

**Juliana Emery Silva**

**Otimização topológica de modelos de próteses  
femorais completas**

**Projeto de Graduação**

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

**Orientador**

Ivan F. M. Menezes

Rio de Janeiro  
Dezembro de 2017

## **AGRADECIMENTOS**

Nenhuma conquista seria possível se não existissem tantas pessoas incríveis ao meu redor.

Primeiramente gostaria de agradecer aos meus pais, Cesar Malet e Conceição Emery por todo esforço para me proporcionar o melhor estudo, desde a minha alfabetização até o final da minha graduação. Agradecer por todo suporte que me deram ao longo da minha vida, pelos conselhos, pelo carinho quando precisei e pela força para seguir em frente quando tudo parecia ser maior que eu. Nada seria possível sem vocês, por isto, este diploma é uma conquista nossa.

A toda minha família que sempre acompanhou minha trajetória, torceu e vibrou em todas as etapas da minha vida. Ao meu namorado Daniel por me ouvir, me ajudar com horas de risadas e conversas e por sempre estar presente me apoiando nos longos dias e horas de estudos juntos.

A um grupo de especial de professores da mecânica e da matemática que me ajudaram nessa história, sempre disponíveis e presentes nos momentos de estudo e dificuldades. Acima de tudo, me ensinaram que o importante é o conhecimento sempre ser passado a diante. E as pessoas, alunos e funcionários, que cruzaram meu caminho pelas salas de aula e corredores, durante conversas, estudos de provas, realizações de trabalho. A maior lição que carrego é que ninguém se forma sozinho.

Agradeço em especial a assistente Andréia Paiva e ao Professor Augusto Sampaio por terem confiado a mim uma bolsa de estudos desde o primeiro dia da minha graduação. Graças a essa confiança, hoje me torno uma engenheira mecânica.

A equipe Reptiles Baja PUC-Rio. Nesta equipe cresci como pessoa, aluna e engenheira. Aprendi valores e passei por experiências que levarei por toda a minha vida. Foram dias, lições e pessoas incríveis.

O principal e mais importante agradecimento é à Deus, por ter me proporcionado tantos momentos de alegria e crescimento. Por ter me amparado quando pedi que acalmasse meu coração e por ter me dado forças para seguir em frente.

## **RESUMO**

### **Otimização Topológica de Modelos de Próteses Femorais Completas**

A necessidade de compreender o funcionamento do corpo humano em seu conjunto de sistemas e estruturas gera estudos em diversas áreas, não se restringindo apenas a área médica.

Movimentos e a sustentação do corpo, à primeira vista podem aparentar simplicidade, envolvem um alto nível de complexidade e interação entre esqueleto, músculos, impulsos nervosos e outros tecidos. A ocorrência de rompimento de tendão, fratura de ossos ou algum acidente que impeça ou dificulte movimentos básicos do corpo, prejudicam bastante a vida do paciente. Por esta razão, visando proporcionar mais conforto e qualidade de vida, estudos sobre os ossos e próteses são desenvolvidos com o objetivo de reparar localmente anomalias que restrinjam o paciente.

O fêmur é um dos principais ossos do corpo e o também o mais longo osso do esqueleto humano, ele será foco do estudo deste projeto. Tal trabalho se propôs a entender as funções e esforços atuantes no fêmur, algumas próteses femorais mais utilizadas no mercado e a partir destes conceitos propor e demonstrar que é possível uma nova geometria.

A geometria proposta partirá de um modelo CAD de fêmur humano, utilizando conceitos de otimização topológica e por fim, com auxílio do ANSYS 18.1, validar que a nova estrutura otimizada é capaz de resistir a esforços principais atuantes normalmente no fêmur.

Palavras chaves: Fêmur, otimização topológica, análise de tensões, prótese

## **ABSTRACT**

### **Topological optimization model of complete femoral prosthesis**

The need to understand the functioning of the human body in its systems and structures entails studies of several areas, not being restricted to the medical field.

Movements and body support, which could appear simplicity, involve a high level of complexity and iteration between skeleton, muscles, nerve impulses, and other tissues. The occurrence of tendon rupture, bone fracture or any accident that prevents or encumber basic body movements, impact patient's life.

In order to provide more comfort and quality of life, bone and prosthesis studies seek to replace or repair locally anomalies that would restrict the patient.

The femur is one of the main and longest bones of the human skeleton, which will be the focus of this project. This work intends to understand the femur's forces and functions, femoral prostheses most used in the market, and, from these concepts, propose and demonstrate that a new geometry is possible.

The proposed geometry will be based on a human femoral CAD model, using topological optimization concepts, with the help of ANSYS 18.1. Finally, validate that the new optimized structure is able to withstand the main forces acting normally on the femur.

Key-words: Femur, topological optimization, stress analysis, prosthesis.

# SUMÁRIO

<b>1 . INTRODUÇÃO .....</b>	<b>6</b>
1.1. MOTIVAÇÃO .....	6
1.2. JUSTIFICATIVA .....	6
1.3. ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO .....	6
1.4. METODOLOGIA .....	7
<b>2 REVISÃO DE CONCEITOS MÉDICOS BÁSICOS.....</b>	<b>8</b>
2.1. FASES DO OSSO .....	9
2.2. TIPOS DE TECIDOS ÓSSEOS .....	9
2.3. ANATOMIA DO FÊMUR.....	9
2.3.1. <i>As extremidades do fêmur</i> .....	9
2.3.2. <i>Eixos e geometria do fêmur</i> .....	10
2.3.3. <i>Conjunto muscular do fêmur</i> .....	14
2.3.4. <i>Introdução a fraturas</i> .....	14
<b>3 . REVISÃO DE CONCEITOS DE ENGENHARIA E NUMÉRICOS.....</b>	<b>18</b>
3.1. REVISÃO DE CONCEITOS DE ELEMENTOS FINITOS.....	18
3.2. MÉTODO DE OTIMIZAÇÃO TOPOLÓGICA.....	19
<b>4 . PRINCÍPIOS ADOTADOS NO MODELO .....</b>	<b>21</b>
<b>5 . ANÁLISE E DISCUSSÃO DE RESULTADOS .....</b>	<b>27</b>
5.1. ANÁLISE DE GEOMETRIA.....	27
5.2. HIDROXIAPATITA - ANÁLISE DE TENSÃO E DEFORMAÇÃO .....	31
<b>6 . CONCLUSÕES E PROPOSTA .....</b>	<b>35</b>

# **1. Introdução**

A medicina em sua essência sempre buscou cuidar e tratar de pessoas. Com as evoluções tecnológicas, ela passou a caminhar juntamente com este avanço. A junção de conhecimentos de diversas áreas permitiu que exames, cirurgias, diagnósticos e tratamentos evoluíssem para um melhor resultado, conforto e segurança para o paciente.

Dentre os diversos ramos da medicina, a Ortopedia tem se tornado alvo de estudos e investimentos. Estes estudos buscam entre outras coisas, o melhor entendimento da anatomia, estruturas de tecidos ósseos e suas dinâmicas. Além do surgimento de novas ideias que sejam capazes de proporcionar ao paciente mais conforto, aliviando dores, oferecendo mais segurança nos movimentos, corrigir deformidades com inúmeras possibilidades de tratamento.

As próteses são alguns dos mecanismos utilizados para tratamento. Por se tratarem de corpos estranhos no organismo de um paciente, é de fundamental importância entender todos os parâmetros de projeto, como sua geometria, acabamentos, materiais, funcionamento mecânico e como também a interação biológica da prótese com as demais estruturas do corpo que ela irá se comunicar.

## **1.1.Motivação**

A maioria das cirurgias ortopédicas realizadas, são voltadas para duas principais estruturas do corpo, o joelho e o fêmur. O trabalho tem como motivação entender e propor uma estrutura diferente da praticada. Uma otimização de prótese femoral completa, gerada a partir de um modelo CAD de fêmur. A otimização se dará com a redução de massa da peça e assim baratear seu custo, dando viabilidade econômica para uma futura materialização do projeto. O estudo também busca avaliar o comportamento mecânico desta nova prótese, considerando as principais forças atuantes em um fêmur humano.

## **1.2.Justificativa**

Gerar um modelo para prótese de fêmur completa a partir de Otimização Topológica, para reduzir custos de fabricação e garantir a segurança estrutural da peça com relação aos esforços solicitantes.

## **1.3.Organização do trabalho**

O trabalho foi dividido em 6 capítulos.

O capítulo 1 tem como objetivo introduzir ao leitor qual será o assunto abordado no estudo. Expor justificativas e metodologia usada para seu desenvolvimento.

O capítulo 2 traz um resumo de propriedades anatômicas da anca. Revisão dos tipos de tecidos ósseos e musculares com suas propriedades mecânicas e uma breve introdução à fraturas.

O capítulo 3 introduz três conceitos básicos da engenharia. Todos aplicados no trabalho, sendo de fundamental importância o entendimento de seus conceitos para compreender o estudo proposto. Os pontos são: introdução a métodos numéricos de elementos finitos e otimização, em especial a otimização topológica.

As forças e cargas que exercem relevante influência no fêmur serão especificadas no capítulo 4.

A análise e discussões dos resultados obtidos são descritos e explicitados no capítulo 5.

Por fim, o capítulo 6 apresenta a conclusão e proposta de futuros estudos.

#### **1.4. Metodologia**

Primeiramente foi feita uma vasta busca bibliográfica para se obter informações sobre o sistema esquelético, estrutura dos tecidos ósseos, anatomia e biomecânica específicas do fêmur e o sistema muscular presente em seu entorno.

Em seguida, foi conduzida uma pequena pesquisa com médicos e residentes na área ortopédica. A pesquisa tinha o objetivo de entender quais são as maiores dificuldades enfrentadas no cotidiano cirúrgico. Como a implantação de próteses é decidida, realizada e como se dá a recuperação do paciente em duas fases, no pós-operatório e sua vida pós cirurgia.

Detalhes cirúrgicos como fixação e causas mais costumeiras de complicações pós cirúrgicos também foram mapeados através das entrevistas e literaturas.

Por fim, houve a apuração das forças atuantes no fêmur e a seleção das mais relevantes. Isto para garantir a maior veracidade e confiança no resultado.

## 2 Revisão de conceitos médicos básicos.

Primeiramente é de suma importância enfatizar que todos os conceitos, definições descritas nesta seção, são oriundos de pesquisas, com material de estudo declarados na seção de Bibliografia.

No corpo humano, os ossos são estruturas com funções biomecânicas bem definidas. Cada osso tem suas dimensões, peso e tecidos adequados para exercer atribuição que lhe é dado da melhor maneira possível.

Ossos podem desempenhar funções mecânicas, sendo um corpo rígido, como proteção para órgãos vitais e trabalhar em conjunto com os músculos, para realizar os movimentos do corpo. Atividades metabólicas também responsabilidades de alguns ossos, eles são capazes de produzir glóbulos vermelhos e armazenar cálcio.

Entender suas propriedades mecânicas e biológicas é de grande relevância para que seja possível desenvolver um estudo coerente e eficaz. Principalmente pois o projeto visa substituir um osso através de um transplante.

O fêmur é o osso mais comprido do esqueleto humano. Na sua parte superior se articula com o osso coxal e na inferior com a tibia e a rótula. O fêmur pode ser dividido em três regiões básicas, as epífises que são as extremidades superior e inferior, o corpo longo chamado de diáfise e a metáfise que une a diáfise as epífises.

Na figura 01 está a ilustração das regiões citadas:

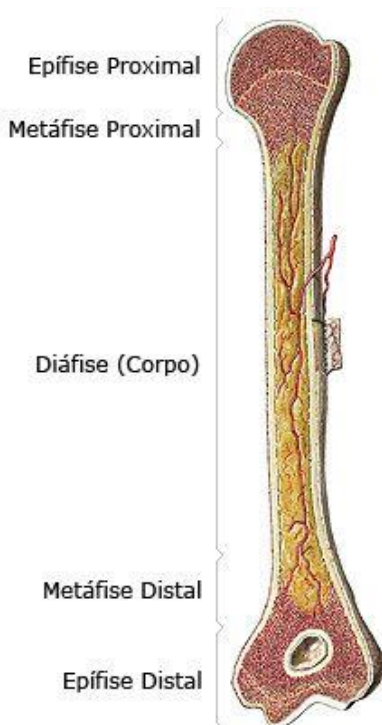


Figura 2.1 - Regiões do fêmur



Antes de prosseguir com a descrição da anatomia do fêmur, é essencial compreender as características dos tecidos ósseos.

## **2.1.Fases do osso**

Essencialmente, ossos são formados por duas fases, orgânica e mineral. A fase orgânica é composta de cerca de 95% de Colágeno Tipo I e complementado por água. Esta porcentagem varia de acordo com a idade, o tipo do osso, sua localização e consequentemente função. É interessante observar que o colágeno proporciona ao osso uma certa resistência a tração.

Já a fase mineral, é formada sobretudo de cálcio e fósforo. A combinação destas duas substâncias concede ao osso uma admirável resistência a compressão, além de torná-lo duro e pouco flexível.

Vale pontuar que Colágenos são proteínas do corpo. É o composto de maior importância nos tecidos conjuntivos e se apresenta como um elemento estrutural fundamental para organismos multicelulares, como o ser humano.

## **2.2.Tipos de tecidos ósseos**

Macroscopicamente um dos critérios para classificação do osso é quanto ao tipo de tecido que o constitui. É possível que ele seja formado por Osso Esponjoso, Osso Compacto ou combinação dos anteriores, denominado Díploe.

O osso esponjoso tem uma estrutura complexa, com alta porosidade e densidade. Densidade esta que muda de acordo com a intensidade e direção das forças que ele está sentindo, alterando assim a disposição das trabéculas.

Quando o osso é submetido a forças de diversas direções, a estrutura formada é muito complexa e assimétrica. Em casos de cargas uniaxiais, as trabéculas se alinham na direção da força, aumentando a rigidez axial, mas diminui a resistência e a rigidez na direção transversal. A título de curiosidade, as trabéculas são pequenos fragmentos de ossos, em formato de viga.

O osso compacto apresenta baixa porosidade e é formado por colunas de células ósseas intercaladas por orifícios centrais. Os orifícios são responsáveis pela nutrição, regeneração e crescimentos do tecido ósseo. A direção desses canais é a mesma das linhas de forças que estão atuando no osso.

Para concluir, a porosidade é ocasionada pelo volume de mineral presente na estrutura. Essa propriedade é muito e é muito importante, pois interfere diretamente nas propriedades mecânicas do osso.

Em resumo, a estrutura dos ossos está intimamente ligada a intensidade e direção das forças que o osso está submetido.

## **2.3.Anatomia do fêmur**

### **2.3.1.As extremidades do fêmur**

A região superior do fêmur é formada por ossos esponjosos. Como já citado, as trabéculas se orientam de modo a transferir a carga atuante na cabeça do fêmur para o corpo da estrutura, em outras palavras, transferir a carga da epífise proximal para a diáfise.

Estudos biomédicos mostraram a epífise proximal é composta pela cabeça do fêmur e duas proeminências, o grande e o pequeno trocânter.

Em particular, a cabeça do fêmur apresenta uma geometria específica. Seu volume é de aproximadamente dois terços de uma esfera.

A extremidade inferior se articula com a rótula, a tíbia e porção muscular dando início ao joelho.

Na figura 2.3.1.1, está apresentado uma ilustração mais detalhada do fêmur, juntamente com seus tecidos

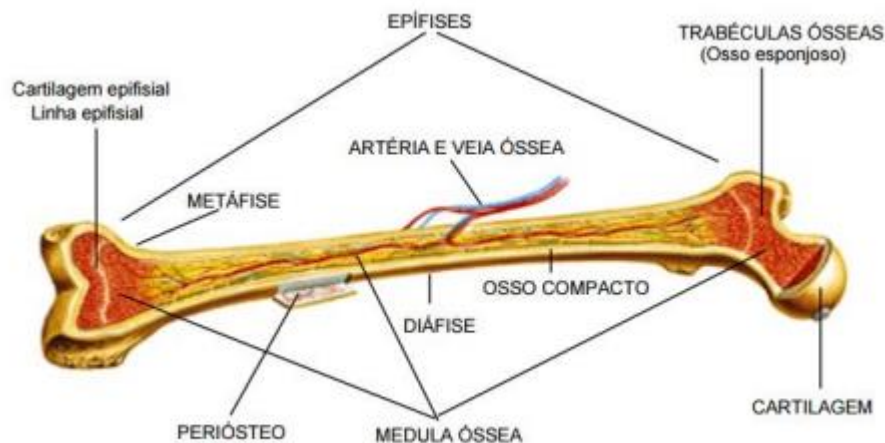


Figura 2.3.1.1 *Tecidos ósseos e regiões do fêmur*

### 2.3.2.Eixos e geometria do fêmur

Para analisar o corpo humano, foram criados planos auxiliares. Planos imaginários com nomes e vistas específicas que atravessam o corpo e suas estruturas. São eles, o plano Sagital, plano Frontal e plano Transversal.

O Plano Sagital atravessa o corpo humano longitudinalmente, onde o divide em metade direita e esquerda.

O Plano Frontal, também conhecido como Plano Coronário, também atravessa o corpo longitudinalmente. Contudo, ele forma um ângulo reto com o plano sagital, dividindo o corpo em parte frontal e posterior.

Por fim, o Plano Transversal é um plano horizontal, perpendicular aos planos sagital e coronário. É usado para dividir o corpo em parte superior e inferior.

Para um melhor entendimento, a figura 2.3.2.1 ilustra os planos citados.

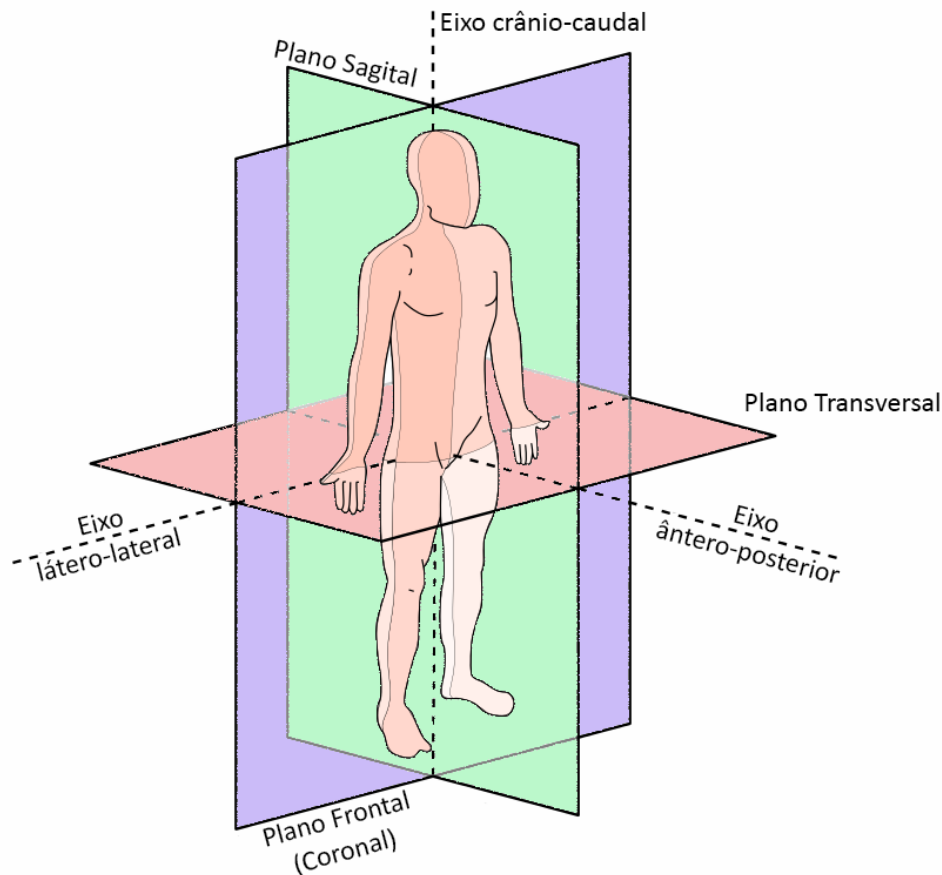


Figura 2.3.2.1 Planos de divisão do corpo humano

Em especial os planos frontal e sagital serão constantemente utilizados nas próximas análises.

Utilizando os planos citados e simplificando a geometria do fêmur, se observa no Plano Frontal, o fêmur apresenta uma geometria linear. No Plano Sagital existe uma forma arqueada.

O departamento de Ortopedia e Traumatologia da Universidade Federal de São Paulo (Unifesp), realizou um estudo para encontrar um padrão de geometria e dimensões do fêmur na população brasileira. Este estudo foi desenvolvido a partir da análise de resultados radiográficos de ambos os sexos e fêmures do lado direito e esquerdo.

Pacientes que apresentavam esqueleto maduro (fase de crescimento encerrado), nunca tiveram o diagnóstico de osteoartrose (doença que causa lesão degenerativa em uma articulação), ou não apresentavam fraturas e lesões causadas por tumor ou infecção. Estes foram os critérios escolhidos para selecionar as radiografias anteroposteriores de bacia que estariam aptas a participar do estudo.

No total foram analisadas 250 radiografias do sexo feminino e 250 do sexo masculino.

Foram pesquisadas cinco medidas principais:

- Offset: distância entre o centro de rotação do quadril e eixo vertical que atravessa o centro da diáfise femoral;
- Comprimento do colo do fêmur (CCF): distância da região inferior da cabeça do fêmur até o início do grande trocânter;
- Comprimento do eixo femoral (CEF): distância em linha reta entre o extremo do grande trocânter e o extremo da cabeça femoral;
- Largura do colo do fêmur (LCF): tamanho do colo femoral, em relação ao seu ponto médio e ao eixo perpendicular passante no colo.
- Ângulo Colodíafisário (ACD): ângulo entre os eixos longitudinais da diáfise e colo, medidos a partir do Plano Frontal.

Para melhor compreensão, as próximas três figuras explicitam as medidas acima descritas.

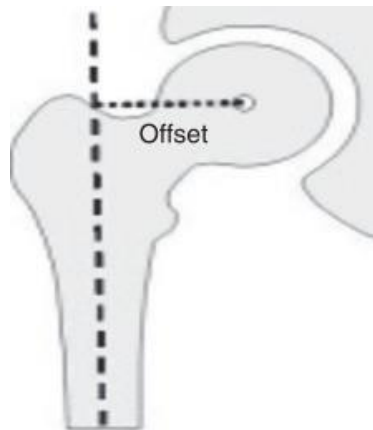


Figura 2.3.2.2 Offset do fêmur

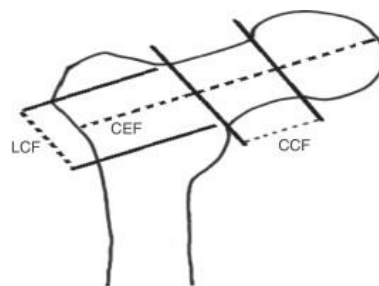


Figura 2.3.2.3 Dimensões principais do fêmur

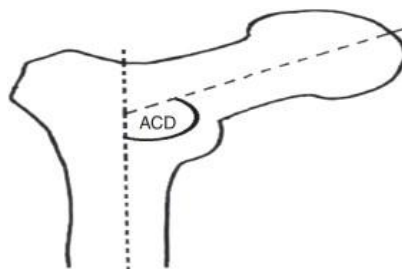


Figura 2.3.2.4 Ângulo entre eixos principais do fêmur

Abaixo se encontra o resumo dos resultados do estudo:

Tabela 2.3.1 Valores padrões de anatomia do fêmur do brasileiro

	Feminino		Masculino		Geral	
Comprimento do colo de fêmur	Esquerdo	Direito	Esquerdo	Direito	Esquerdo	Direito
Média	34,68	34,55	38,54	38,27	36,65	36,44
Mediana	34,00	33,00	38,27	38,20	36,10	36,00
DP	5,30	5,42	4,72	4,50	5,37	5,31
Mín.	27,40	25,00	30,00	27,00	27,40	25,00
Máx.	49,72	48,50	46,82	47,76	49,72	48,60
p-valor	0,36	0,06	0,05			
Largura do colo do fêmur						
Média	34,81	34,55	40,61	40,16	37,71	37,25
Mediana	35,00	34,72	40,00	40,00	38,00	37,00
DP	3,39	2,98	4,24	3,71	4,81	4,45
Mín.	24,20	28,60	31,00	32,00	24,20	28,60
Máx.	41,16	41,13	51,15	49,36	51,15	49,36
p-valor	<0,001		0,00	<0,001		
Comprimento do eixo femoral						
Média	102,48	102,68	114,06	114,39	108,27	108,57
Mediana	104,30	104,00	115,00	1115,00	107,46	108,00
DP	5,91	6,19	7,79	7,23	9,01	8,93
Mín.	88,00	85,40	97,00	97,70	88,00	85,40
Máx.	120,00	118,00	132,66	134,00	132,66	134,00
p-valor	0,52		0,05	0,05		
Ângulo de colodiafisário						
Média	129,54	128,42	132,38	131,53	130,96	129,98
Mediana	129,90	128,10	133,40	132,00	130,00	130,00
DP	9,16	5,09	9,39	5,31	9,37	5,43
Mín.	120,00	116,70	120,00	118,80	120,00	116,70
Máx.	143,60	144,10	146,00	150,00	146,00	150,00
p-valor	0,02		0,10	0,01		
Offset						
Média	41,53	41,97	46,54	47,57	44,03	44,77
Mediana	41,31	42,55	47,00	48,60	44,60	45,00
DP	7,11	6,76	8,33	8,14	8,13	7,98
Mín.	30,00	30,00	30,10	32,00	30,00	30,00
Máx.	69,10	66,90	68,80	69,13	39,10	69,13
p-valor	0,00		<0,001		<0,001	

Como era de se esperar, os homens apresentaram valores médios maiores que os das mulheres.

### **2.3.3. Conjunto muscular do fêmur**

A anatomia dos membros inferiores é adequada para sustentação do peso de todo o corpo e para a locomoção.

A ação de um ou mais músculos existentes no entorno do fêmur são responsáveis pelos movimentos do membro. Em sua maioria, esses músculos estão localizados na região da pélvis e conectando em variados pontos do fêmur. Além de movimentos, a estabilidade e a locomoção também são funções desempenhadas por tais músculos.

A cintura pélvica é a única estrutura não articulada do corpo que permite movimentos nos três planos. Característica que contribui para o movimento do fêmur. A cintura pélvica inclusive acompanha alguns movimentos da coluna vertebral.

Os músculos apresentam uma classificação particular: Agonista, Antagonista, Fixador e Sinergista. Em particular, o conceito de Agonista define que é o músculo responsável pela ação (movimento), e pode ter subclassificações como motores primários e secundários. Eles são os responsáveis pelos movimentos como flexão, extensão, adução, abdução e rotação interna e externa.

A flexão e a extensão ocorrem no plano sagital. Sendo a flexão causadora da diminuição do ângulo articular e a extensão o retorno a posição anatômica ereta. Ou seja, a extensão desfaz o movimento que a flexão realizou. Além da mudança de postura, esses movimentos também ocorrem durante uma caminhada ou corrida.

O ilíaco-psoas é basicamente formado por dois músculos que se unem no pequeno trocânter. É fundamental na estabilidade da articulação durante o movimento de flexão, além de manter a postura ereta e evita a extensão exagerada da articulação.

Os músculos extensores são solicitados geralmente em práticas desportivas e ao subir escadas. O grande glúteo se inicia na junta sacro-ilíaca e na parte posterior da asa ilíaca. Ele se liga a dois pontos, 75% se conecta ao trato ílio-tibial e o restante ao grande trocânter.

A Abdução e Adução são movimentos responsáveis pelo distanciamento e aproximação do segmento da linha média corporal, respectivamente. Ambos são realizados no plano frontal.

Os músculos abdutores são utilizados durante a caminhada para dar equilíbrio a pélvis. Na locomoção, o peso do corpo tende a rotacionar a pélvis na direção a perna que não está suportando o peso no momento. Os abdutores são capazes de suportar até, aproximadamente, duas vezes o peso do corpo.

A maioria dos músculos adutores se ligam em forma de leque ao longo da extensão do fêmur. Uma curiosidade é que os adutores e abdutores não são antagonistas durante o repouso.

### **2.3.4. Introdução a fraturas**

As fraturas, geralmente são causadas por uma sobrecarga inesperada no osso. Esta sobrecarga pode se originar de uma força externa, em uma ou múltiplas direções, com intensidades não previsíveis, em intervalo de tempo curto ou longo o suficiente que exceda o limite suportado pelo osso.

As fraturas ósseas mais frequentes são as traumáticas, aquelas que não decorrem de uma doença prévia e sim de atuação de forças que ultrapassam o limite suportado pelo osso.

Estatisticamente, a maioria das fraturas ocorre em ossos longos, nos membros inferiores e esporadicamente causados por uma única força.

Em termos de sentido de forças, fraturas causadas por compressão são raras, visto que o osso apresenta boa resistência a compressão (fato explicado em seção 1.1)

Na figura 2.4.4.1, está a exemplificação de algumas das diversas possibilidades de cargas combinadas.

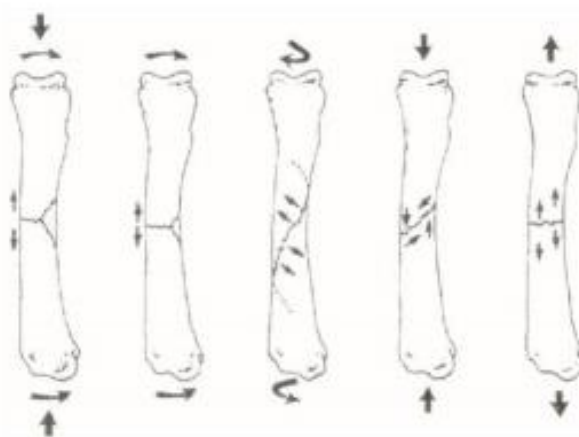


Figura 2. 3.4.1 Sentidos de forças e tipos de fraturas geradas

Em ossos com geometria tubular, como o fêmur, as fraturas mais comuns são as fraturas transversais, esperais e oblíquas. Em paralelo existe a classificação devido a severidade da fratura.

As fraturas transversais e oblíquas são resultantes de uma força de flexão. O que as distingue, são as formas que os fragmentos de ossos ficam após a fratura.

Fratura espiral ou em hélice, são ocasionadas por uma força de torção. Abaixo é possível observar uma ilustração de cada caso.

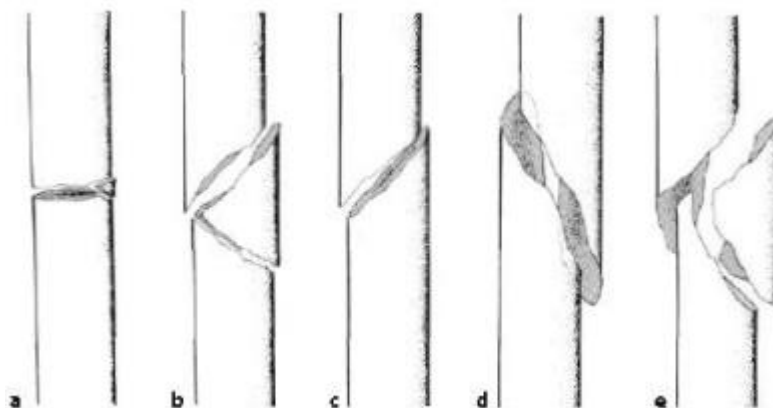


Figura 2.3.4.2 Tipos de fratura

Na legenda a e b está demonstrada a fratura transversal.

Na legenda c a fratura oblíqua e para d e e fratura espiral.

A classificação desenvolvida pelo autor Maurice E Muller é adotada pelas associações Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen/Association for the Study of Internal Fixation(AO/ASIF) e Orthopedic Trauma Association(OTA).

Estas associações são dedicadas a melhora de tratamentos em pacientes com lesões musculoesqueléticas.

Em ossos longos, a classificação do tipo de fratura quanto a sua severidade é A, B ou C. A fraturas simples, B fraturas em cunha e C fraturas complexas.

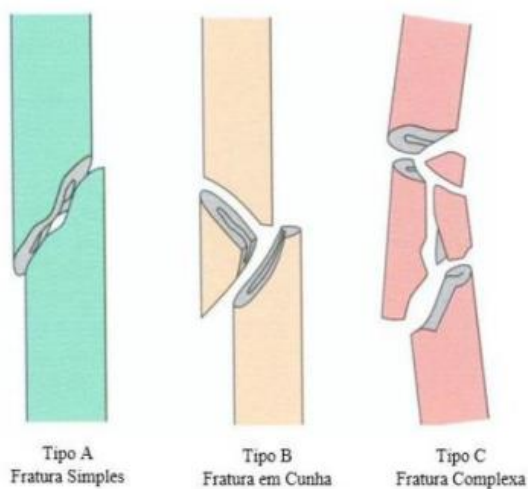


Figura 2.3.4.3. Tipos de fraturas quanto a severidade

A união dos tipos com o grau de severidade, deu origem a tabela de classificação abaixo:

Tabela 2.3.4.1 – Classificação de tipos e configuração de fraturas

Tipos de Fratura	Configuração da Fratura
A1	Simples espiral
A2	Simples oblíqua ( $\geq 30^\circ$ )
A3	Simples transversa ( $< 30^\circ$ )
B1	Cunha em espiral
B2	Cunha em curva
B3	Cunha fragmentada
C1	Complexa em espiral
C2	Complexa segmentada
C3	Complexa irregular



Toda a classificação é feita conforme o aumento de severidade da fratura, em escala progressiva:

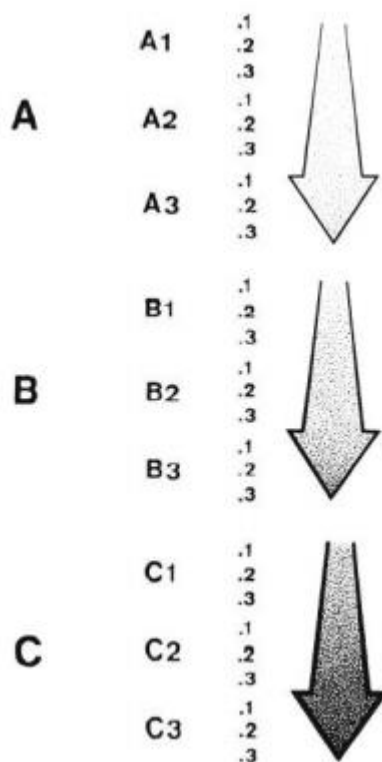


Figura 2.3.4.4 Escala de tipo e severidade da fratura

### 3. Conceitos básicos de análise numérica

Ao longo dos anos, softwares estão sendo refinados para auxiliar técnicas matemáticas e conceitos teóricos em estudos e pesquisas.

O presente estudo teve como base teórica o conceito de resistência de materiais, análise de forças e conhecimentos ortopédicos, como já descritos.

O software Ansys18.1 foi a ferramenta escolhida para realizar toda parte computacional de análise de tensões e geração de geometria otimizada. Seu algoritmo interno é baseado no conceito de elementos finitos, através de criações de malhas, ele é capaz de gerar resultados solicitados pelo usuário.

#### 3.1.Método dos Elementos Finitos

O Método dos Elementos Finitos teve sua origem no século XVIII. Gauss sugeriu que fossem utilizadas funções de aproximação para solucionar problemas matemáticos. Devido a sua complexidade, o avanço deste método só teve resultados significativo com os adventos da tecnologia e computação.

Este método é amplamente utilizado na Engenharia e também em outras áreas como na Medicina e Odontologia. É possível modelar e prever soluções de problemas sem a obrigatoriedade da análise experimental do projeto.

O MEF modela matematicamente geometrias de diferentes graus de complexidade. Ele cria subdivisões, pequenos pedaços, que quando unidos dão forma a estrutura completa inicial. Estas pequenas partes, chamadas de *elementos*, são unidas por pontos denominados *nós*, e o conjunto de todos os nós e elementos é conhecido como *malha*.

A repartição em pequenos elementos permite que um problema complexo seja subdividido em problemas mais simples onde os elementos têm um comportamento bem definido e de mais fácil solução.

As funções dos elementos em conjunto, regem o comportamento de maneira aproximada, uma vez que elas não são resolvidas de maneira exata e sim por aproximações através de métodos numéricos de cálculo. Devido a este fato, o resultado da análise está intimamente ligado ao refino da malha, em outras palavras, quanto maior a quantidade de elementos e nós, adequação da geometria dos elementos (triangular, hexagonal, quadrangular, por exemplo) as formas da estrutura e menor for o tamanho dos elementos, melhor será o resultado encontrado, por ser mais próximo ao real.

Nos últimos anos o MEF está sendo aplicado a biomecânica ortopédica para análise de estruturas e articulações artificiais como joelho, tornozelo. Desenvolvimento e fixação de peças como o fêmur e outros componentes de correção de fraturas.[10]

### 3.2.Método de Otimização Topológica

O Método de Otimização Topológica é um método computacional que possibilita encontrar a topologia ótima de uma estrutura. Em termos gerais, o método acha a melhor distribuição de material no interior do domínio. Abaixo segue uma exemplificação simples de atuação do MTP.

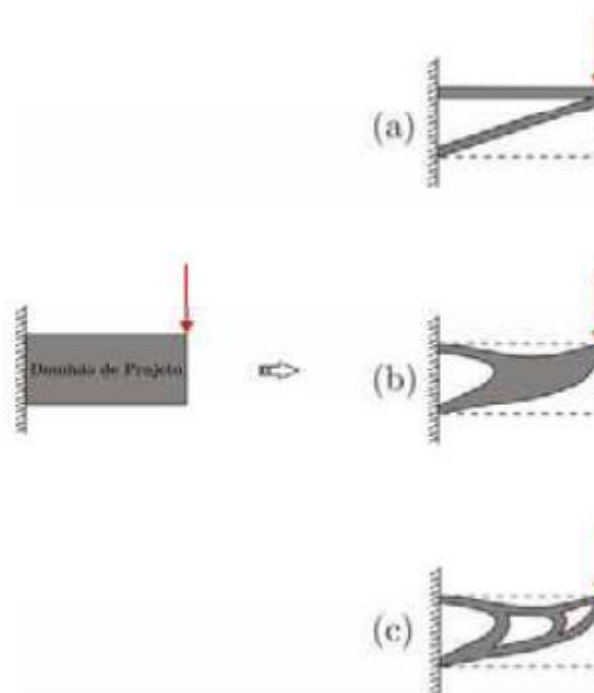


Figura 3.2.1 Exemplificação de otimização topológica

É utilizado basicamente métodos numéricos de análise, como por exemplo, o MEF. Através de informações como derivadas ou gradientes de uma função de custo, com relação ao volume de material em cada elemento.

Fundamentalmente existe a Otimização Topológica, utilizada no estudo, e mais dois tipos, Otimização Paramétrica e Otimização de Forma. Estas não serão abordadas pois fogem do tema central deste projeto.

A Otimização Topológica, possibilita uma grande atenuação de massa e grande aumento no desempenho.

A primeira etapa é a definição do domínio do projeto, os pontos de atuação de cargas e condições de contorno. Em seguida, é feita a discretização do modelo por Elementos Finitos e aplicadas as condições inicialmente estabelecidas. E finalmente os dados são imputados em um software próprio para otimização.

O processo característico de Otimização Topológica é ilustrado na figura logo a seguir:

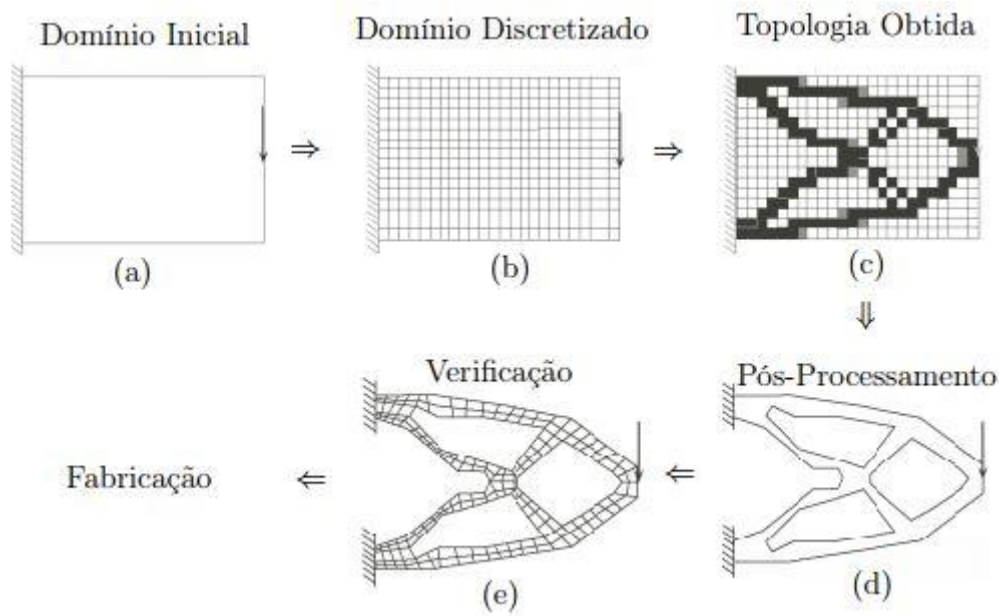


Figura 3.2.2 *Etapas básicas de um processo de otimização topológica*

#### 4. Princípios adotados no modelo

O projeto tem o intuito aplicar técnicas de otimização topológica em um modelo computacional para gerar uma prótese femoral completa otimizada, através do programa ANSYS 18.1.

A geometria inicial escolhida foi um modelo CAD de fêmur, desenvolvido no SolidWorks 14, com dimensões apropriadas e coerentes. Este modelo foi posteriormente importado para ANSYS 18.1, onde foi se o processo de otimização topológica de fato começou e pode ser visto nas figuras 4.1.

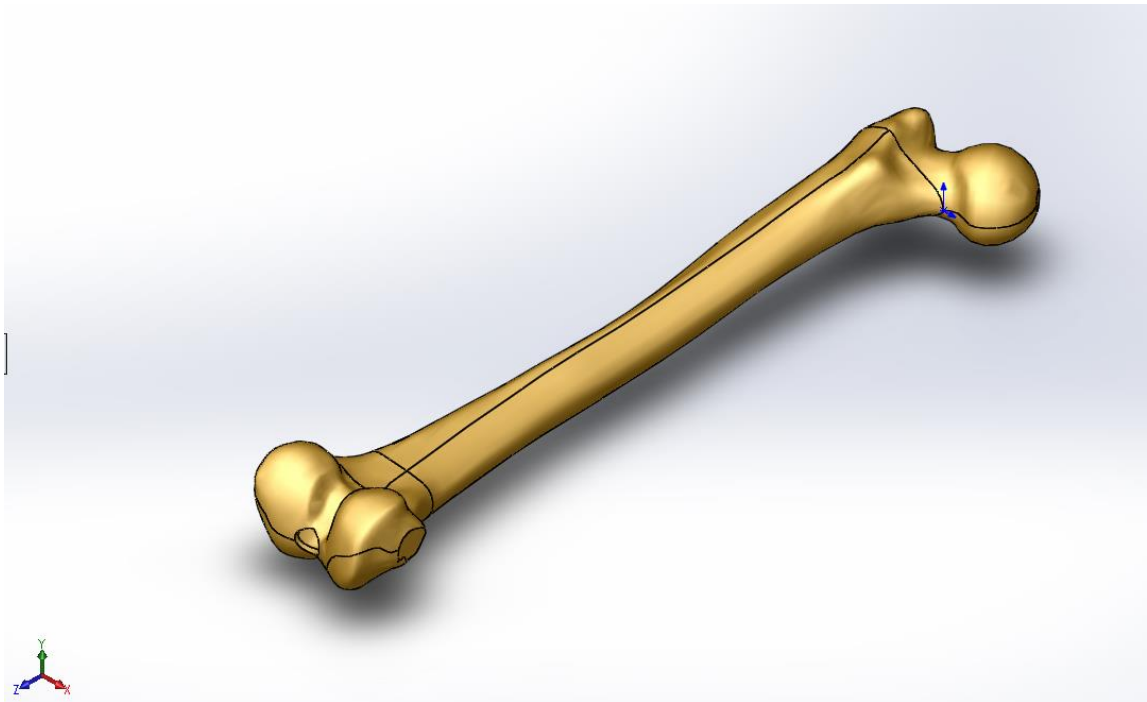


Figura 4.1 Vista ISO modelo de fêmur

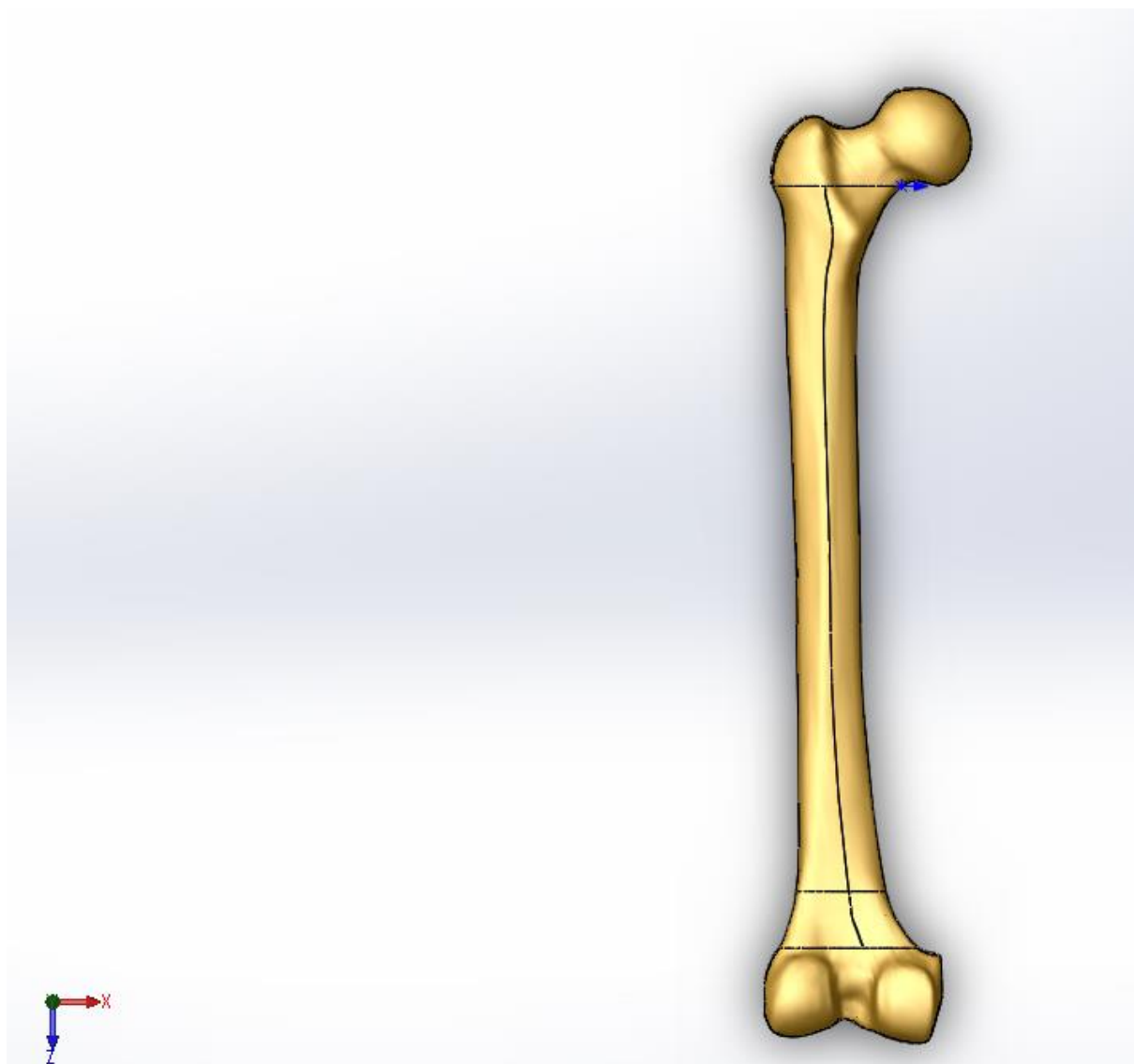


Figura 4.2 *Vista lateral modelo de fêmur*

Com o modelo CAD determinado, o passo seguinte foi determinar as condições de contorno.

Como foi estudado durante busca bibliográfica, apenas de o fêmur ser rodeado por diversos músculos e sentir a ação de várias forças, apenas quatro se mostram relevantes. Por este motivo, apenas as forças dos músculos Abdutores, do Trato Iliotibial, Iliopsoas e a Reação das juntas na cabeça do fêmur foram pesquisadas e mapeadas.

Na tabela a seguir, se encontra o resumo da intensidade, coordenadas e causadores das forças consideradas. Vale ressaltar que são baseadas em um estudo tensão e deformação, onde se mediu os vetores de forças incidentes no fêmur ao longo de uma caminhada [1].

Força	X(N)	Y(N)	Z(N)	Resultante(N)
Reação da junta	1062	-2800	130	2997
Abdutores	430	1160		1237
Trato iliotibial		-1200		1200
Iliopsoas	78	525	-560	771

Para uma melhor visualização, as figuras seguintes demonstram os exatos pontos de aplicação e seus vetores.[1]

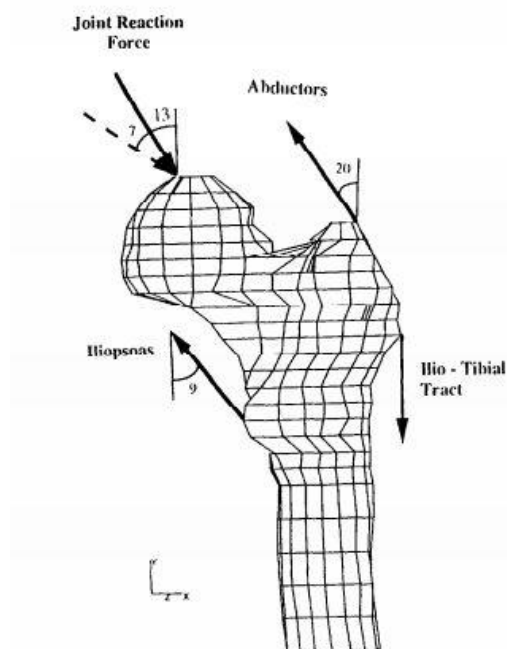


Figura 4.3 Vista lateral de fêmur com vetores de força nas regiões de incidência

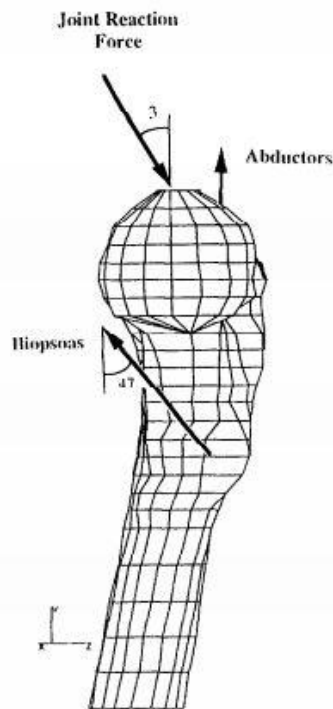


Figura 4.4 Vista frontal de fêmur com vetores de força nas regiões de incidência

Com as cargas definidas, o próximo ponto a ser determinado seriam os apoios nas extremidades. Uma vez que a cabeça do fêmur não apresenta movimento em relação ao osso da bacia, este ponto foi considerado como engastado.

Na extremidade inferior, o apoio também foi considerado engaste. Isso se deve pois não há movimento relativo entre a epífise distal e o joelho.

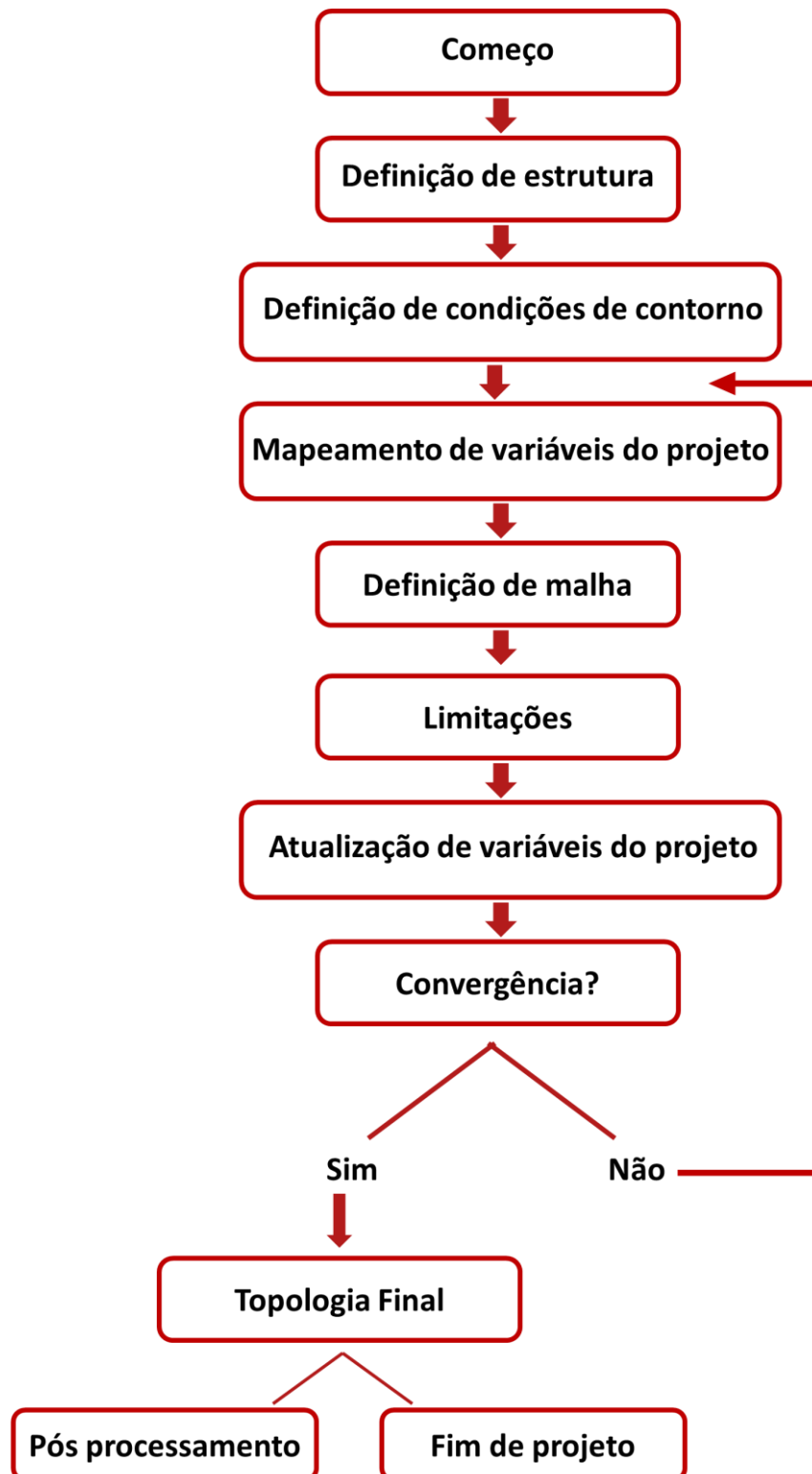
Em suma, as condições de contorno aplicadas foram quatro forças distribuídas na parte superior do fêmur e em suas extremidades o apoio considerado foi o engaste.

De posse destas informações, a otimização topológica computacional pode ser iniciada. O objetivo era alcançar uma geometria mais leve, com redução de 50% da massa inicial, isto para proporcionar redução de custos da peça. E, além disto, ser um modelo que possa ser desenvolvido de maneira personalizada para cada paciente.

Em outras palavras, o objetivo de encontrar uma geometria otimizada é considerar a possibilidade de personalizar próteses de fêmur a um custo x benefício competitivo, uma vez que os materiais utilizados apresentam um alto valor. E do ponto de vista do cuidado com o paciente, seria implantado uma estrutura adaptada para o seu organismo, e não uma peça padrão presente no mercado.

Uma sequência de passos e decisões foi adotada até que se alcançasse uma geometria desejada. O fluxograma a seguir expõe esses passos adotados:





Com a obtenção de uma geometria adequada, o pós-processamento é feito para verificar se esta nova peça é capaz de suportar todas as condições de trabalho que será submetida e que foram determinadas no início do processo.

Como o projeto busca se aproximar de uma realidade, o pós-processamento foi feito considerando o material que a peça seria fabricada.

Em pesquisa, foram encontrados dois materiais, o Titânio, já utilizado no mercado e a Hidroxiapatita (HAP). Para o estudo, será considerada a Hidroxiapatita, por se tratar é um material inovador e ainda em estudo a base de fosfato de cálcio. Sua aplicação é voltada para uso clínico e cirúrgico, em substituição de enxerto ósseo em cirurgias. A tabela a seguir estão as propriedades dos materiais consideradas relevantes para a validação do modelo otimizado. [8] [9]

Material	Titânio	Hidroxiapatita (HAP)
Massa Específica	4500 Kg/m <sup>3</sup>	3100 Kg/m <sup>3</sup>
Módulo de Elasticidade	116 GPa	10 GPa
Coefficiente de Poisson	0,34	0,27

## 5. ANÁLISE E DISCUSSÃO DE RESULTADOS

### 5.1. Análise de geometria

A geometria buscada desde o início do projeto, se aproximava da ilustrada no modelo otimizado. Um modelo que tenha uma diáfise com interstícios, com massa reduzida à metade para baratear o custo, eram as metas do estudo. Era pretendido um modelo que apresentasse uma estrutura de treliças ou pilares, que se unissem nas extremidades e fosse capaz de sustentar sem falhas ou grandes deformações as solicitações definidas pelas condições de contorno.

A peça encontrada apresenta interstícios ao longo do corpo, representando a diáfise. Esta característica não gera problemas para convivência com os demais músculos ao redor da estrutura otimizada.

Caso o médico desejasse preencher, seria possível utilizar um material poroso, mais barato que o utilizado na parte estrutural. Este material adicional teria a única finalidade preenchimento, sendo descartável para o contexto de análise de forças e pouco ou irrelevante para os custos do modelo. Este enxerto teria um papel coadjuvante, já que todas as cargas seriam suportadas pela peça otimizada e não existe a intenção por parte de engenharia de adição desse material secundário.

Após diversas iterações, o modelo demonstrado foi encontrado. Quando aplicadas puramente as condições de contorno, a peça gerada era uma casca assimétrica levemente torcida. Numericamente é um resultado plausível, visto que cada carga apresenta componentes X, Y e Z e sua resultante poderia causar um efeito de torção.

Outro ponto interessante é o fato da geometria não ser simétrica. Tanto as cascas encontradas ao longo do processo, quanto a geometria definitiva, não são completamente simétricas. Mesmo não se tratando de um conceito ideal, é esperado. O próprio fêmur humano não apresenta simetria em quase nenhum plano. Dito isso, seria quase impossível encontrar uma estrutura com simetria irretocável.

Por fim, para que fosse encontrada a geometria otimizada, ilustrada nas figuras 5.1.1, 5.1.2, 5.1.3, 5.1.4 e 5.1.6, foi aplicada uma força vertical concêntrica ao eixo principal da diáfise e uma pequena carga perpendicular ao corpo do fêmur, conforme figura 5.1.6. Este foi o mecanismo encontrado para que a formação da casca fosse evitada e se chegasse ao resultado esperado.

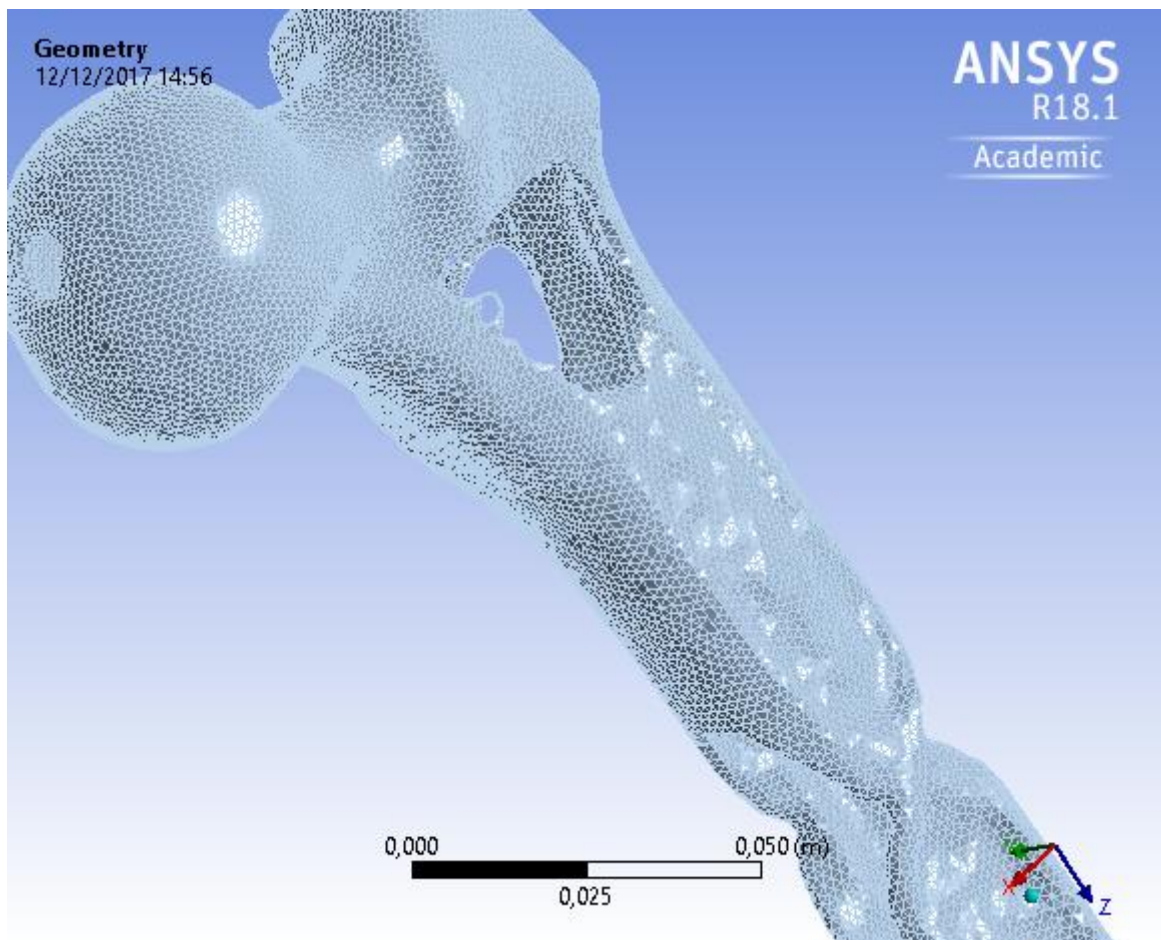


Figura 5.1.1 Peça otimizada - região superior

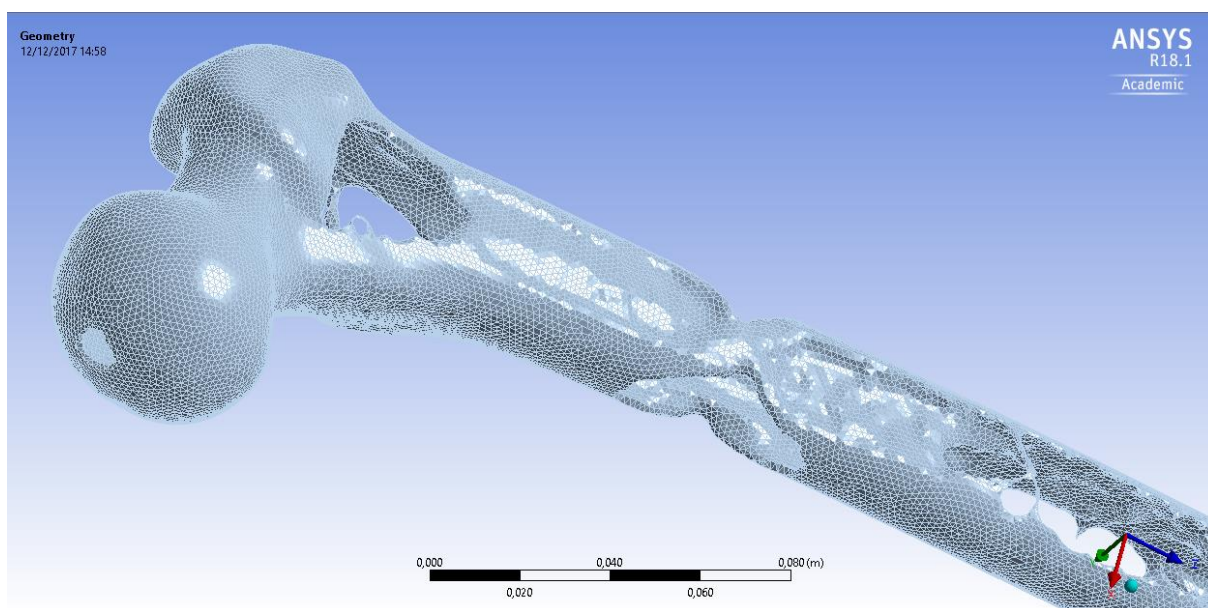


Figura 5.1.2 - Peça otimizada - vista do corpo e parte superior

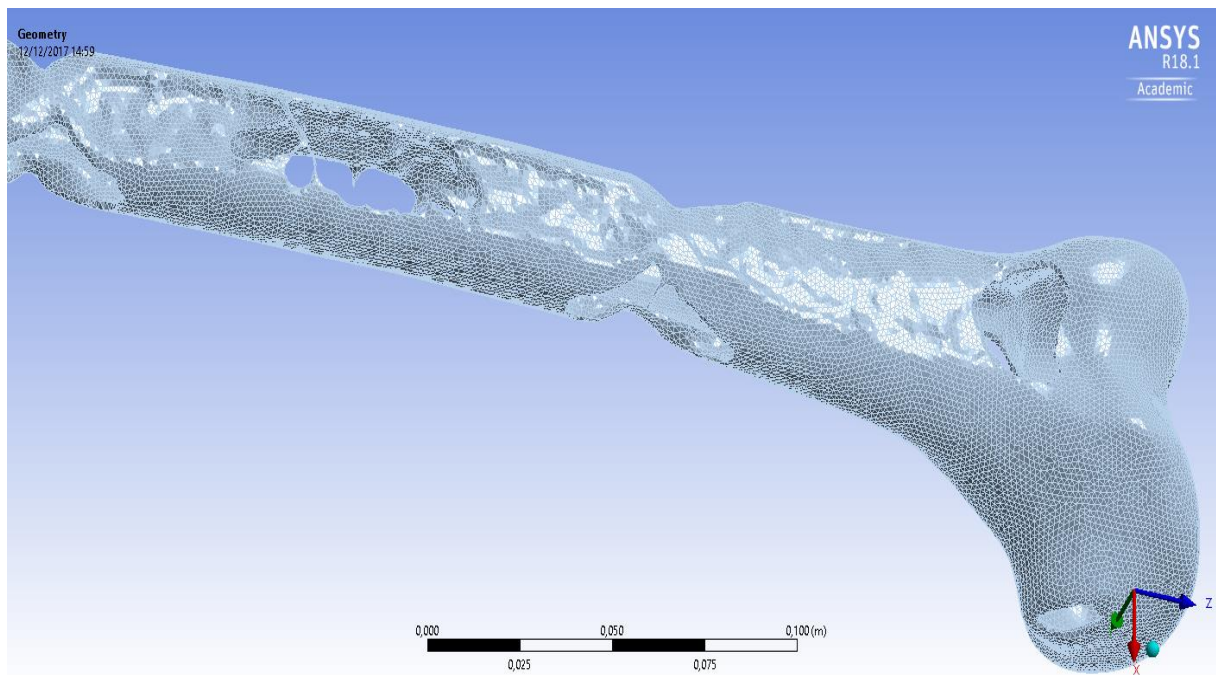


Figura 5.1.3 Peça otimizada - vista de corpo e parte inferior

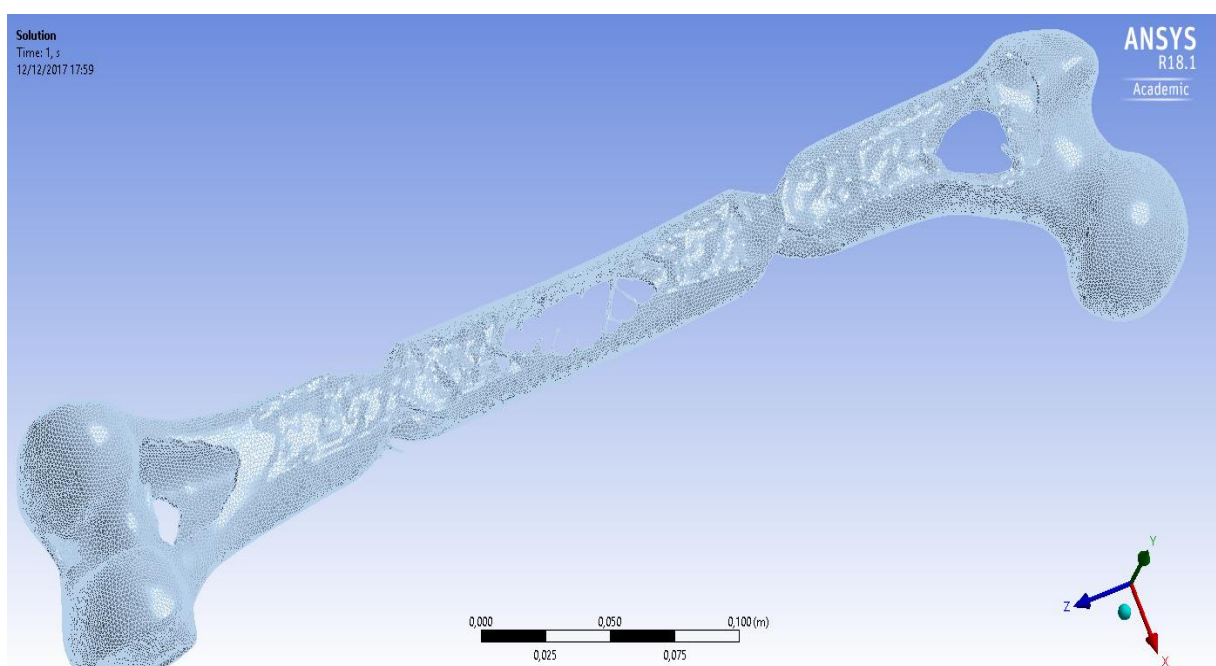


Figura 5.1.4 Peça otimizada completa – vista 01



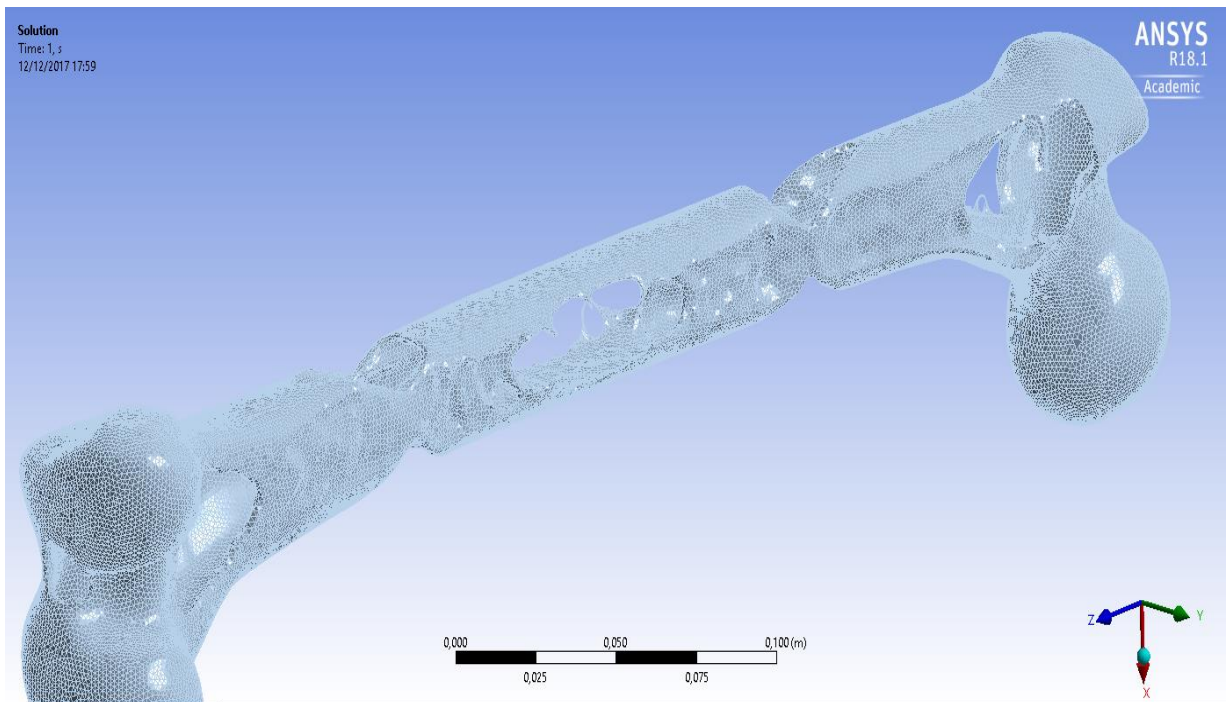


Figura 5.1.5 Peça completa - vista 02

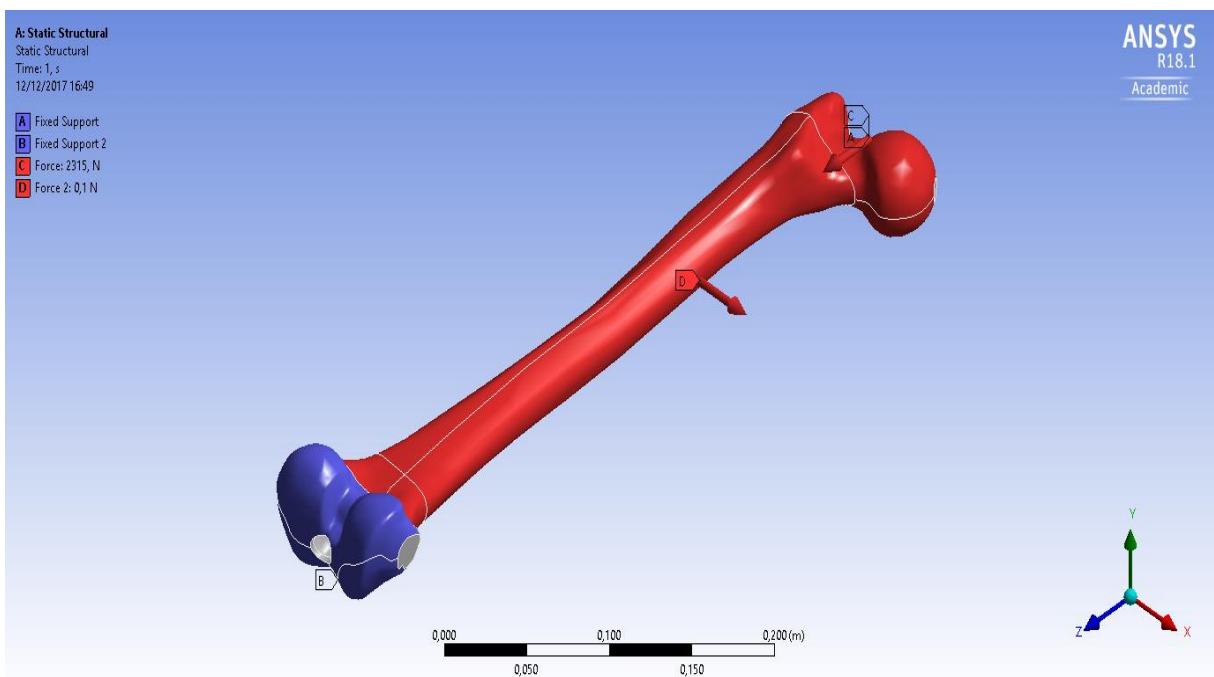


Figura 5.1.6 Forças utilizadas no processo de otimização topológica

## 5.2.HIDROXIAPATITA - Análise de Tensão e Deformação

Primeiramente, a exposição de propriedades mecânicas do material utilizado é importante para que as análises sejam feitas com base em dados numéricos. [9]

Hidroxiapatita	Valor	Unidade
Máxima resistência a tração	38 - 48	Mpa
Módulo de elasticidade	07 - 13	Gpa
Força de flexão	100 - 200	Mpa
Força de compressão	350 - 450	MPa
Módulo de cisalhamento	2,76 - 5,12	GPa

Após análise de imagens e escala gerada pela validação a peça otimizada, ficou claro que alguns pontos são passíveis de romper devido a tração.

Observando puramente a estrutura, sem seu contexto, pode-se concluir que nessas regiões críticas seria necessário um cuidado especial para evitar essa falha. Uma solução plausível seria o aumento da espessura da peça nessas regiões. Mesmo se tratando de áreas muito pequenas, seria uma medida de segurança para evitar aparecimento e propagação de trincas.

Contudo, como se trata de uma peça que irá desempenhar o papel de um osso, esta característica não é tão preocupante. O próprio fêmur humano não é capaz de resistir tanto a forças de tração, como já mencionado no início do estudo. E não é comum um paciente chegar ao hospital com uma fratura devido a esforços de tração, a menos que sejam provocadas sobrecargas inesperadas dessa natureza.

Concluindo assim que a peça atende aos requisitos iniciais de projeto, atendendo um paciente durante a prática normal de atividades.

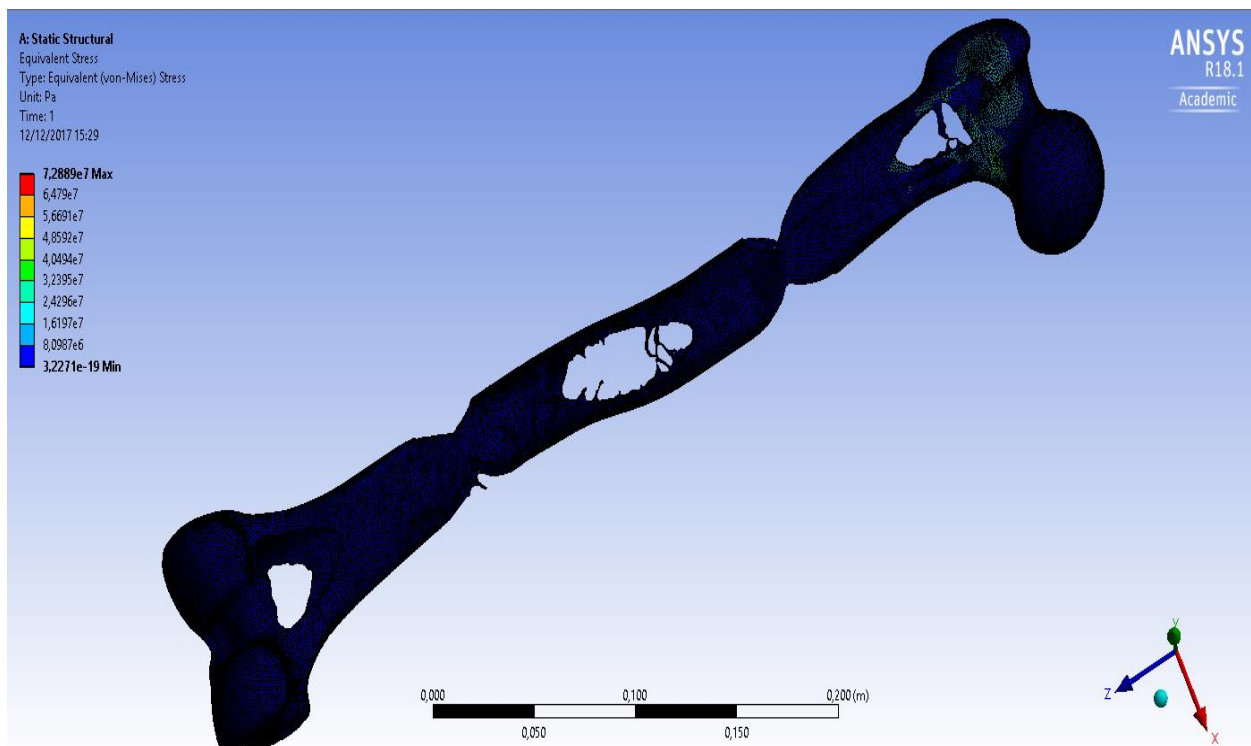


Figura 5.2.1 Tensões geradas pro cargas aplicadas - Vista total - HAP

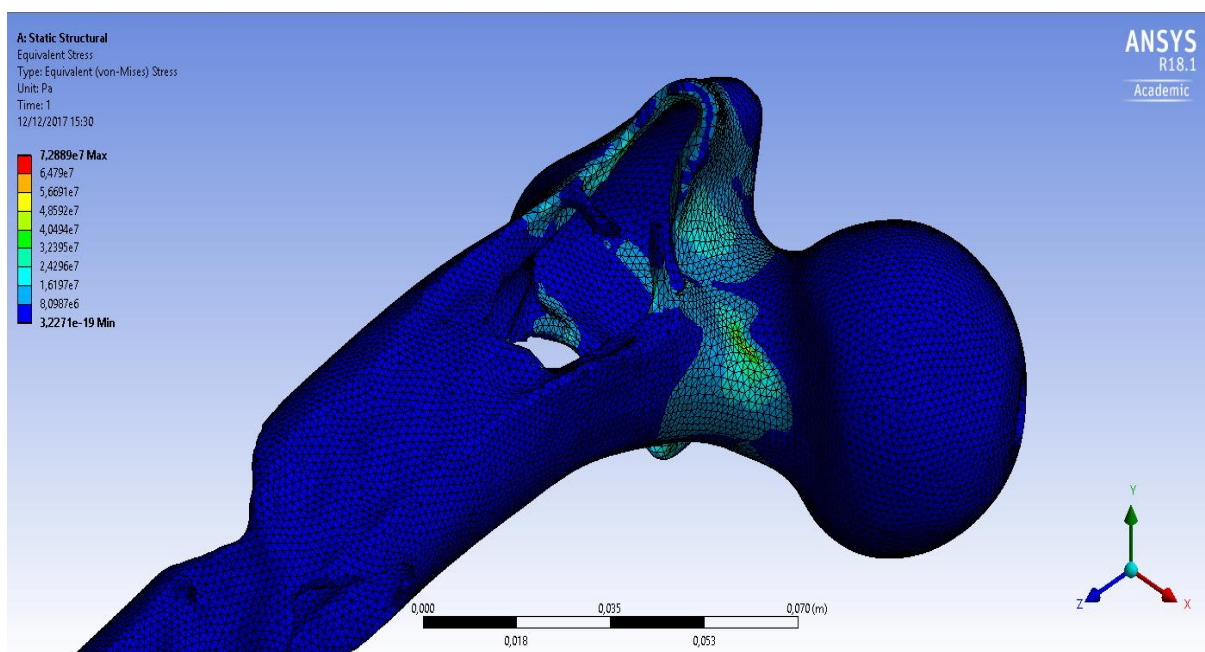


Figura 5.2.2 Região superior de análise de tensões – HAP



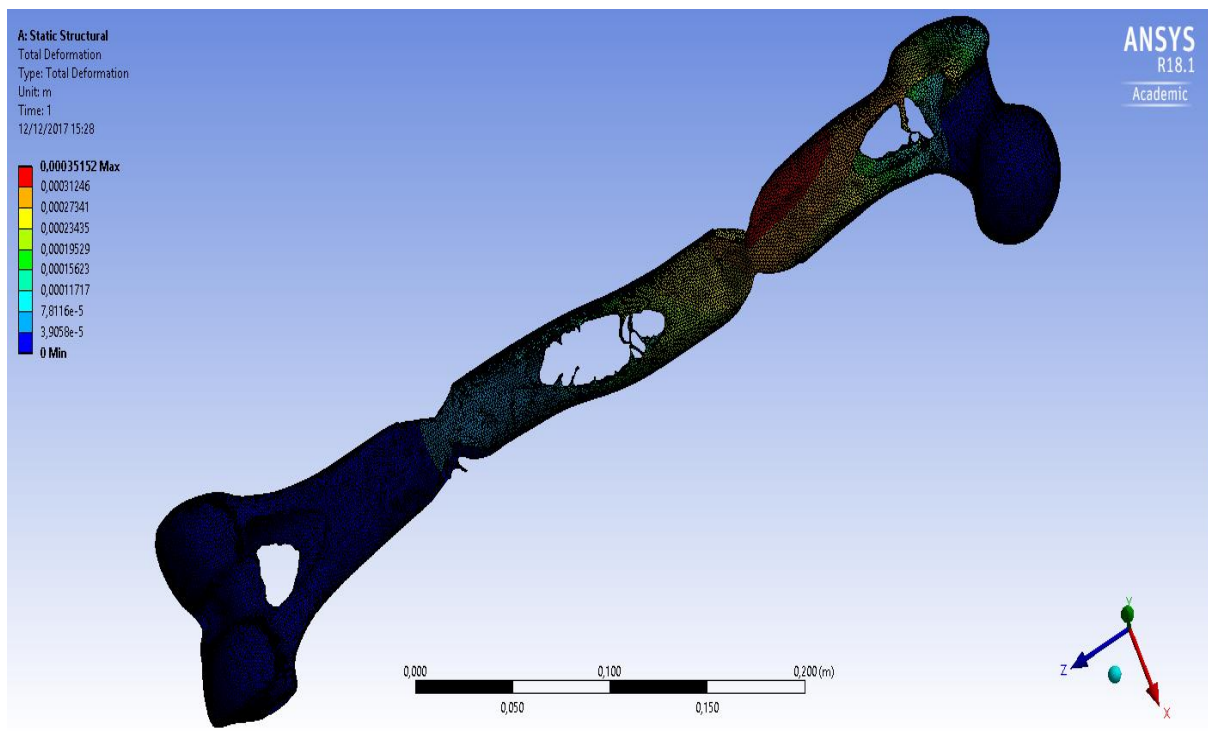


Figura 5.2.3 Deformações aplicadas por cargas aplicadas - Vista total

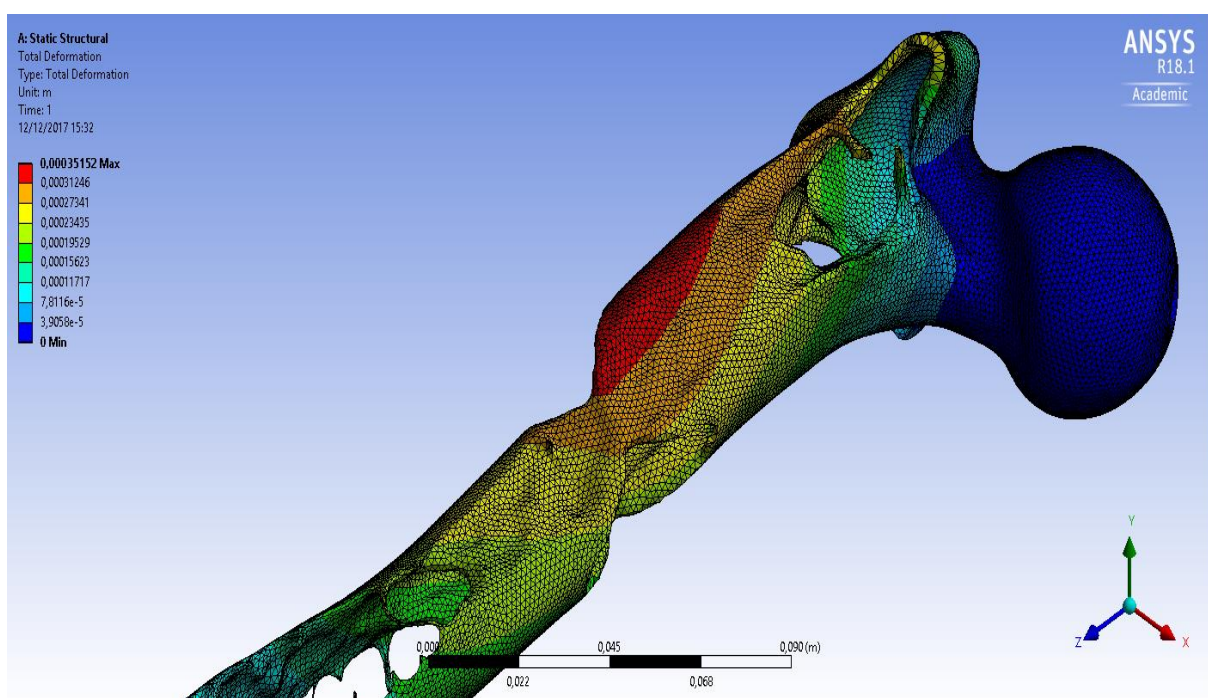


Figura 5.2.4 Regiões de maiores deformações causadas pelas forças aplicadas - Vista ISO

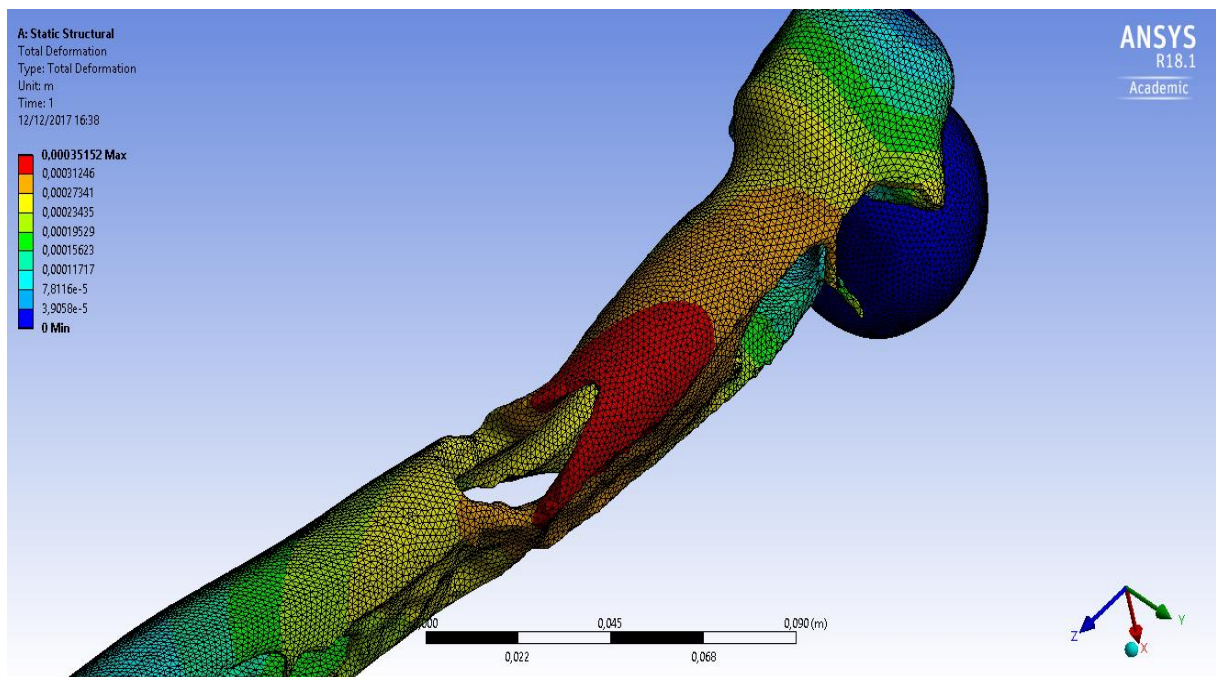


Figura 5.2.5 Regiões de maiores deformações causadas pelas forças aplicadas - Vista posterior

## 6. CONCLUSÕES E PROPOSTA

Após todo desenvolvimento, alguns pontos se mostraram muito relevantes.

O primeiro comentário que deve ser mencionado é o fato da otimização topológica ser uma ferramenta muito poderosa, contudo o foco do projeto precisa ser considerado. O presente trabalho visava uma possível aplicação prática da geometria gerada. Por esta razão, ao longo do processo de otimização, foram necessárias diversas combinações de forças para que o resultado se enquadrasse em algo minimamente orgânico e utilizável do ponto de vista médico.

Quando aplicadas simplesmente as forças atuantes no fêmur no modelo, a solução gerada era uma casca com muitas imperfeições. Por se tratar de uma geometria não natural, a solução “óbvia” não era aceitável. A partir de então, entender quais combinações de carregamentos levariam a um resultado como uma geometria minimamente treliçada ou com pilares, foi o grande desafio do projeto.

Por isso, ficou claro que ao iniciar qualquer estudo de otimização topológica, é necessário que tenha em mente qual é o objetivo do projeto. Entender apenas a geometria gerada e os motivos daquele resultado ou a busca de uma geometria apropriada para determinada aplicação. Esta ponderação pode mudar completamente o modo que o estudo é conduzido.

O estudo foi feito com base em um material inovador, contudo, um possível estudo poderia ser feito com materiais já utilizados em próteses presentes no mercado. Análises modais também seriam interessantes, para compreender as frequências naturais da peça.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRAFICAS

- [1] TAYLOR, M. E.; TANNER, K.E.; FREEMAN, M. A. R.; YETTRAM, A. L.; **“Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending?”** - Med. Eng.Phys. Volume 18, No 2, pp122-131,1996.
- [2] JAMES M. ;BARRY J. GOODNO, **Mecânica dos Materiais**. Tradução da 7ª ed. norte-americana.
- [3] OLIVEIRA, D. K. S.; DOS SANTOS, V. H. D.; **“Análise de tensões de hastes intramedulares em fêmur humano.”** - 2016. Projeto final (Graduação) – Centro Federal de Educação Suckow da Fonseca, Rio de Janeiro. Orientador: Paulo Pedro Kenedi.
- [4] GUEDES, J. A. S.; **“Estudo numérico e experimental da biomecânica do fêmur intacto e com prótese de anca inserida.”** - (Mestrado Engenharia Biomédica) – Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Orientador: José Antônio de Oliveira Simões.
- [5] Planos anatômicos – Acessado em 15/11/2017. Disponível em: <https://www.auladeanatomia.com/novosite/generalidades/planos-anatomicos/>
- [6] Doenças Reumáticas – Osteoartrose – Acessado em 10/11. Disponível em: <http://reumatorj.com.br/publica/reumatismo/artrose/>
- [7] Estudo radiográfico dos aspectos anatômicos do fêmur proximal dos adultos brasileiros – Acessado em 09/10/2017. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S010236161400157X#fig0005>
- [8] Titanium, Ti – Acessado em 11/11/2017. Disponível em: <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=66a15d609a3f4c829cb6ad08f0dafc01>
- [9] Calcium Hydroxyapatite,  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  – Acessado em 11/11/2017. Disponível em: <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=e1654c43ab994d7fab5e0f9aabe4dddc>
- [10] Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. Acessado em 10/11/2017. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/dpress/v11n2/a06v11n2>
- [11] Tecido conjuntivo. Acessado em 10/11/2017. Disponível em: <http://www.ufrgs.br/livrodehisto/pdfs/3Conjunt.pdf>

[12] ABNT NBR 16514-1:2016 - **Implantes para ortopedia — Análise por elementos finitos Parte 1: Hastes femorais de quadril metálicas com cabeça modular**

[13] FARIAS, H. S. T.; BORGES, Q. V.; de SOUZA, S. E.; MIKI, N.; ABDALA, F.; **“Radiographic study on the anatomical characteristics of the proximal femur in Brazilian adults”**. (5 December 2013).

[14] KENEDI, P.P.; Vignoli, L. L. **“An osteosynthesis plate analytical model”** – Accepted 5 July 2016.

[15] JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J.; **“ Histologia Básica”** , 535, 11ª edição, Editora Guanabara Koogan S.A., Rio de Janeiro, 2008;

[16] TORTORA, G. J., **“Corpo Humano – Fundamentos de Anatomia e Fisiologia”**, 618, 4ª edição, Editora ArtMed, Porto Alegre, 2000.