os. Sua função primária é de oferecer um reforço biomecânico em áreas de suporte de peso elevado, a fim de reduzir o desgaste que ocorreria caso as superfícies ósseas estivessem em contato direto, dado que ela facilita o deslizamento dos ossos nas articulações [14].

A matriz cartilaginosa possui em sua composição fibras e fibrilas colágenas, que são resistentes à tração, além de outros compostos que proporcionam suporte à compressão e absorção de choques [12]. A disposição de suas moléculas também é responsável pelo aumento da tenacidade e flexibilidade da estrutura e do sistema musculoesquelético. Sendo assim, a cartilagem é capaz de suportar um elevado esforço mecânico ao mesmo tempo em que permite uma certa flexibilidade [14].

Presente no fêmur, a cartilagem hialina é firme, flexível e possui alta resistência ao desgaste. Nas articulações, ela é responsável por diminuir o atrito entre as superfícies ósseas e dissipar forças atuantes e impactos resultantes de choques mecânicos [12]. Também encontrada nas extremidades do fêmur, a fibrocartilagem é resistente à tração e à deformação sob estresse, além de auxiliar na estabilidade de articulações ao servir como superfície de apoio [14].

### 1.3

#### Músculos da coxa

Em conjunto com os ligamentos, os músculos da coxa e do quadril são responsáveis por oferecer suporte adicional para a articulação, permitindo não só a estabilização, como o movimento e a locomoção. Algumas das origens e/ou inserções desses grupos musculares são no fêmur, de forma que agem sobre ele e podem também interagir com o joelho [15].

Cada músculo exerce funções de movimento diferentes, dependendo de suas características anatômicas, de forma que alguns são responsáveis pela flexão/extensão dos joelhos, outros pela adução/abdução da coxa, dentre outras. De maneira geral, a ação dos músculos provém de suas inserções distais, ou seja, mais longes do quadril [15].

O quadríceps femoral, um dos músculos mais fortes do corpo humano, recobre quase inteiramente o fêmur. O braço de alavanca alongado, gerado pelo seu tendão ao englobar o osso da patela, aumenta o torque e exige menos força do músculo para a sua atuação na extensão do joelho e sustentação [16].

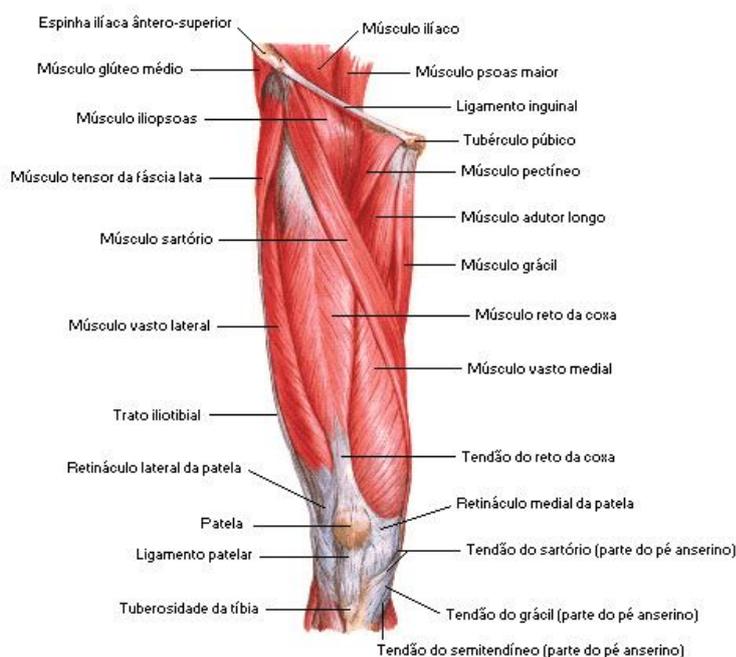


Figura 1.2: Dissecção superficial da vista anterior dos músculos da coxa [3]

### 1.4

#### Fêmur

O fêmur é o osso mais longo e pesado do corpo humano, sendo também o mais forte. Localizado na coxa, articula-se proximalmente com o acetábulo do osso do quadril, por meio de uma cabeça aproximadamente esférica, e

distalmente com a tibia e a patela, no joelho. A primeira articulação fornece suporte estrutural ao corpo, enquanto a segunda, que é relativamente instável, é reforçada por músculos e ligamentos que impedem sua desarticulação e melhoram a estabilidade [17].

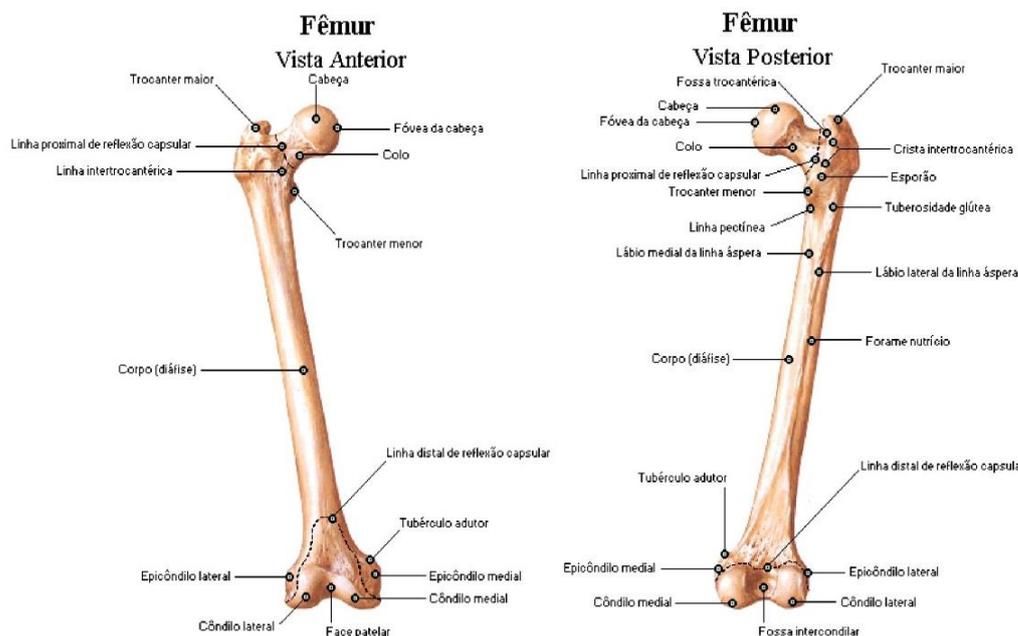


Figura 1.3: Anatomia macroscópica das vistas anterior e posterior do fêmur [4]

A anatomia do fêmur é bastante adequada para que possa suportar e absorver estresses mecânicos, inclusive aquele causado pelo próprio peso do corpo. Primeiramente, a angulação entre a cabeça e a diáfise femoral, de aproximadamente 130 graus, permite a movimentação do membro sem que se choque com o osso do quadril [17].

Além disso, esse ângulo de inclinação garante que o peso da parte superior do corpo seja transferido ao longo do eixo mecânico do fêmur, que difere do seu eixo anatômico em aproximadamente 8 graus. Enquanto o primeiro é definido por uma linha vertical que vai do centro da cabeça femoral até o centro da linha articular do joelho, o segundo é obtido ao traçar uma linha ao longo da diáfise femoral [17].

A leve curvatura que fêmur possui na região da sua diáfise é mais um fator anatômico relevante e vantajoso mecanicamente, visto que garante ao osso uma maior resistência e absorção do estresse mecânico do peso do corpo, ao distribuir melhor o mesmo pela sua estrutura [13].

## 1.5

### Solicitações mecânicas e fraturas no fêmur

Conforme visto anteriormente, a composição da matriz óssea, bem como a porosidade do osso, interferem diretamente na sua resposta aos esforços mecânicos aplicados. Por conta da combinação e complexidade de propriedades, temos que o tecido ósseo não é nem dúctil e nem frágil, mas sim uma combinação de ambas características [18].

Considerado um material viscoelástico, sob cargas baixas o osso se distende devagar e em função do tempo, deformando cada vez mais lentamente com o passar dele. Fatores como idade, direção da carga, velocidade de aplicação da força e o tipo de carregamento também são determinantes para a biomecânica do corpo humano, estando diretamente ligados às características de tensão-deformação e de resistência do osso [18].

As cargas às quais os ossos geralmente estão submetidos são as de compressão, tração, cisalhamento, flexão e torção, que geram tensões e deformações ósseas. Na grande maioria das vezes esses carregamentos estão combinados e não atuam de forma isolada [5].

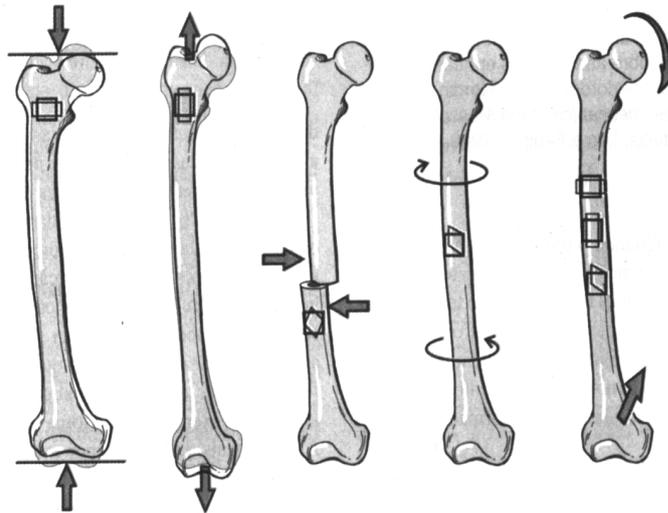


Figura 1.4: Compressão, tração, cisalhamento, torção e flexão em um fêmur [5]

Essas solicitações podem ser resultado de esforços internos, relacionados à contração de músculos e atuação dos ligamentos, ou externos, como sustentação do peso corporal, atividades físicas e também forças não fisiológicas decorrentes de situações como acidentes automobilísticos e quedas [18].

Nesse último caso, as forças provocadas não possuem limite de intensidade e nem direção de aplicação, de forma que podem gerar sobrecargas

e exceder a resistência limite do osso. Por esse motivo, são considerados os maiores causadores de fratura óssea, as chamadas fraturas traumáticas [6].

Ossos longos e do membro inferior costumam sofrer maior incidência, intensidade e combinação de diferentes de esforços. O fêmur, especificamente, é um osso tubular bastante solicitado e de relativa complexidade. Na sua diáfise são geralmente observadas fraturas do tipo transversal, oblíqua e em espiral, ou em hélice [6].

Fraturas do tipo transversais ou oblíquas são resultantes da aplicação das forças de flexão. Já as em espiral são obtidas por meio de torções. Uma outra classificação possível de ser feita é quanto à sua severidade, podendo a fratura ser considerada simples, em cunha ou complexa [6].

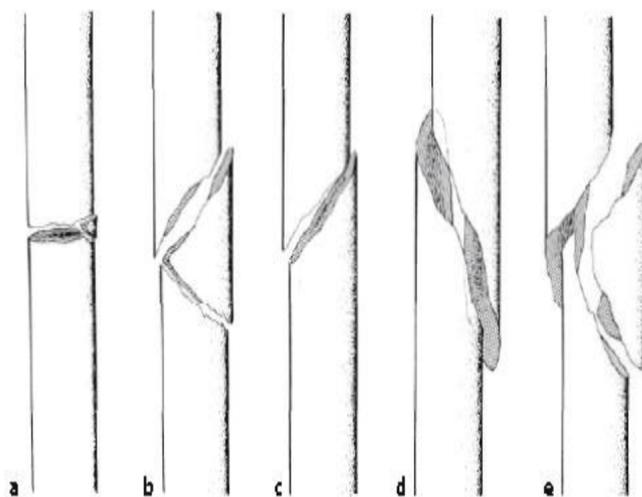


Figura 1.5: Fraturas transversais (a, b), oblíquas (c) e espirais (d, e) [6]

## 1.6

### Materiais poliméricos na medicina

O uso de polímeros na medicina é uma prática revolucionária e crescente, que permitiu e continua permitindo inúmeras inovações e melhorias no setor. Características como flexibilidade, peso e custo mais baixos e facilidade de fabricação tornam esse biomaterial um dos mais utilizados atualmente na área médica, possuindo os mais variados fins [19].

A escolha do material polimérico ideal para cada aplicação deve considerar sobretudo suas propriedades mecânicas e sua forma de degradação. No que diz respeito a próteses, a utilização de polímeros no lugar do metal traz a vantagem de fornecer propriedades viscoelásticas ao dispositivo, que se assemelham ao desempenho dos ossos [19].

Para essa função são usados polímeros biocompatíveis sintéticos e não reabsorvíveis, sendo os mais comuns atualmente os polietilenos de alta densidade (HDPE) e de ultra alto peso molecular (UHMWPE) [10]. O polietileno é um polímero termoplástico com plasticidade e ductilidade elevadas [20] e, especificamente o HDPE e UHMWPE, possuem excelente resistência à tração e ao escoamento [10].

Portanto, para o desenvolvimento deste projeto será utilizado o polietileno de alta densidade (HDPE) como material da prótese a ser otimizada, visto que suas propriedades já estão previamente cadastradas no programa a ser utilizado, conforme ilustrado na Tabela 1.1.

<b>Propriedade</b>	<b>Valor</b>
Massa específica	$0,94 - 0,96g/cm^2$
Módulo de elasticidade	$600 - 1400MPa$
Resistência à ruptura	$20 - 32MPa$
Resistência ao escoamento	$26 - 33MPa$

Tabela 1.1: Propriedades mecânicas do HDPE [10]

## 1.7

### Endopróteses femorais

Próteses são dispositivos artificiais com objetivo de substituir órgãos e membros, parcial ou integralmente, suprimindo suas necessidades e funções [21]. O prefixo - endo - indica a localização interna desse aparelho, cujo caso mais comum de aplicação, na região do fêmur, é quando há a ressecção parcial do membro, em sua parte proximal ou distal [22].

Entretanto, o procedimento de substituição integral do osso é recomendado para situações em que a perda óssea seja muito severa, como em casos de lesões ou tumores malignos extensos. De forma geral, essa é uma alternativa viável para a reconstrução do membro danificado e de suas funções mecânicas básicas, ainda que com um certo nível de limitação [22].

Com o objetivo de suprir falhas ósseas, inúmeras técnicas de procedimentos reconstrutivos já foram desenvolvidas, sendo muitas utilizadas ainda nos dias atuais. Uma das inovações nesse sentido ocorreu em 1954, por Kraft e Levinthal, que descreveram a utilização de uma endoprótese de acrílico [23].

## 2 Otimização topológica

A otimização topológica consiste no procedimento computacional que permite encontrar a topologia ótima de uma estrutura. Ou seja, o método realiza a distribuição mais adequada de material dentro de um domínio especificado de projeto, que está submetido e delimitado por um conjunto de cargas e condições de contorno [7].

Para isso, é preciso discretizar o domínio de projeto e, portanto, se faz necessário a utilização de métodos numéricos [7]. Então, para a modelagem das equações de equilíbrio do sistema estrutural que representa a prótese, será utilizado o Método dos Elementos Finitos por meio do programa ANSYS [1].

Num processo iterativo a partir da entrada dos dados do domínio, será distribuído o material no mesmo, atendendo às condições de contorno e com o objetivo final de ajustar a estrutura de forma a maximizar a sua rigidez ao minimizar o seu volume [7].

O método permite maior agilidade para resolver problemas e criar projetos, devido inclusive à sua característica de resolução iterativa. Além disso, será responsável por uma grande atenuação da massa e, conseqüentemente, do custo, ao mesmo tempo em que maximiza o desempenho da peça.

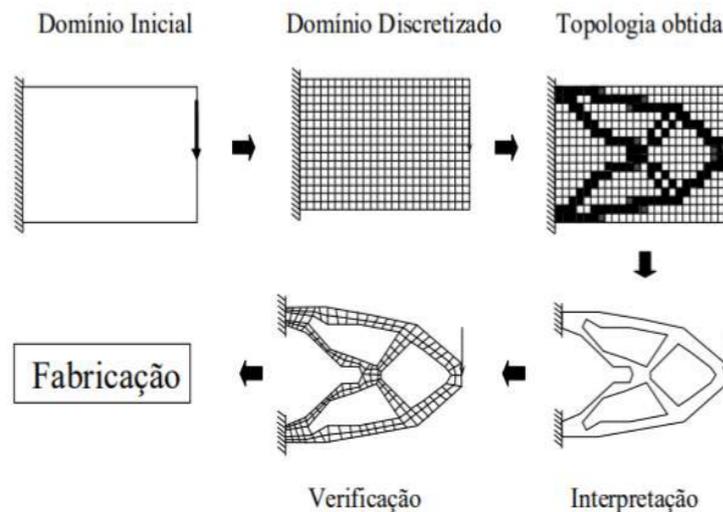


Figura 2.1: Etapas do processo de Otimização Topológica [7]



### 3.2

#### Condições de carga

Para aplicar a situação de carregamento escolhida ao fêmur, o impacto foi considerado em toda a região diafisária do osso, levando em conta a distribuição da força por parte dos tecidos moles do local. Também se obteve melhores resultados visuais e físicos da peça otimizada sob essas condições.

Considerando uma velocidade moderada de 35,6 km/h da motocicleta, a força gerada no fêmur devido ao impacto com o indivíduo foi de aproximadamente 2kN, na direção lateral-medial da diáfise, conforme calculado por Fonseca e Completo [8].

Para definição da força de reação da anca, atuante na cabeça femoral, e da força muscular resultante na extremidade proximal do osso foi considerado o "Stemmkörpermodel" de Heimkes, que avalia as condições de carregamento no fêmur durante a fase de apoio unilateral do ciclo da marcha [9]:

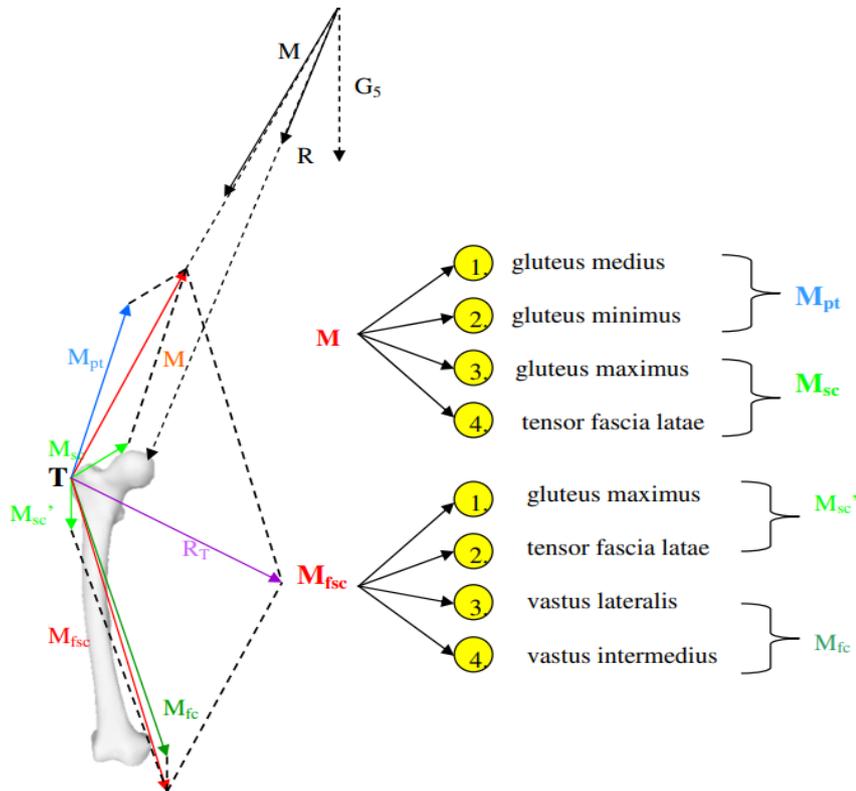


Figura 3.2: Esquema dos paralelogramos do Stemmkörpermodel [9]

Portanto, o modelo simplifica o carregamento das forças no fêmur para apenas duas resultantes:  $R$ , resultante da articulação do quadril, e  $R_T$ , resultante das diversas forças musculares atuantes no trocânter femoral. As intensidades, em função do peso corporal, e angulações com a perpendicular são apresentadas na Tabela 3.1.

Índice	Força / Peso	Inclinação
$G_5$	0,83	$0^\circ$
M	2,32	$23^\circ$
R	3,10	$17^\circ$
$M_{fsc}$	3.23	$8^\circ$
$R_T$	1,72	$52^\circ$
$R_D$	4,05	$6,4^\circ$

Tabela 3.1: Dados das forças atuantes pelo Stemmkörkermodel [9]

Testes realizados no ANSYS [1] mostraram melhores resultados ao aplicar as forças musculares resultantes apenas do grupo dos glúteos, que foram aproximadas para a resultante M, mostrada no modelo.

Apesar de simplificar a atuação muscular da região, a aproximação é ainda válida visto que, essa costuma ser realmente a única força considerada em diversas referências, como pode ser visto na análise em equilíbrio dinâmico da marcha realizada por Fonseca e Completo [8] e ilustrada na Figura 3.3:

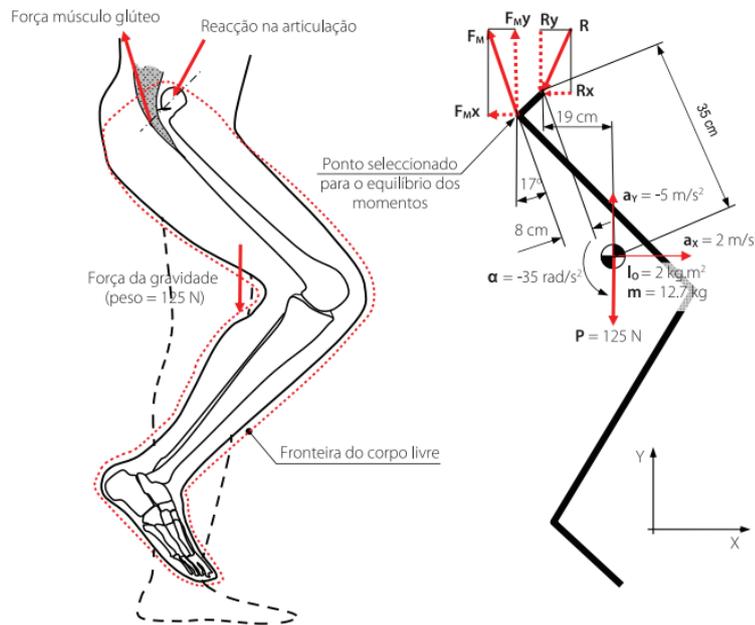


Figura 3.3: Representação da estrutura e corpo livre na análise da marcha [8]

## 4 ANSYS

### 4.1 Geometria e malha

Após definição do polímero HDPE como o material da peça, a geometria do fêmur com dimensões compatíveis às de um adulto de aproximadamente 1,70m de altura e 80kg de massa foi importada pelo ANSYS [1].

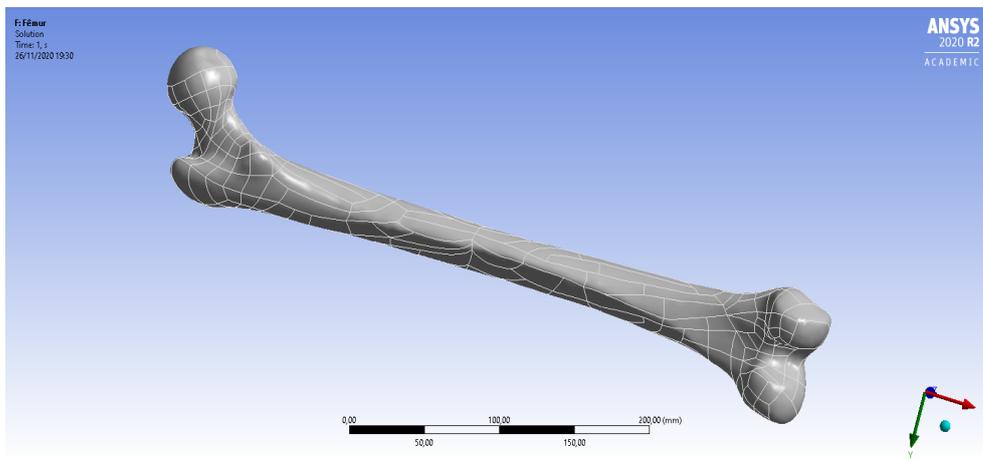


Figura 4.1: Geometria importada pelo ANSYS

O passo seguinte foi definir a malha de elementos finitos adequada e, para isso, foi realizado o teste de convergência, que será descrito em breve. Por fim, escolheu-se uma malha de 31913 nós e 20672 elementos tetraédricos de 4 nós.

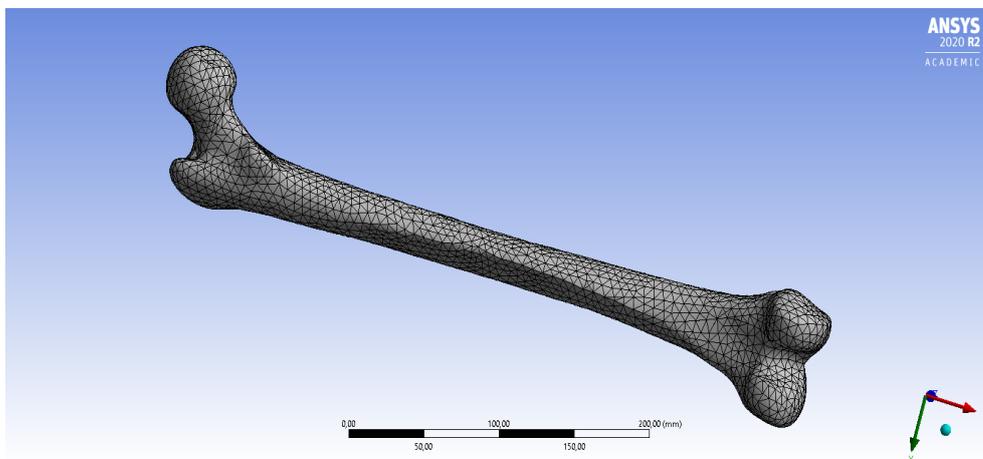


Figura 4.2: Malha final escolhida

## 4.2

### Condições de contorno e de carga

Conhecendo os valores das forças resultantes em função do peso corporal e suas inclinações com a perpendicular, apresentados na Tabela 3.1, foi possível calcular seus módulos e decompô-las no sistema de coordenadas, definindo assim as condições de carregamento.

Além das cargas, foram também definidos os pontos de apoio do sistema. Como simplificação, a articulação do joelho foi considerada como suporte fixo, enquanto na cabeça femoral definiu-se um suporte sem atrito, que permite seu movimento circular com o acetábulo do quadril.

Definidas as condições de contorno, foram escolhidos os parâmetros de saída desejados e então foi realizada a análise estática da peça. Nesse projeto, foram estudados o deslocamento total, a deformação e a tensão equivalente.

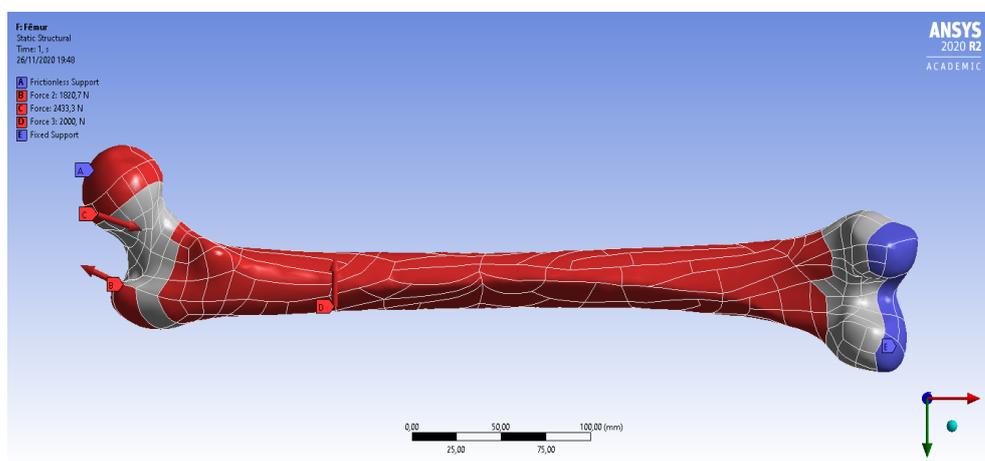


Figura 4.3: Condições de contorno e carga

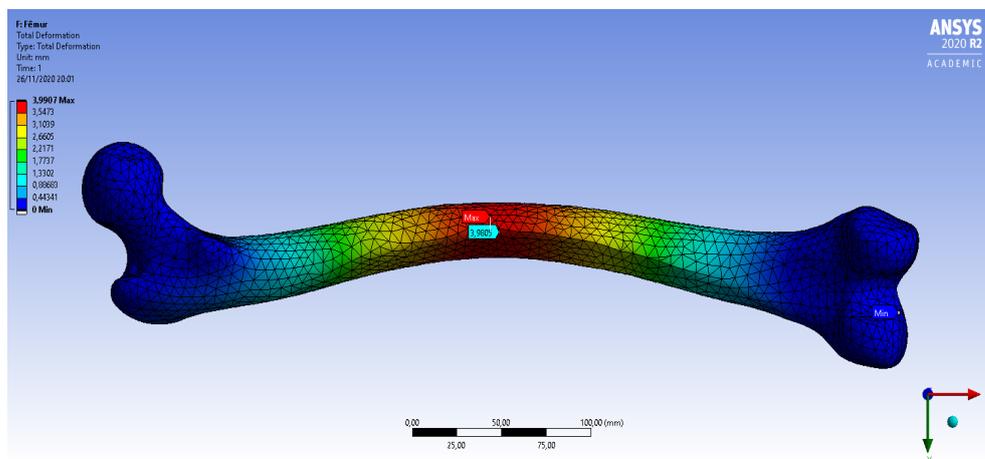


Figura 4.4: Deslocamento total

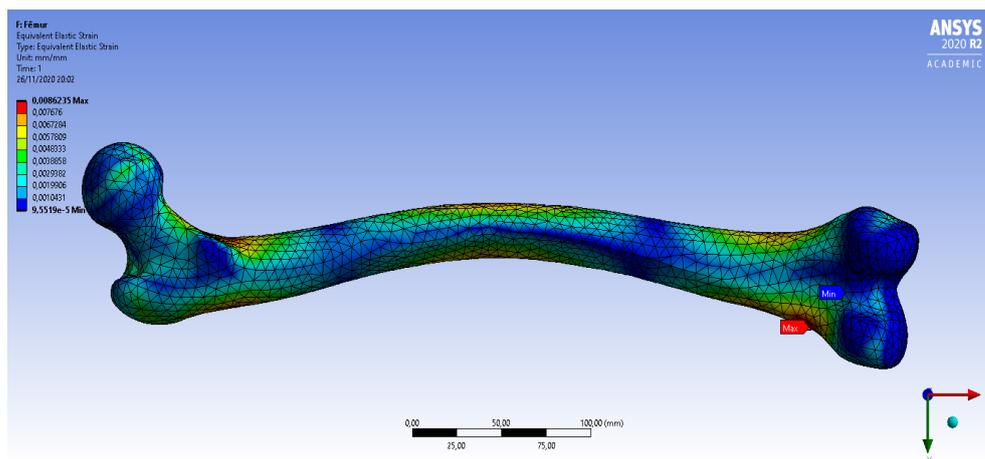


Figura 4.5: Deformação

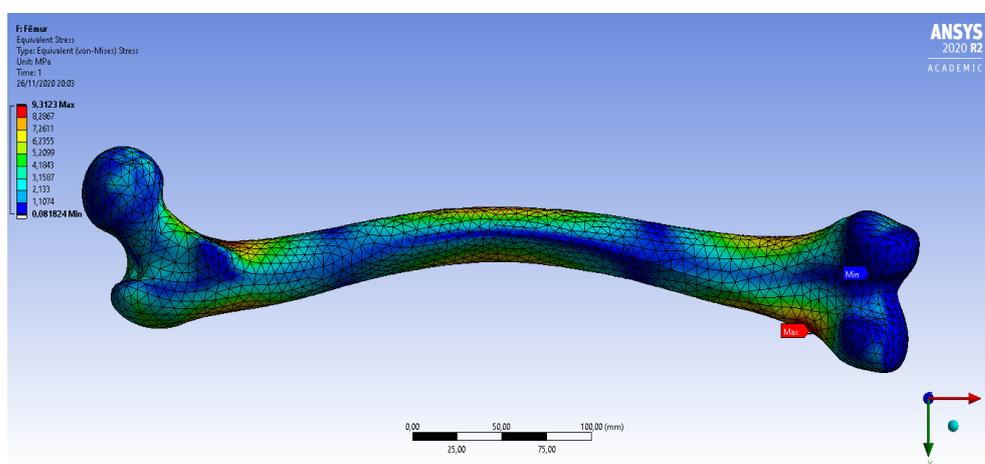


Figura 4.6: Tensão equivalente

### 4.3

#### Convergência de malha

Para realização do teste, primeiramente é necessário escolher um dos parâmetros de saída obtidos da análise estática e um ponto exato na malha, que servirão de referências para testar sua convergência.

Inicia-se então o processo de modificar o número de divisões da geometria ou o tamanho desejado dos elementos finitos, de forma a obter malhas mais finas, com maior quantidade de elementos e, conseqüentemente, de nós. Com as novas malhas, são geradas novas análises estruturais e, a cada uma delas, se avalia o comportamento do mesmo parâmetro, no mesmo ponto escolhido.

O objetivo do teste de malha é verificar a discretização do domínio a partir da qual a variação do parâmetro, em um mesmo ponto, passa a ser muito pequena, indicando convergência do valor. Para facilitar, pode ser plotado um gráfico dos dados do parâmetro em função da quantidade de nós da malha.

Por conta da limitação do ANSYS Student [1] com relação à quantidade de nós que suporta, mesmo realizando o teste de malha e aparentando ter atingido uma convergência, não há como verificar ou garantir que isso ocorreu de fato. Por isso, optou-se por utilizar o máximo da capacidade do programa, com uma malha de aproximadamente 32000 nós.

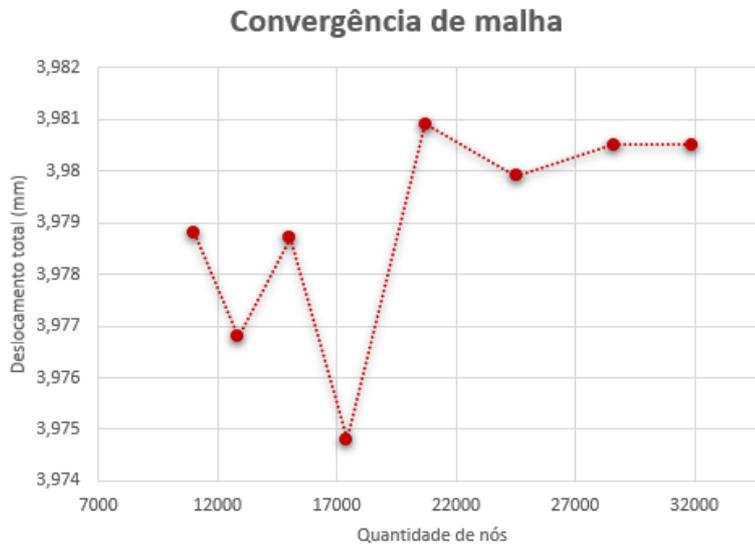


Figura 4.7: Teste de convergência de malha realizado

#### 4.4

#### Otimização topológica e suavização

Para a otimização, é necessário inicialmente definir a redução de volume desejada. Então, considerando a distribuição de tensão ao longo da estrutura, material é retirado de forma a gerar uma geometria com furos nos locais de menores solicitações.

O resultado disso é uma peça bruta e irregular em diversos pontos onde o material foi retirado. Entretanto, com recursos de suavização, é possível deixá-la com uma geometria mais adequada, que permita a sua fabricação, quando este for o caso.

Foi possível obter na peça otimizada uma redução de aproximadamente 47% do volume inicial, alcançando um volume final de  $2,9 * 10^5 mm^3$ . Essa diminuição foi bastante expressiva e se traduz também em elevada redução do peso e do custo da prótese final.

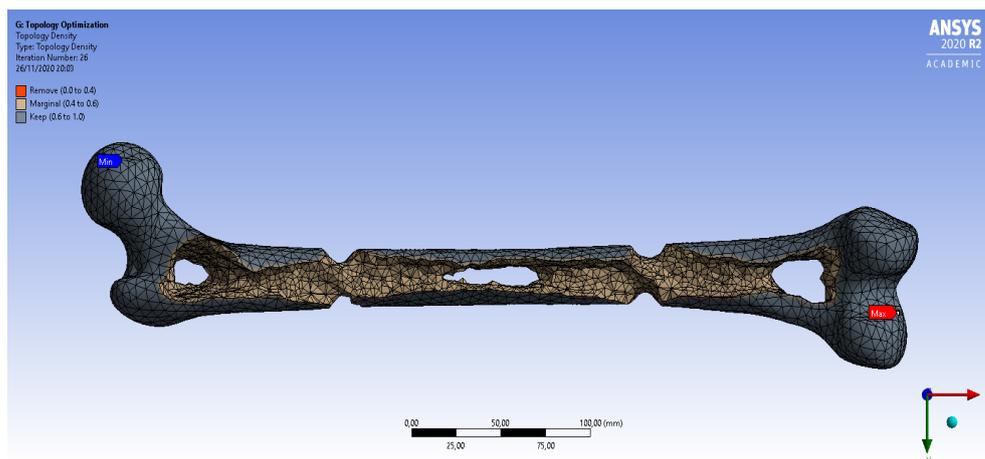


Figura 4.8: Peça otimizada bruta

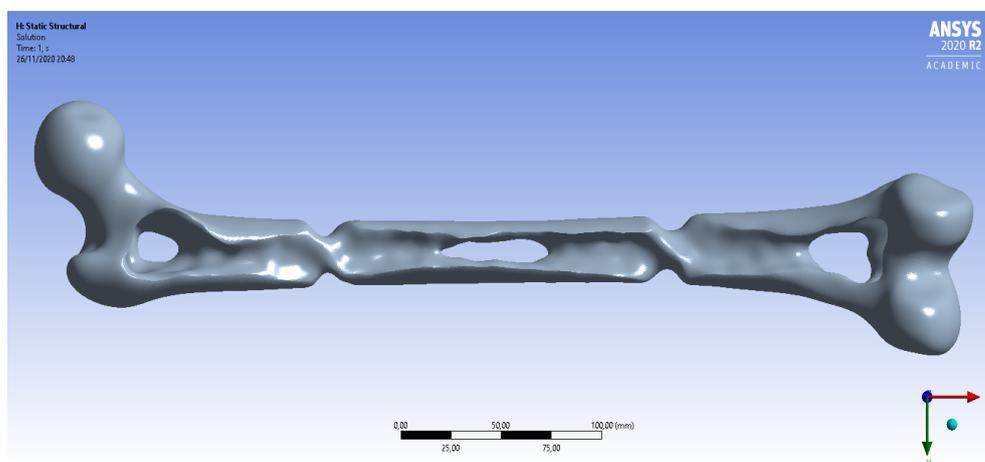


Figura 4.9: Peça otimizada final após suavização

## 4.5

### Validação do modelo

Finalmente, é possível realizar a análise estática da nova geometria para verificar se a peça otimizada satisfaz as condições de projeto. Analisando a tensão equivalente podemos verificar se ela está abaixo do limite de escoamento do material, indicando que a estrutura satisfaz o critério de resistência para o caso de carregamento estudado.

Dado que a geometria otimizada não possui mais a mesma divisão de faces da peça original, não foi possível aplicar a mesma condição de contorno inicial, que exigia a separação para atribuir as forças e apoios nos locais corretos.

Portanto, foi escolhida uma nova condição de contorno simplificada, que fosse aplicável na estrutura final e também na peça original, definindo suportes fixos nas duas extremidades e uma força nodal de 100 N, na mesma direção do impacto anterior.

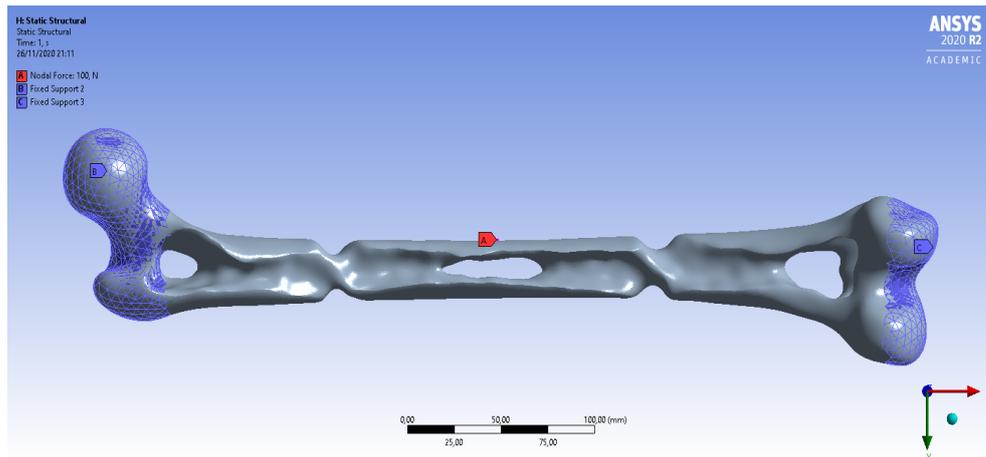


Figura 4.10: Novas condições de contorno na peça otimizada

Foi então realizada a análise estática da geometria inicial e da otimizada, ambas sob essas novas condições. Dessa forma, foi possível a avaliar e comparar a resposta das duas para o mesmo caso de carregamento. Os dados resultados obtidos foram resumidos na Tabela 4.1.

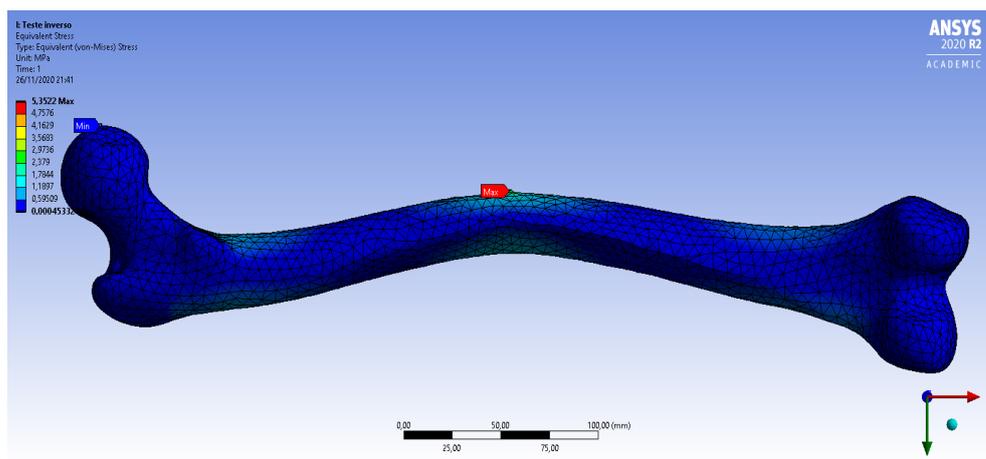


Figura 4.11: Tensão equivalente na peça inicial

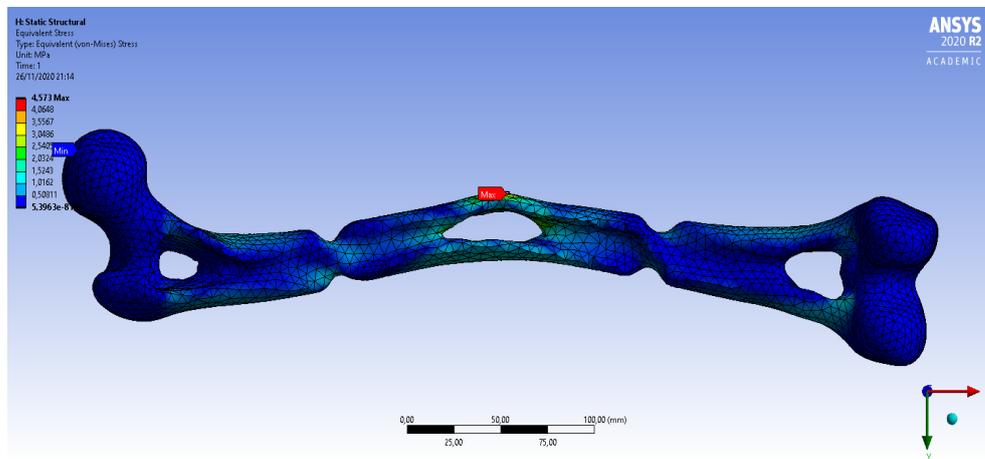


Figura 4.12: Tensão equivalente na peça otimizada

Parâmetro	Inicial	Otimizada
Deslocamento total	0,44531 mm	0,70878 mm
Deformação equivalente	0,0058213 mm/mm	0,0074167 mm/mm
Tensão equivalente	5,3522 N	4,573 N

Tabela 4.1: Resultados da análise estrutural estática

## 5

### Resultados e Conclusões

Algumas adaptações e simplificações precisaram ser adotadas ao longo do projeto devido a limitações do programa ou visando alcançar resultados visualmente mais agradáveis e fisicamente coerentes. De uma forma geral, entretanto, o estudo desenvolvido se aproximou o suficiente da realidade, considerando as forças musculares mais relevantes e um carregamento externo não fisiológico.

As análises estáticas realizadas ao longo de todo o projeto apresentaram resultados com valores coerentes e dentro dos limites físicos do material utilizado para a prótese e também do osso como parte integrada ao corpo humano.

Avaliando as respostas das estruturas inicial e otimizada para a segunda condição de contorno aplicada, percebemos diferenças não muito grandes entre ambas, principalmente para a deformação e tensão equivalentes. Visto também que a tensão de escoamento do material não foi ultrapassada, podemos validar a geometria otimizada para as condições aplicadas.

É importante ressaltar que o desenvolvimento do projeto considerou apenas um caso de carregamento, sendo necessário avaliar vários para obter realmente uma peça otimizada ideal, que resista às diferentes solicitações às quais o fêmur humano está submetido diariamente. Esta seria, portanto, uma proposta de um possível trabalho futuro.

## Referências Bibliográficas

- [1] ANSYS Inc. *Software ANSYS Student 2020 R2*, 2020.
- [2] Mundo educação. Sistema esquelético. <https://mundoeducacao.uol.com.br/biologia/sistema-esqueletico.htm>.
- [3] Aula de anatomia. Músculos do membro inferior. <https://www.auladeanatomia.com/novosite/pt/sistemas/sistema-muscular/musculos-do-membro-inferior/musculos-da-coxa/>.
- [4] Aula de Anatomia. Fêmur. <https://www.auladeanatomia.com/novosite/pt/sistemas/sistema-esqueletico/membro-inferior/femur/>.
- [5] MOTTA, C. B. Biomecânica - ossos. Laboratório de biomecânica, Universidade Federal de Santa Maria, Rio Grande do Sul.
- [6] OLIVEIRA, D. K. S.; SANTOS, V. H. D. Análise de tensões de hastas intramedulares em fêmur humano. Projeto de graduação, CEFET-RJ, Rio de Janeiro, 2016.
- [7] GIMENES, R.; MORIGUCHI, S. K. Aplicação de técnicas de otimização topológica via software. Programa de iniciação científica, Escola de Engenharia Mauá, 2018.
- [8] FONSECA, F.; COMPLETO, A. *Fundamentos da Biomecânica Músculo-esquelética e Ortopédica*. Publindústria, 1st edition, 2011.
- [9] RENNER, S. Determination of muscle forces acting on the femur and stress analysis. Tese de mestrado, Technische Universität München, 2007.
- [10] BRAGA, F. J. C. *Materiais aplicados à medicina e odontologia*. Artliber, São Paulo, 1st edition, 2015.
- [11] JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. *Histologia Básica: Texto e Atlas*. Gen, Rio de Janeiro, 12nd edition, 2013.
- [12] MONTANARI, T. Histologia. <https://www.ufrgs.br/livrodehisto/pdfs/3Conjunt.pdf>.
- [13] Aula de anatomia. Sistema esquelético. <https://www.auladeanatomia.com/novosite/pt/sistemas/sistema-esqueletico/>.
- [14] CRUMBIE, L. Fibrocartilagem. <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/fibrocartilagem>.

- [15] Anatomia online. Músculos do membro inferior. <https://www.anatomiaonline.com/musculos-do-membro-inferior/>.
- [16] LOURENÇO, R. Músculo quadríceps femoral. <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/musculo-quadriceps-femoral>.
- [17] VIEIRA, R. Fêmur. <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/femur-pt>.
- [18] DALMOLIN, F.; FILHO, S. T. L. P.; CORTES, A. M.; BRUN, M. V.; CAUDURO, C. R.; SCHOSSLER, E. W. Biomecânica óssea e ensaios biomecânicos - fundamentos teóricos. Dissertação de pós graduação, Universidade Federal de Santa Maria, Rio Grande do Sul, 2013.
- [19] Neuplast. Polímeros na medicina. <https://www.neuplast.com.br/blog/polimeros-na-medicina-descubra-as-suas-aplicacoes-na-saude/>.
- [20] FERRADOSA, A. S. Desempenho clínico de biomateriais poliméricos e metálicos usados em próteses totais de quadril. Dissertação de pós graduação, Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia, Rio de Janeiro, 2014.
- [21] SOARES, L. órteses e próteses. <https://guiaderodas.com/orteses-e-proteses-qual-a-diferenca-e-tipos-disponiveis/>.
- [22] ETCHEBEHERE, M.; GAMBA, R. Prótese total do fêmur em adultos. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 2002.
- [23] TANAKA, M. H.; SAKABE, N.; SOUZA, M. M. Endoprótese total não convencional do fêmur. *HSPE*, 2004.
- [24] URIBE, G. D. C. S. Modelagem das propriedades geométricas e seções transversais de ossos longos. Projeto de graduação, CEFET-RJ, Rio de Janeiro, 2018.