

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
COORDENAÇÃO DE ENGENHARIA MECÂNICA
CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA

ROSIMEIRE SOUZA DA COSTA

ANÁLISE BIOMECÂNICA DE PRÓTESE FEMORAL

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

PATO BRANCO

2017

ROSIMEIRE SOUZA DA COSTA

ANÁLISE BIOMECÂNICA DE PRÓTESE FEMORAL

Trabalho de Conclusão de Curso de graduação, apresentado à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2, do Curso de Engenharia Mecânica da Coordenação de Engenharia Mecânica – COEMEC – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, Câmpus Pato Branco, como requisito parcial para obtenção do título de Engenheira Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Fábio Rodrigo Mandello Rodrigues

PATO BRANCO

2017

FOLHA DE APROVAÇÃO

Análise biomecânica de prótese femoral

Rosimeire Souza da Costa

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação apresentado no dia 08/06/2017 como requisito parcial para a obtenção do Título de Engenheira Mecânica, do curso de Engenharia Mecânica do Departamento Acadêmico de Mecânica (DAMEC) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Câmpus Pato Branco (UTFPR-PB). O candidato foi arguido pela Banca Examinadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação, a Banca Examinadora julgou o trabalho **APROVADO**.

Profa. Dra. Maria Nalu Verona Gomes
UTFPR – Departamento de Mecânica

Prof. Me. Roberto Nunes da Costa
UTFPR – Departamento de Mecânica

Prof. Dr. Fábio R. Mandello Rodrigues
(UTFPR)
Orientador

Prof. Dr. Bruno Bellini Medeiros
Responsável pelo TCC do Curso de Eng. Mecânica

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a minha família pelo incentivo, apoio moral e financeiro e principalmente por nunca desistirem e nem desacreditarem de mim. Vocês são a base de tudo para mim.

Segundo gostaria de agradecer aos queridos professores, principalmente meu orientador Fábio Rodrigo Mandello Rodrigues, do curso de Engenharia Mecânica do campus Pato Branco, que me auxiliou com conselhos e conhecimentos ao longo da carreira acadêmica.

E por fim, gostaria de agradecer os que duvidarem de mim. Estes contribuíram, e muito, na minha motivação para a finalização do curso.

EPÍGRAFE

“Antes tarde do que nunca...”

LISTA DE FIGURAS

Fig. 1 Alguns tipos de próteses disponíveis.....	3
Fig. 2 Representação esquemática da interação fêmur/quadril.....	4
Fig. 3 Representação da variação da angulação do pescoço de uma prótese de quadril.....	5
Fig. 4 Anatomia do osso de fêmur.....	6
Fig. 5 Representação da distribuição das cargas aplicadas no fêmur.....	7
Fig. 6 Representação da transferência de carga antes e após o implante.....	9
Fig. 7 Desenho esquemático da prótese final de quadril para os três tipos diferentes de material.....	14
Fig. 8 Representação da simulação feita com suas condições de contorno e força aplicada.....	15
Fig. 9 Modelo base de ensaio para prótese de quadril.....	16
Fig. 10 Análise feita para prótese de aço 316L.....	17
Fig. 11 Análise feita para prótese de liga de titânio Ti-6Al-4V.....	17
Fig. 12 Análise feita para prótese de Hidroxiapatita.....	18

RESUMO

COSTA, Rosimeire Souza da. Compartilhamento da informação e do conhecimento em análise de prótese femoral por elementos finitos. 2017. 32 f. Trabalho de Conclusão de Curso– Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Pato Branco, 2017.

As próteses são indicadas nos casos em que algum membro do corpo humano deixa de realizar sua função, seja por acidente, doenças ou deficiência física. Para amenizar esta situação, estudos feitos com o auxílio da biomecânica, medicina e engenharia de materiais seguem avançando para assim, facilitar a escolha do material mais adequado através da melhor biocompatibilidade e propriedades mecânicas. O trabalho em questão avaliou o comportamento de próteses femorais com relação a variação de seu material através de simulações feitas por análise de elementos finitos o qual determinou a prótese que apresentou melhores resultados de transferência da força quando submetida a uma determinada carga encontrada na literatura. Dos três materiais selecionados o que respondeu melhor a carga solicitada sem danificar o osso com a transferência de tensão da prótese para o osso implantado foi a Hidroxiapatita. Dentre os tipos de próteses que existem, o presente trabalho pretende avaliar o comportamento de uma prótese de fêmur, quando necessário, coletando informações sobre prótese de quadril com o intuito de que esta possa contribuir de forma positiva no desenvolvimento do trabalho.

Palavras-chave: prótese femoral, materiais, biomateriais, elementos finitos.

ABSTRACT

COSTA, Rosimeire Souza da. Information and knowledge sharing in femoral prosthesis analysis by finite elements. 2017. 33 f. Course Conclusion Article/Paper – Mechanical Engineering, Federal Technological University of Paraná. Pato Branco, 2017.

Prostheses are indicated when a member of the human body stops performing its function, whether by accident, illness or physical disability. To mitigate this situation, studies made with the aid of biomechanics, medicine and materials engineering keep progressing to facilitate the choice of the most appropriate material through the best biocompatibility and mechanical properties. The present paper intends to evaluate the behavior of femoral prostheses in relation of the material's variation through simulations made by analysis of finite elements in order to establish which prosthesis will present better results when submitted to a certain load found in the literature. Among the types of prostheses that exist, the present paper intends to evaluate the behavior of a femoral prosthesis, when necessary, collecting information about hip prosthesis that may contribute positively to the development of the work.

Key-words: Femoral Prosthesis, Materials, Biomaterials, Finite Element.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Objetivos gerais e específicos	2
2 REVISÃO DA LITERATURA	3
2.1 Prótese	3
2.2 Biomateriais	8
2.3 Métodos de elementos finitos	11
3 METODOLOGIA	13
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	14
4.1 Modelagem tridimensional	14
4.2 Análise pelo método de elementos	15
4.3 Análise de tensões	17
5 CONCLUSÕES	19
REFERÊNCIAS	20

1 INTRODUÇÃO

Devido há alguns picos de cargas que nosso corpo fica submetido nas atividades corriqueiras, associado com acidentes domésticos que na maioria das vezes ocorre com a população de idade mais avançada é natural que dores permanentes ou até mesmo fraturas expostas apareçam. Acidentes de trânsito também são acontecimentos que contabilizam, quando resultam em fraturas, que possam vir a obstruir algum órgão com função importante no corpo humano. Para o caso de determinadas fraturas ósseas a solução mais adequada é a busca por implantes.

Próteses também podem ser indicadas em situações de amputações. Nestes casos são indicadas prótese externas, que assim como as internas, possuem a função de substituir um órgão com a finalidade de tentar devolver a realização de tarefas ao órgão obstruído.

Com um melhor entendimento do comportamento de determinados materiais quando submetidos a determinadas cargas assim como o entendimento dos resultados obtidos por métodos de elementos finitos, poder-se-á determinar, independentemente da situação, qual a prótese que apresentará maior longevidade com melhores propriedades mecânicas.

No intuito de buscar sempre o bem-estar e melhoria da qualidade de vida da sociedade, a engenharia procura através dos seus estudos e pesquisa juntamente com o auxílio do avanço da tecnologia trazer para a realidade próteses com as melhores propriedades para que as mesmas se tornem cada vez mais eficazes.

Este trabalho é dividido em cinco capítulos. O Capítulo 1 que apresenta um direcionamento inicial dos pontos a serem abordados, o Capítulo 2 que mostra diferentes tipos de próteses femorais, biomateriais e cargas envolvidas, o Capítulo 3 apresenta a metodologia a ser utilizada. No Capítulo 4 estão presentes os resultados bem como os valores numéricos necessários para a seleção da prótese proposta e por fim o Capítulo 5 apresenta as discussões finais bem como sugestões de estudos futuros.

1.1 Objetivos gerais e específicos

O objetivo geral deste trabalho é analisar a biomecânica de uma prótese de fêmur utilizando diferentes materiais de próteses. O objetivo geral pode ser definido pelos seguintes objetivos específicos:

1. Modelar tridimensionalmente prótese;
2. Estudar a biomecânica de forças atuantes;
3. Simular numericamente através do método dos elementos finitos para a determinação de esforços e tensões resultantes;
4. Obter os dados comparativos dos resultados e analisar com os da literatura.

2 REVISÃO DA LITERATURA

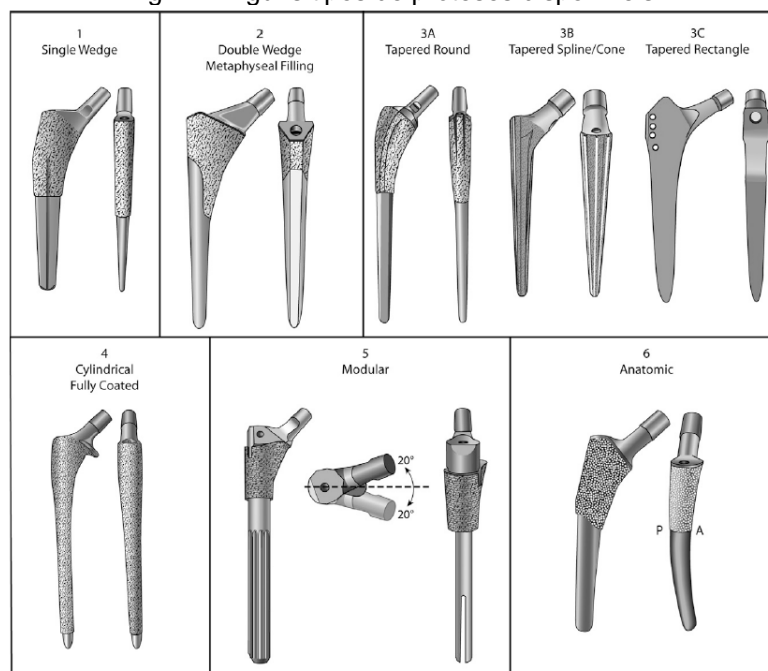
2.1 Prótese

Conforme estabelecido pela Agência Nacional de Saúde Suplementar (2014) “Prótese é entendida como qualquer material permanente ou transitório que substitua total ou parcialmente um membro, órgão ou tecido” (AGÊNCIA NACIONAL DE SAÚDE SUPLEMENTAR, 2014).

Indivíduos da sociedade que necessitam de próteses podem carregar também problemas psicológico e sociais. Pensando nisso, a medicina procura sempre avançar em seus estudos, no que diz respeito a próteses, para proporcionar maior longevidade juntamente com melhor qualidade de vida a seus pacientes (SOUZA M., 2011).

Dentre as próteses que podem ser oferecidas, existe a Artroplastia Total de Quadril, também conhecida como ATQ, que consiste na substituição da articulação, desgastada ou danificada, do quadril por componentes metálicos, poliméricos e/ou cerâmicos (INSTITUTO AFONSO FERREIRA ORTOPEDIA E FISIOTERAPIA, 2016). A Fig. 1 demonstra os tipos de próteses fornecidas no mercado, as quais podem variar sua geometria ou fabricação, de acordo com as necessidades do paciente.

Fig. 1 – Alguns tipos de próteses disponíveis.



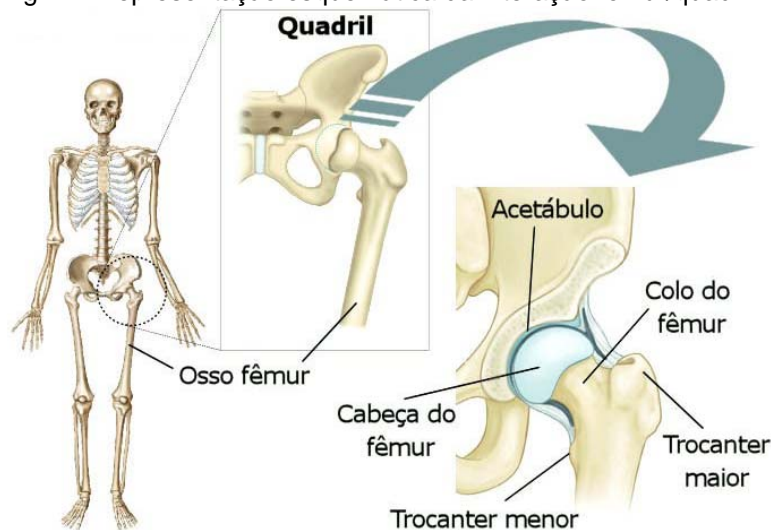
Fonte: KHANUJA, 2011.

A Artroplastia Total de Quadril é composta por duas partes: acetábulo e fêmur, conforme mostrado na Fig. 2. Quando existe um grande desgaste entre essas partes a dor durante atividades cotidianas se faz presente. Para cada caso existe um tipo de prótese, porém é de extrema importância avaliar os esforços que cada qual sofrerá (HATEM, 2016).

Os ossos que compõem o esqueleto humano possuem dois tipos de tecidos: o cortical (ou compacto) e o trabecular (esponjoso). A diferença entre estes tecidos é que o primeiro se apresenta mais duro e resistente já o segundo tecido é mais mole, poroso e menos resistente que o primeiro (STROHAECKER, 2008). Logo o material escolhido para servir de prótese para um implante de ATQ deverá ter propriedades mecânicas que melhor se aproximem da densidade, elasticidade, e resistências de ambos os tecidos.

O contato entre a cabeça femoral e o acetábulo, visto na Fig. 2, que fica no osso da bacia, possui a função de sustentar o peso do corpo nas diversas atividades realizadas no dia-a-dia (SILVA, 2016).

Fig. 2 – Representação esquemática da interação fêmur/quadril.



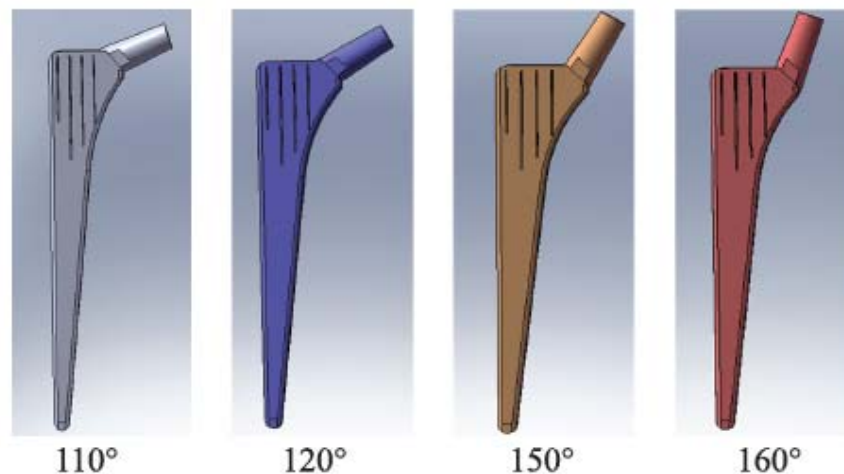
Fonte: ROSA, 2013.

A tensão aplicada ao longo da haste/osso, materiais para biocompatibilidade e resistência assim como geometria, são variáveis que ajudam na escolha da melhor prótese cuja qual apresentará maior longevidade e qualidade (SABATINI e GOSWAMI, 2008).

Para o bom desempenho da prótese de fêmur, deve-se levar em consideração a sua resistência a fratura, geometria, intensidade e orientação de forças aplicadas, distribuição de cargas, atrito entre acetábulo e cabeça femoral do mesmo modo como é feito para a prótese de quadril (FONSECA et al, 2010).

No estudo realizado por Spinelle *et al.* (2012), existe uma relação entre a angulação do pescoço da prótese e a distribuição da força aplicada na mesma, como é mostrado na Fig. 3, pois é esta força que será transmitida ao osso implantado. O autor também comenta que essa variação de ângulo vai de 110 a 160° e a escolha correta deste ângulo varia para cada paciente.

Fig. 3 - Representação da variação da angulação do pescoço de uma prótese de quadril

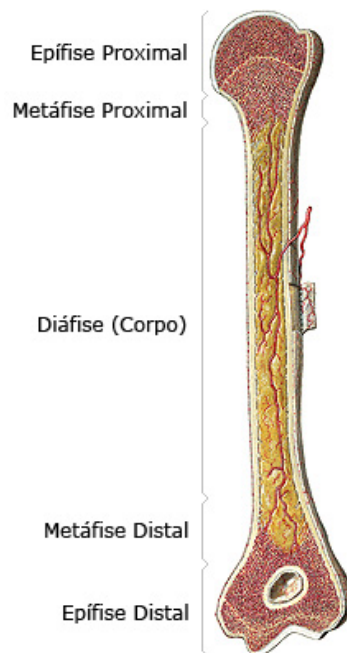


Fonte: SPINELLI *et al.*, 2012.

Podemos levar em consideração também que pequenas alterações na geometria do implante podem influenciar grandemente na distribuição das cargas geradas (KAYABASI; ERZINCANLI, 2005).

Segundo Yildiz *et al.* (1996) “tensão normal em relação à superfície do implante contribui para as mais altas concentrações de tensão nas extremidades proximal e distal do implante”. Em outras palavras, a área de maior probabilidade de fratura será a região próxima do contato entre a cabeça do fêmur e a acetábulo. A Fig. 4 representa as regiões do osso do fêmur.

Fig. 4 – Anatomia do osso de fêmur.



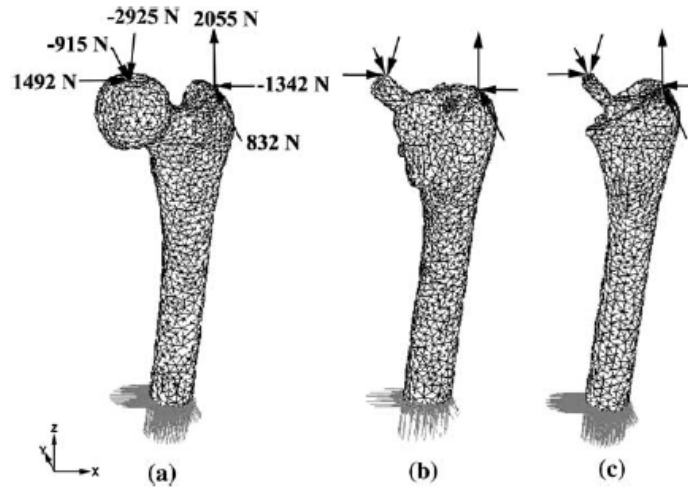
Fonte: FERNANDES, 2013.

De acordo com estudos feitos por Santiago Junior *et al.* (2013), as tensões limites de compressão suportadas pelo osso vão de 72 a 76 MPa, já para tensão de tração esses limites variam de 140 a 170 MPa (SANTIAGO JUNIOR *et al.* 2013). Portanto o material selecionado deverá ter as tensões limites citadas para tração e compressão, pois estas serão transmitidas diretamente para o osso, tendo em vista que, a prótese será implantada diretamente no fêmur.

Com base nessa informação, os materiais indicados para reduzir as tensões na extremidade distal seriam cobalto-cromo ou aço inoxidável. Já para amenizar picos de tensão na região proximal pode-se utilizar ligas de titânio (SABATINI e GOSWAMI, 2008).

A Fig. 5 refere-se a um estudo feito por Tai *et al.* (2003) que analisou a influência das cargas de tração e compressão em um osso de fêmur substituindo-se somente a cabeça do mesmo e variando o número de parafusos para fixação. Neste estudo, foram aplicadas forças de tração (flechas apontadas para cima) e de compressão (flechas apontadas para baixo) para verificar o comportamento de osso para tração e flexão (TAI *et al.*, 2003).

Fig. 5 - Representação da distribuição das cargas aplicadas no fêmur.



Fonte: TAI *et al.*, 2003.

O material utilizado para o estudo de Tai *et al.* (2003) foi uma liga de Co-Cr (cromo-cobalto). O estudo verificou que o aparato fixado eliminou o efeito de *Stress Shielding*.

Tal fenômeno diz respeito a perda óssea devido ao implante, ou seja, a partir do momento em que a prótese é fixada no interior do osso as cargas aplicadas do peso corporal são direcionadas ao implante fazendo com que a sollicitação mecânica para o osso seja reduzida e conseqüentemente uma atrofia no osso apareça (POLESELLO, 2017).

Após a inserção da prótese de fêmur nota-se a existência da transferência de carga da mesma para o osso, porém de uma maneira diferente em relação ao osso intacto. Dessa forma, a carga aplicada no implante será conduzida, mesmo que de forma relativa, para o osso (SIMÕES, 1998). Isto diz que a análise da simulação tende a avaliar a importância dessa transferência para o osso.

Pode-se dizer que prótese mais adequada é aquela que possui o material que desempenha melhor suas propriedades mecânicas juntamente com a uma boa compatibilidade o que ainda é um desafio a ser quebrado pela medicina/engenharia (CHOHFI *et al.*, 1997).

2.2 Biomateriais

Biomateriais são substâncias ou misturas, de origem sintética ou natural, utilizados em sistemas biológicos para restaurar funções comprometidas por processos degenerativos ou traumatismos, em forma de implantes, aparelhos ou sistemas (TURRER e FERREIRA, 2007).

Em outras palavras, os biomateriais podem ser entendidos como tudo aquilo que de modo contínuo ou intermitente, entra em contato com fluidos corpóreos, mesmo que esteja localizado fora do organismo (PARK e LAKES, 1979).

Os biomateriais são indicados para substituição de ossos e devem possuir boas propriedades físicas e biológicas para que consigam uma aceitação positiva do órgão hospedeiro. Quando um tecido ou órgão não rejeita o biomaterial implantado dizemos que este possui boa biocompatibilidade (WILLIAMS, 1987).

A biocompatibilidade possui um grau muito aceitável quando, além de ser aceito pelo órgão hospedeiro, também tiver capacidade suficiente para suportar as cargas exigidas no local do implante (ARAÚJO e COUTO, 2017).

Os materiais sintéticos usados para substituição de ossos podem ser metais, polímeros, compósitos, cerâmicas e vidros (KAWASHI *et al*, 2000).

Para a escolha correta do biomaterial deve-se levar em consideração além da sua biocompatibilidade, sua resistência à corrosão, disponibilidade, custo assim como propriedades mecânica, como por exemplo, rigidez, ductilidade, fluência e fadiga (COSTA, 2015).

Para próteses totais ou parciais e também para implantes dentários, os biomateriais mais indicados são metais e ligas como por exemplo aços inoxidáveis, titânio puro ou ligas de titânio, e ligas a base de cobalto. Estes são mais indicados pois apresentam melhor comportamento para suporte de cargas (AMATO, 2014).

No caso das ligas de titânio, as características que o fazem ser mais atrativo para a área da biomecânica, são: baixo módulo de elasticidade, elevada resistência a corrosão, baixa massa específica, mais comumente encontrada no mercado e também seu custo acessível quando comparado a outros materiais (XAVIER, 2014; COSTA, 2015).

Seguindo a norma NBR ISO 5832-1, implantes feitos de aço inoxidável devem apresentar a maior quantidade possível da fase da microestrutura austenita e a

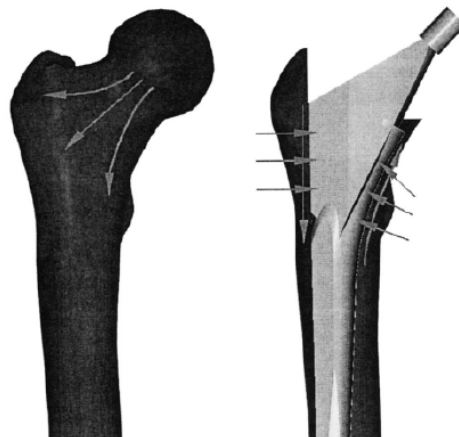
mínima presença de ferrita delta pois esta reduz a resistência a corrosão e também se apresenta como ferro-magnética o que aumenta a permeabilidade magnética do aço inoxidável (ARAÚJO e COUTO, 2017).

Outro material que também pode ser utilizado para próteses e implantes são as apatitas e alguns materiais relacionados a fosfatos de cálcio. Um exemplo que pode ser citado de fosfato de cálcio seria a hidroxiapatita (HA), que possui fórmula química igual a $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. O que demonstra interesse neste material seria sua boa compatibilidade e aproximação química presente entre minerais de fosfato de cálcio e apatita e os tecidos ósseos e dentário (J.C, 1994).

Para as ligas de aço inoxidável as características que selecionam este material para produção de próteses são: baixo custo e maior disponibilidade de material. Já para as ligas de titânio as características que o selecionam com bom material são: menor módulo de elasticidade, boa biocompatibilidade e melhor resistência a corrosão. No caso da HA as propriedades atrativas para a ortopedia são: excelente biocompatibilidade, bioatividade, não toxicidade e osteoindutividade (LONG, 1998; HOGAKI e YAMASHITA, 2003; PRAMANIK e KAR, 2013).

Para avaliação de resultados leva-se em consideração a teoria de energia de cisalhamento, ou também conhecida como teoria da distorção máxima, que diz que um material maleável começa a ceder onde a tensão de Von Mises se torna a tensão limite de resistência (SOUZA A. *et al.*, 2011). Esta teoria será utilizada no trabalho com o intuito de avaliar qual material irá ceder no valor mais próximo do seu limite de escoamento. A Fig. 6 representa a forma como a carga aplicada é redistribuída após o implante da prótese.

Fig. 6 – Representação da transferência de carga antes e após o implante.



Fonte: STROAECKER, 2008.

Para amenizar o efeito de *Stress Shielding*, deve-se procurar um material que não tenha uma rigidez muito elevada pois a maior parte da carga aplicada será absorvida pela prótese e posteriormente transmitida para o osso (SIMÕES, 1998).

Deve-se dar maior atenção para implantes com materiais de alto módulo de elasticidade pois estes apresentam maior concentração de tensão na extremidade distal do fêmur. Em contrapartida, próteses com materiais de baixo módulo de elasticidade mostram picos de tensão na extremidade proximal (HUISKES, 1991).

É de extrema importância para um engenheiro compreender os tipos de processamento, analisar projetos assim como possuir a capacidade de avaliar ou desenvolver novos materiais. De uma forma geral, os estudos da engenharia em conjunto com a medicina estão buscando uma forma de poder conciliar biomaterial, propriedades mecânicas, biocompatibilidade, custos e projeto de modo que consigam obter uma prótese que desempenhe o melhor possível sua função (SOUZA, 2010).

2.3 Métodos de elementos finitos

Entre os avanços tecnológicos criados para melhorias nos estudos científicos, um dos mais poderosos é o método de elementos finitos (MEF). Este se torna fundamental para progresso de pesquisas pois é uma ferramenta que gera resultados em menor tempo e também poupa ensaios destrutivos repetidas vezes. No que diz respeito a área da biomecânica os softwares que trabalham com análise por elementos finitos possuem grande importância devido ao fato de poderem ser realizadas inúmeras simulações, variando-se cargas, direções de forças, alterando a geometria dos implantes, e tudo isso sem danificar corpos de provas e com resultados mais rápidos (ASGARI *et al*, 2004).

Uma geometria pré-determinada é subdividida em pequenos elementos que são conectados entre si por pontos denominados de nós ou pontos nodais. O conjunto de todos os nós envolvidos se nomeia malha que podem ser de forma triangular, quadrilateral entre outras. Dessa forma um número infinito de variáveis desconhecidas se torna limitado pelos elementos definidos (ESSS, 2016).

Esta subdivisão da geometria permite a resolução de problemas complexos de modo mais rápido e eficiente através de computadores que conseguem resolver de forma mais aproximada do resultado real por métodos numéricos. A precisão da análise se dá por quantidade de nós e elementos presente e também pelo tamanho e tipos de malhas assumidos (ESSS, 2016).

Primeiramente a geometria desejada deve ser feita através de um software de Desenho Auxiliado por Computador, ou também conhecido como CAD. Em seguida, esta geometria é transferida para um segundo software de MEF para que dessa forma possam ser gerados os elementos com seus nós e também possa ser escolhida a malha que se deseja e por fim obter resultados das variáveis requeridas. Em resumo, independente do campo de análise e da complexidade do projeto, as etapas para simulações em softwares de MEF caminham conforme citado anteriormente (SOUZA, 2010).

Para o desenvolvimento de produtos biomecânicos, como por exemplo próteses médicas, é de grande importância a realização de simulações e modelagens pois estes representarão a substituição de uma parte do organismo. Através dos resultados obtidos das próteses nas simulações pode-se avaliar seu comportamento

mecânico e quando necessário realizar otimizações no projeto para assim ter a certeza de que o produto final será satisfatório (HAYASAKI e SOUSA, 2006).

3 METODOLOGIA

Foi realizada uma pesquisa com base em artigos, teses de mestrado, livros, apostilas, entre outras referências, sobre biomateriais, prótese femoral, geometrias de próteses femoral, tensões em osso-implante, propriedade mecânica dos materiais assim como análise por elementos finitos para acrescentar conhecimento e também tentar garantir um resultado positivo e satisfatório para a pesquisa.

A ferramenta computacional escolhida para “dar vida” a prótese foi o Autodesk Inventor, com este, pode-se determinar a geometria desejada. A segunda ferramenta utilizada foi o Ansys Workbench, através deste software pode-se determinar quais foram os pontos críticos encontrados para a carga solicitada. Desta forma os resultados obtidos chegaram mais próximos possíveis da realidade.

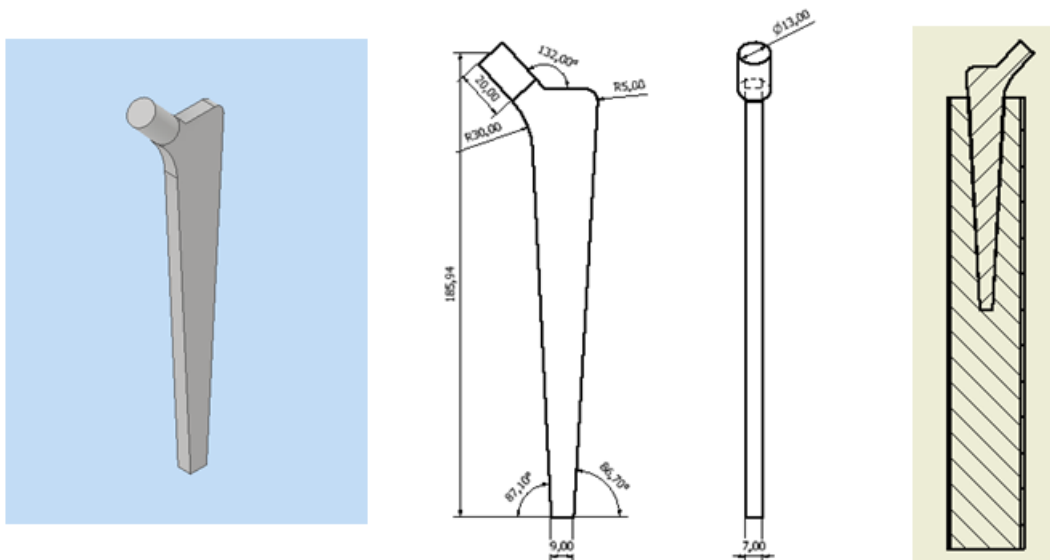
Após a modelagem tridimensional, foram aplicadas cargas baseadas na literatura a fim de se verificar entre três materiais aquele que melhor se adequa ao uso da prótese femoral proposta, ou seja, o material que menos danifica o osso de acordo com a transferência de carga do implante para o osso.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Modelagem tridimensional

A prótese base utilizada para análise do trabalho foi modelada no Autodesk Inventor de acordo com o que foi citado pela pesquisa de Spinelle *et al.* (2012). A Fig.7 representa o modelo, geometria, e forma de fixação da prótese escolhida para ensaios. Para este estudo foram analisadas próteses com três tipos diferentes de material, são eles: liga de titânio (Ti6Al4V), aço inoxidável (SS 316L) e a cerâmica Hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$).

Fig. 7 - Desenho esquemático da prótese final de quadril para os três tipos diferentes de material.



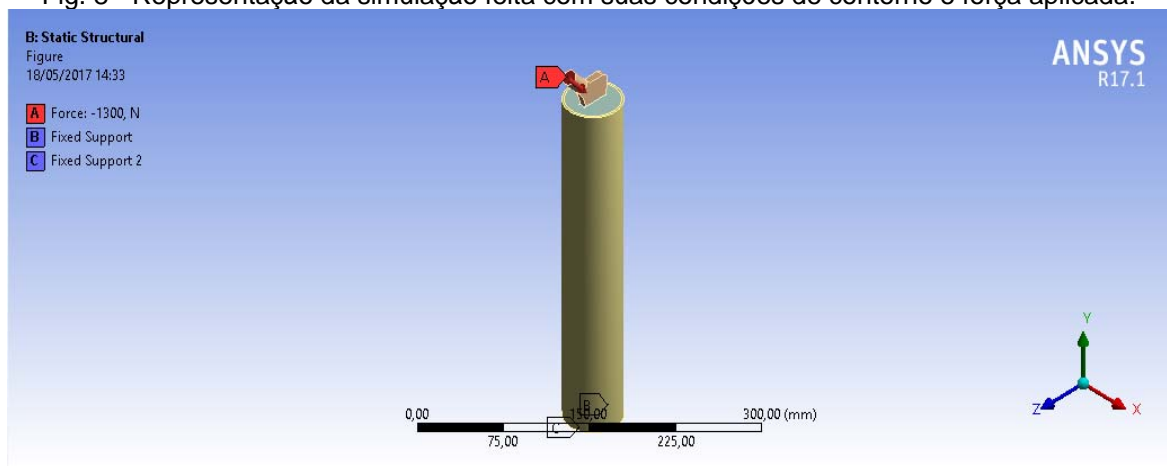
Fonte: AUTOR.

4.2 Análise pelo método de elementos

A prótese em questão foi então inserida em um bloco cilíndrico que tinha com finalidade representar a prótese implantada no osso do fêmur para uma avaliação mais real de seu comportamento quando submetido as tensões aplicadas.

A Fig. 8 representa a prótese em um software específico para coleta de dados por análise de elementos finitos.

Fig. 8 - Representação da simulação feita com suas condições de contorno e força aplicada.



Fonte: AUTOR.

O módulo de elasticidade usado para cada tipo de material foi adotado de acordo com o trabalho de Oshkour *et al.* (2014), que estabeleci o valor de acordo com a tabela 1:

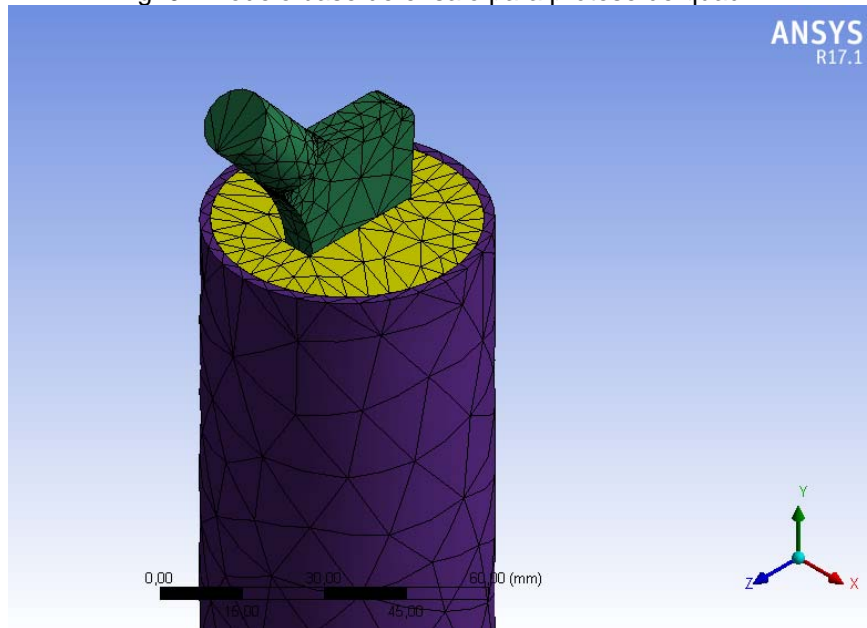
Tabela 1 – Dados de módulo de elasticidade de cada material.

Material	Plano	E(GPa)
Osso Cortical	xx	11.5
	yy	11.5
	zz	17
Osso esponjoso	-	2.13
Hidroxiapatita (HA)	-	10
Liga de Titânio (Ti)	-	110
Aço inoxidável (SS 316L)	-	220

Fonte: OSHKOUR *et al.* (2014).

A Fig. 9 mostra a malha tetraédrica escolhida para análise assim como a prótese implantada no osso. A malha possui 6208 elementos e 11962 nós.

Fig. 9 - Modelo base de ensaio para prótese de quadril.



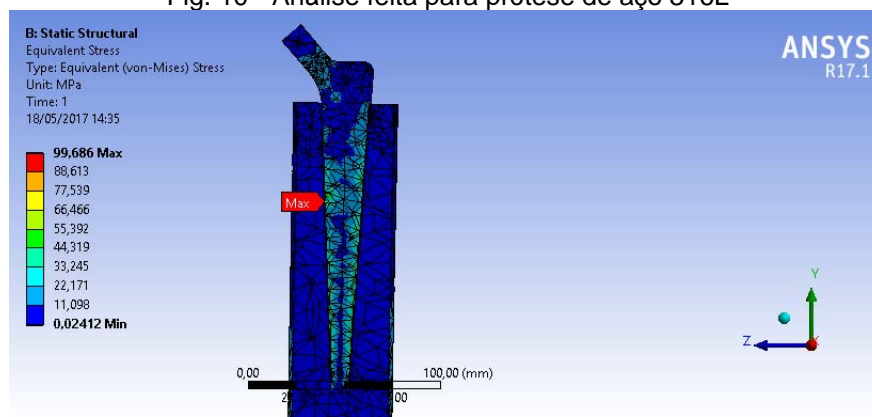
Fonte: AUTOR.

O desenho representativo da Fig. 9 serviu como base para os testes feitos durante as análises para as próteses com os materiais já citados.

4.3 Análise de tensões

Para cada material selecionado foram realizadas análises de tensão. A carga aplicada para cada caso foi de compressão com um valor de 1300N. Na Fig. 10 pode-se notar que para o material de aço 316L a tensão mínima transmitida para o osso foi 0,02412 MPa e a tensão máxima encontrada foi de 99,686 MPa.

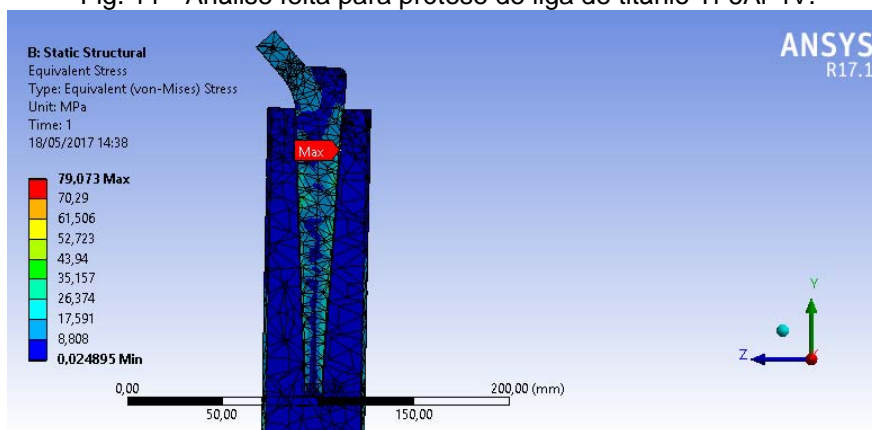
Fig. 10 - Análise feita para prótese de aço 316L



Fonte: AUTOR.

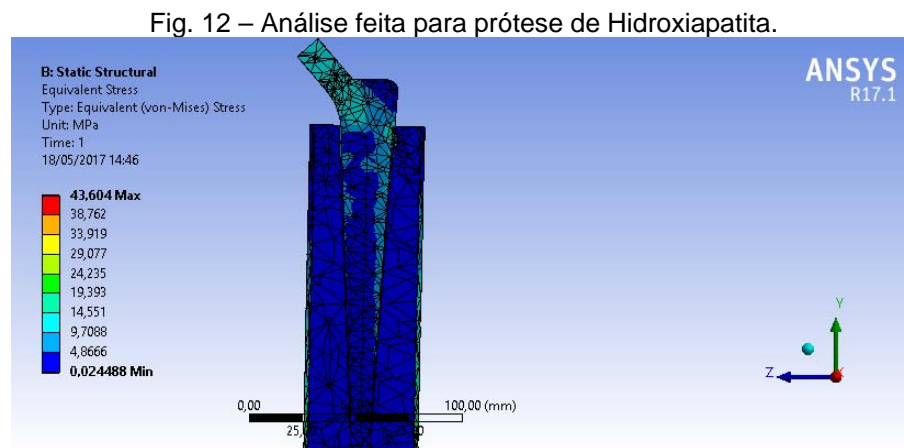
A segunda avaliação foi feita para o material da liga de titânio Ti-6Al-4V. Neste caso, a tensão limite variou entre 0,024895 MPa a 79,073 MPa conforme representado na Fig. 11.

Fig. 11 - Análise feita para prótese de liga de titânio Ti-6Al-4V.



Fonte: AUTOR.

Por fim o último material, porém não menos importante, Hidroxiapatita. Para esta análise foi encontrada a tensão mínima transferida para o osso no valor de 0,024488 MPa e a tensão máxima transferida para o osso foi 43,604 MPa conforme mostrado na Fig. 12.



Fonte: AUTOR.

A análise de tensões é um dos fatores mais importantes neste tipo de projeto uma vez que tensões elevadas acima do limite fisiológico do osso humano podem causar danos no tecido ósseo, aumentando as chances de rejeição e funcionalidade do dispositivo.

5 CONCLUSÕES

Com a análise feita através do método de elemento finitos pode-se notar que dentre os materiais escolhidos o aço 316L não satisfaz o limite de compressão pois o seu valor de tensão de compressão transferido máxima foi de 99,686 MPa.

A liga de titânio apresentou 79,073 MPa que também ultrapassa o limite de compressão da carga transmitida admitida no osso.

O terceiro material, Hidroxiapatita, mostrou uma carga máxima transmitida de 43,604 MPa e com isso se classificou como material escolhido pois este valor está abaixo do limite de compressão de 72 MPa a 76 MPa, conforme citado na revisão bibliográfica.

Como estudos futuros podem ser propostos novas ligas ou o uso do cimento entre a prótese e o osso bem como otimização de geometria da prótese a fim de se obter novos valores de tensão.

REFERÊNCIAS

ANS, **COBERTURA – ÓRTESE, PRÓTESE E MATERIAIS ESPECIAIS**. Resolução normativa 338/13 art. 19 §2º, 2 de janeiro de 2014. Disponível em: <http://www.ans.gov.br/images/stories/A_ANS/Transparencia_Institucional/consulta_d_espachos_poder_judiciario/2014-ortesesprotesesematespeciais.pdf>. Acesso em: 30 set. 2016.

AMATO, Stephen F.; EZZELL JR, Robert M. **Regulatory Affairs for Biomaterials and Medical Devices**, Editora Woodhead Publishing, Estados Unidos: Elsevier, 2014.

ASGARI, S. A.; HAMOUDA, A. M. S.; MANSOR, S. B.; SINGH, H.; MAHDI, E.; WIRZA, R.; PRAKASH, B. **Finite element modeling of a generic stemless hip implant design in comparison with conventional hip implants**. Editora Elsevier, Malásia, p.2, 2004.

ARAÚJO, Tatiana L. de; COUTO, Antonio Augusto. **ESTUDO DO AÇO INOXIDÁVEL APLICADO COMO IMPLANTE ORTOPÉDICO**. São Paulo, Universidade Presbiteriana Mackenzie.

CHOHFI, Milton; KÖBERLE, Gottfried; REIS, Fernando Baldy dos. **Prótese Metal/metal: uma tendência?**, Revista Brasileira de Ortopedia, v. 32, n.10, p. 760-766, 1997.

COSTA, José Moisés de Oliveira. **Qual a melhor prótese em uma artroplastia total de quadril?**, Goiânia, Revista on-line IPOG: Especialize, v.01, n. 010, p 1-18, 2015.

ESSS, **MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS, O QUE É?**. Disponível em: <<http://www.esss.com.br/blog/2016/01/metodo-dos-elementos-finitos-o-que-e/>>. Acesso em: 25 de outubro de 2016.

FERNANDES, Maria Goreti Antunes. **Análise Biomecânica das Fraturas do Fêmur e Avaliação do Melhor Implante**. Portugal: INTITUTO POLITÉCNICO DE BRAGANÇA, Dissertação de mestrado, 2013.

FONSECA, E. M. M.; MAGALHÃES, B. F. T.; NORONHA, J. K.. **RESISTÊNCIA BIOMECÂNICA DA EXTREMIDADE PROXIMAL EM FÉMURES DO MESMO GÊNERO E DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS**, Portugal: Revista da Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões, v. 18, pg. 63, 2010.

HAYASAKI, Cláudio Luís; SOUSA, Édison A. Capello. **Modelagem de estruturas ósseas e próteses através do método dos elementos finitos**, XIII SIMPEP, Brasil, São Paulo, p. 2, 2006.

HATEM, Dr. Munif. **INDICAÇÕES E RESULTADOS DA PRÓTESE/ARTROPLASTIA DO QUADRIL.** Disponível em: <<http://www.quadrilcirurgia.com.br/indicaccedilotildees---resultados.html>>. Acesso em: 30 set. 2016.

HUISKES, R. **Biomechanics of artificial-joint fixation.** In: Mow VC, Hayes WC, editors. Basic orthopaedic biomechanics. New York: Raven Press Ltd.; 1991.

J.C. Elliot, **STRUCTURE AND CHEMISTRY OF THE APATITES AND OTHER CALCIUM.** Londres: Elsevier Science, edição 1, v.18, 1994.

INSTITUTO AFONSO FERREIRA ORTOPEDIA E FISIOTERAPIA. Disponível em: <<http://www.iafortopedia.com.br/orientacoes-para-pacientes/quadril/>>. Acesso em: 15 outubro de 2016.

KHANUJA, Harpal S.; VAKIL, Jeffrey J.; GODDARD, Maria S., MONT, Michael A. **Cementless Femoral Fixation in Total Hip Arthroplasty.** Baltimore: THE JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY, n. 93, 2011.

KAYABASI, Oguz; ERZINCANLI, Fehmi. **Finite element modelling and analysis of a new cemented hip prosthesis,** ed. Elsevier, Turquia, p. 2, 2005.

KAWASHI, Elizabete Y.; BERTRAN, Celso A.; REIS, Ralpho R. dos; ALVES, Oswaldo L. **BIOCERÂMICAS: TENDÊNCIAS E PERSPECTIVAS DE UMA ÁREA INTERDISCIPLINAR.** Campinas, p. 1, 2000.

PRAMANIK, Sumit; KAR, Kamal K. **Nanohydroxyapatite synthesized from calcium oxide and its characterization,** The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, v. 66, 2013.

LONG, Marc; RACK, H. **Titanium alloys in total joint replacement—a materials science perspective: Biomaterials.** Estados Unidos: Elsevier Science, v.19, 1998.

OHGAKI, Masataka; YAMASHITA, Kimihiro. **Preparation of Polymethylmethacrylate Reinforced Functionally Graded Hydroxyapatite Composites.** Journal of the American Ceramic Society, v. 86, 2003.

OSHKOUR, A.A.; OSMAN, N. A. Abu; BAYAT, M.; AFSHAR, R.; BERTO, F. **Three-dimensional finite element analyses of functionally graded femoral prostheses with different geometrical configurations.** Editora: Elsevier, Revista: Materials & Design, v. 56, 2014.

PARK, Joon B; LAKES, Roderic S. **“Biomaterials, Introduction”**, Plenum Press, Estados Unidos, New York, 1979.

POLESELLO, Dr. Giancarlo. **Próteses não cimentadas**. Disponível em: <<http://www.oquadril.com.br/novo/index.php/proteses-nao-cimentadas/>>. Acesso em: 24 de maio de 2017.

ROSA, Dr. Euvaldo; **FRATURA DO COLO DO FÊMUR | FRATURA DO QUADRIL**. Disponível em: <<http://euvaldorosa.com.br/blog2013/?p=1834>>. Acesso em: 25 de maio de 2017.

SABATINI, Anthony L; GOSWAMI, Tarun. **Hip implants VII: Finite element analysis and optimization of cross-sections**, Estados Unidos: Elsevier Science, ed. 2, p.1-3, 2008.

SANTIAGO JUNIOR, Joel Ferreira; PELIZZER, Eduardo Piza; VERRI, Felipe Ramos; CARVALHO, Paulo Sérgio Perri de. **Stress analysis in bone tissue around single implants with diferente diameters and veneering materials: A 3-D finite element study**. São Paulo: UNESP, Editora Elsevier, 2013.

SILVA, Dr. Paulo., **ARTROPLASTIA TOTAL DE QUADRIL**. Goiânia, p. 1, 2016.

SIMÕES, José Antônio de Oliveira. **Estudo da Componente Femoral de uma Prótese de Anca de Rigidez Controlada**. Portugal, FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DE PORTO, p. 29, 1998.

SOUZA, Adriano José Sorbille de; SILVA, Gilbert da; SOUSA, Eliandra de., **ESTUDO COMPARATIVO DE TENSÕES APLICADAS À CABEÇA DO FEMUR EM UMA PRÓTESE DE QUADRIL ATRAVÉS DE SISTEMA COMPUTACIONAL CONSIDERANDO OS MATERIAIS UTILIZADOS**. Universidade do Vale do Paraíba, Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Brazilian Journal of Biomechanics, p. 25, v.12, nº 22, 2011.

SOUZA, Adriano José Sorbille de., **ANÁLISE COMPUTACIONAL DE TENSÃO APLICADO EM PRÓTESE DE QUADRIL**. São José dos Campos: Universidade do Vale do Paraíba, p. 32, 2010.

SOUZA, Marcos Motta de. **ESTUDO DA FORMA E DA RUGOSIDADE EM PRÓTESES ORTOPÉDICAS DE QUADRIL**. Rio de Janeiro: UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO, p. 1, Tese de Doutorado, 2011.

SPINELLI, Leandro de Freitas; MACEDO, Carlos Alberto de Souza; GALIA, Carlos Roberto; ROSITO, Ricardo; SCHNAID, Fernando; CORSO, Leandro Luiz; ITURRIOZ; Ignácio. **Femoral stem-bone interface analysis of logical uncemented stem**. Brasil: Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 28, n. 3, 2012.

STROHAECKER, Roberto Marques. **ESTUDO COMPARATIVO DO PADRÃO DE TRANSMISSÃO DE CARGA E DA ESTABILIDADE PRIMÁRIA IN VITRO ENTRE**

HASTES DE QUADRIL NÃO CIMENTADAS DE DIFERENTES GEOMETRIAS. Porto Alegre, Universidade do Rio Grande do Sul, p.22, 2008.

TAI, Ching-Lung; SHIH, Chun-Hsiung; CHEN, Weng-Pin; LEE, Shiuann-Sheng; LIU, Yu-Liang; HSIEH, Pang-Hsin; CHEN, Wen-Jer. **Finite element analysis of the cervico-trochanteric stemless femoral prosthesis.** Taiwan: Elsevier, v. 18, 2003.

TURRER C. L., FERREIRA F. P. M. **Biomateriais em Cirurgia Craniomaxilofacial: princípios básicos e aplicações - revisão de literatura.** Rev. Bras. Cir. Plást. v. 3, p234-239, 2007.

XAVIER, Tainara Tange Alves. **Ligas de Titânio para Implantes Ortopédicos. Seleção de materiais utilizando a abordagem Ashby.** UNICAMP, São Paulo, Limeira, 2014.

WILLIAMS, D.F.: **Definitions in Biocompatibility.** Amsterdam: Ed. Elsevier Science, v. 1, p. 66-71, 1987.

YILDIZ, Hasan; CHANG, Fu-Kuo; GOODMAN, Stuart. **Composite hip prosthesis design. II. Simulation.** Estados Unidos: Jornal of Biomedical Materials Research, v.39, p.2, 1996.