

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE  
SÃO PAULO**

**CAMPUS SÃO PAULO**

**RODRIGO CESAR DOS SANTOS**

**MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS APLICADO À OBTENÇÃO DO  
NÚMERO PREDITIVO DE CICLOS DAS PRÓTESES DE QUADRIL  
FABRICADAS EM AÇO INOXIDÁVEL ASTM F138 E ASTM F75.**

**São Paulo**

**2017**

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE  
SÃO PAULO**

**CAMPUS SÃO PAULO**

**RODRIGO CESAR DOS SANTOS**

**MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS APLICADO À OBTENÇÃO DO  
NÚMERO PREDITIVO DE CICLOS DAS PRÓTESES DE QUADRIL  
FABRICADAS EM AÇO INOXIDÁVEL ASTM F138 E ASTM F75.**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de Concentração:  
Engenharia Mecânica - Materiais e Processos de Fabricação

Orientador: Prof. Dr. Waldecir Paula Lima

Coorientador: Prof. Dr. Wilson Carlos da Silva Junior

**São Paulo**

**2017**

Catálogo na fonte  
Biblioteca Francisco Montojos - IFSP Campus São Paulo  
Dados fornecidos pelo(a) autor(a)

S237m Santos, Rodrigo Cesar dos  
Método de elementos finitos aplicado à obtenção do número preditivo de ciclos das próteses de quadril fabricadas em aço inoxidável astm f138 e astm f75. / Rodrigo Cesar dos Santos. São Paulo: [s.n.], 2017.  
93 f.

Orientador: Prof. Dr. Waldecir Paula Lima  
Co-orientador: Prof. Dr. Wilson Carlos da Silva Junior

Dissertação (Mestrado Acadêmico em Engenharia Mecânica) - Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo, IFSP, 2017.

1. Prótese. 2. Quadril. 3. F138. 4. F75. I. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo II. Título.

CDD 620.1

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho,

A minha mãe, Dona Maria Luciene.

A minha esposa, Nilda Barreto.

A minha avó, Dona Terezinha.

A Deus.

Aos meus Orientadores, Prof. Dr. Wilson e Prof. Dr. Waldecir.

E a todos que contribuíram para o meu desenvolvimento profissional.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a Deus e a minha família por ter me dado motivação e apoio nos momentos de dificuldade. A minha esposa pela compreensão quanto ao tempo que dediquei à pesquisa. A minha mãe por estar sempre ao meu lado. Ao Professor Wilson por ter acreditado em mim todos os momentos, pelo tempo que dedicou ao meu desenvolvimento durante a trajetória acadêmica. Obrigado a todos os Professores do curso Mestrado em Engenharia Mecânica, pelo conhecimento a mim concedido.

“Seja você quem for, seja qual for a posição social que você tenha na vida, a mais alta ou a mais baixa, tenha sempre como meta muita força, muita determinação e sempre faça tudo com muito amor e com muita fé em Deus, que um dia você chega lá. De alguma forma maneira você chega lá.”

Ayrton Senna da Silva

## RESUMO

Este estudo tem como objetivo permitir a detecção prematura de falhas na resistência mecânica ocasionadas por erros de projetos e ou materiais impróprios aplicando o Método de Elementos Finitos (MEF). Atendendo as novas normas da ANVISA para este produto. O quadril é uma estrutura complexa, composta por ossos, ligamentos, e músculos estruturais, responsável por transmitir potência para o corpo. O corpo é submetido a esforços repetitivos o que traz desgaste prematuro das articulações. Uma prótese de quadril é tipicamente sujeita a cargas cíclicas proporcionais ao peso do paciente, em resposta a cada passo e, conseqüentemente, exige uma abordagem baseada na tensão cíclica de compressão. Os aços inoxidáveis austeníticos têm sido utilizados em aplicações cirúrgicas ao longo de muitos anos em função do baixo custo, das boas propriedades mecânicas e resistência à corrosão. Foram aplicadas diferentes solicitações na cabeça da haste femoral, a geometria inicialmente complexa do modelo virtual foi subdividida em um número finito de malhas de formato tetragonal, esta subdivisão permite analisar o comportamento mecânico em diferentes áreas do modelo. Com a realização dos ensaios virtuais constatou-se que o material ASTM F138 apresentou melhor desempenho mecânico comparando com os resultados apresentados pela liga ASTM F75.

Palavras chave: prótese, quadril, F138, F75.

## **ABSTRACT**

This study aims to allow the early detection of failures in mechanical resistance caused by design errors and / or improper materials applying the Finite Element Method (FEM). Taking into account the new ANVISA standards for this product. The hip is a complex structure, composed of bones, ligaments, and structural muscles, responsible for transmitting power to the body. The body undergoes repetitive efforts which causes premature wear of the joints. A hip prosthesis is typically subjected to cyclic loads proportional to the patient's weight in response to each step and hence requires a cyclic compression stress approach. Austenitic stainless steels have been used in surgical applications over many years due to low cost, good mechanical properties and resistance to corrosion. Different applications were applied to the head of the femoral stem, the initially complex geometry of the virtual model was subdivided into a finite number of meshes of tetragonal shape, this subdivision allows to analyze the mechanical behavior in different areas of the model. With the accomplishment of the virtual tests it was verified that the material ASTM F138 showed better mechanical performance comparing with the results presented by the ASTM F75 alloy.

Keywords: prosthesis, hip, F138, F75

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Prótese do quadril cimentada sem cabeça Magnus.....	20
Figura 2 - Prótese total de articulação do quadril.....	22
Figura 3 – Direção relativa das forças na junta femoral. ....	25
Figura 4 – Curvas da função Força X Tempo para andar, corrida lenta (3,5 m/s) e corrida rápida (6m/s). ....	27
Figura 5 – Tipos de carregamentos mais comuns. a) Tensão variada b) Tensão repetida. c) Tensão alternada. ....	28
Figura 6 – Local de possível iniciação da trinca.....	29
Figura 7 – Representação do estágio I e II de crescimento da trinca. a) secção transversal representando o início da formação de micro trincas. b) representação do desenvolvimento da trinca. c) microscopia óptica da amostra. ....	30
Figura 8 – Linha Chevron demonstra o ponto de origem da falha (canto inferior esquerdo).....	31
Figura 9 – Mecanismo de formação da cúspide.....	32
Figura 10 – Radiografia frontal que demonstra a fratura numa prótese de quadril; (a) haste fraturada 1, (b) local onde ocorrerá a trinca. ....	33
Figura 11 – Limite de resistência à fadiga dos materiais metálicos para $10^7$ ciclos. ....	34
Figura 12 – Fluxo do processo de fabricação de uma prótese de quadril. ....	39
Figura 13 – a) Aquecimento do Blank. b) Matrizes de forjamento da haste. c) Pré conformação do blank. d), e) e f) Forjamento da haste.....	41
Figura 14 – a) Conjunto punção/matriz. b) Processo de remoção da rebarba. ....	41
Figura 15 – Matéria prima para a usinagem.....	42

Figura 16 – Corrosão em frestas.....	47
Figura 17 – Corrosão por pite.....	48
Figura 18 – Lixadeira automática com lixas de 1200# e 1500#.....	53
Figura 19 – Politriz automática disco de polimento de granulometria 1 µm. ....	53
Figura 20 – Máquina de ataque químico eletrolítico. PMT – EPUSP .....	54
Figura 21 – Ataque eletrolítico com reagente químico HCl (10%) em amostra embutida em resina pós análise no MEV. PMT – EPUSP .....	54
Figura 22 – Princípio de determinação do tamanho de grão (PADILHA, 1997).....	55
Figura 23 – Microscópio Eletrônico de Varredura. PMT – EPUSP.....	56
Figura 24 – Amostra embutida inserida na máquina. PMT – EPUSP. ....	56
Figura 25 – Amostra após a remoção do baquelite. PMT – EPUSP. ....	56
Figura 26 – Perfilômetro apalpando a superfície da amostra. SENAI-SP .....	57
Figura 27 – a) Corpo de Prova 1. b) Corpo de Prova 2.....	58
Figura 28 – Máquina de Ensaio de Tração Instron, com CP1 em desenvolvimento. 59	
Figura 29 – Fluxo resumido para aplicação do Método de Elementos Finitos. ....	60
Figura 30 – Vista isométrica do modelo da haste femoral.....	60
Figura 31 – Dispositivo para apoio da haste, a região com coloração cian é onde será inserida a haste.....	61
Figura 32 – Sistema de coordenadas do fêmur esquerdo.....	62
Figura 33 – Detalhamento das diferentes secções transversais na prótese. ....	63
Figura 34 – Curva S-N da liga ASTM F75.....	64
Figura 35 – Curva S-N do aço inoxidável ASTM F138.....	65

Figura 36 – Elemento 3D comuns na geração da malha. a) Tetraédrico com quatro nós. b) Tetraédrico com dez nós. c) Hexaédrico trilinear com oito nós. d) Hexaédrico quadrático com vinte nós. ....	65
Figura 37 – Visualização da malha aplicada ao modelo no ensaio estático.....	66
Figura 38 – Gráfico gerado pelo software Autodesk® Simulation. ....	67
Figura 39 – Revelação da microestrutura da amostra aço inoxidável ASTM F138. a) Ampliação 1000 vezes. b) Ampliação 2000 vezes. c) Ampliação 5000 vezes. d) Ampliação 20000 vezes. ....	69
Figura 41 – Revelação da microestrutura da amostra ASTM F75 sem tratamento...	71
Figura 43 – Tela de saída do software TRIM, demonstrando Ra 0,0233 $\mu\text{m}$ . ....	72
Figura 44 – Gráfico tensão x deformação gerado no ensaio de tração das amostras ASTM F138. ....	72
Figura 45 – Gráfico tensão x deformação gerado no ensaio de tração do CP1 ASTM F75. ....	73
Figura 47 – Tensão Von Mises, força aplicada 1kN, material ASTM F138. ....	75
Figura 48 – Deflexão, força aplicada 1 kN, material ASTM F138.....	75
Figura 49 – Coeficiente de segurança, força aplicada 1 kN, material ASTM F138. ..	75
Figura 50 – Tensão Von Mises, força aplicada 1,6 kN, material ASTM F138. ....	75
Figura 51 – Deflexão, força aplicada 1,6 kN, material ASTM F138.....	76
Figura 52 – Coeficiente de segurança, força aplicada 1,6 kN, material ASTM F138.	76
Figura 53 – Tensão Von Mises, força aplicada 2,3 kN, material ASTM F138. ....	77
Figura 54 – Deflexão, força aplicada 2,3 kN, material ASTM F138.....	77
Figura 55 – Coeficiente de segurança, força aplicada 2,3 kN, material ASTM F138.	77

Figura 56 – Tensão Von Mises, força aplicada 1kN, material ASTM F75. ....	78
Figura 57 – Deflexão, força aplicada 1 kN, material ASTM F75.....	78
Figura 58 – Coeficiente de segurança, força aplicada 1 kN, material ASTM F75. ....	78
Figura 59 – Tensão Von Mises, força aplicada 1,6 kN, material ASTM F75. ....	78
Figura 60 – Deflexão, força aplicada 1,6 kN, material ASTM F75.....	79
Figura 61 – Coeficiente de segurança, força aplicada 1,6 kN, material ASTM F75. .	79
Figura 62 – Tensão Von Mises, força aplicada 2,3 kN, material ASTM F75. ....	80
Figura 63 – Deflexão, força aplicada 2,3 kN, material ASTM F75.....	80
Figura 64 – Coeficiente de segurança, força aplicada 2,3 kN, material ASTM F75. .	80
Figura 65– Número de ciclos preditivo, força aplicada 1kN, material ASTM F75.....	81
Figura 66 – Número de ciclos preditivo, força aplicada 1,6 kN, material ASTM F75.	81
Figura 67 – Número de ciclos preditivo, força aplicada 2,3 kN, material ASTM F75.	81
Figura 68 – Número de ciclos preditivo, força aplicada 1,0 kN, material ASTM F138. .....	82
Figura 69 – Número de ciclos preditivo, força aplicada 1,6 kN, material ASTM F138. .....	82
Figura 70 – Número de ciclos preditivo, força aplicada 2,3 kN, material ASTM F138. .....	82

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Elementos químicos no Corpo Humano.....	23
Tabela 2 – Relação força/massa nas principais juntas. ....	26
Tabela 3 – Propriedades mecânicas dos materiais estudados. ....	36
Tabela 4 - Composição Química ASTM F138.....	48
Tabela 5 – Composição Química ASTM F75.....	49
Tabela 6 – Resultados referente à solicitação de 1 kN. ....	83
Tabela 7 – Resultados referente à solicitação de 1,6 kN. ....	84
Tabela 8 – Resultados referente à solicitação de 2,3 kN. ....	84

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
ASTM	American Society for Testing and Materials (Sociedade Americana para Testes e Materiais)
C	Fator de resistência à corrosão por pites
CCC	Cúbico de corpo centrado
CFC	Cúbico de faces centradas
HC	Hexagonal compacto
ISO	“International Organization for Standardization”
LE	Limite de Escoamento
LRT	Limite de Resistência à Tração
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
PMMA	Polimetilmetacrilato
$W_{Mo}$	Teor de molibdênio, porcentagem em massa
$W_{Cr}$	Teor de cromo, porcentagem em massa

## LISTA DE SÍMBOLOS

$\sigma_{\max}$	Tensão máxima
$\sigma_{\min}$	Tensão Mínima
$\sigma_a$	Amplitude
$\sigma_m$	Tensão média
$\sigma_r$	Diferença entre tensões

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>18</b>
1.1	Motivação	18
1.2	Objetivos	18
1.3	Objetivos específicos	18
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	<b>19</b>
2.1	Micromovimento	24
2.2	Biomecânica	24
2.3	Fadiga	27
2.4	Biomateriais	34
2.5	Osseointegração	37
2.6	Tamanho do grão	38
2.7	Inclusões	38
2.8	Fabricação	39
2.9	Tribologia	43
2.10	Método de Elementos Finitos (MEF)	43
2.11	Corrosão	46
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>52</b>
3.1	Análise Metalográfica	52
3.2	Procedimentos no MEV e EDS	55
3.3	Rugosidade	57

3.4	Desenvolvimento do Ensaio de Tração.....	57
3.5	Método de Elementos Finitos.....	59
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES.....</b>	<b>69</b>
4.1	Caracterização das amostras. ....	69
4.2	Resultados obtidos na análise rugosidade.....	72
4.3	Ensaio de tração relativo às três amostras ASTM F138. ....	72
4.4	Ensaio de tração relativo às duas amostras ASTM F75. ....	73
4.5	Resultados obtidos na análise estática virtual variando a solicitação. ....	74
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>86</b>
<b>6</b>	<b>SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS .....</b>	<b>87</b>
<b>7</b>	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>88</b>
	<b>ANEXO 1.....</b>	<b>93</b>

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Motivação

Mediante aos constantes desafios voltados à biomecânica, em que a rotina imposta pela sociedade faz com que corpo seja submetido a esforços repetitivos o que traz desgaste prematuro das articulações, motivando engenheiros a se aproximarem cada vez mais da área biomédica, a fim de trazer soluções eficientes, por meio da elaboração de dispositivos aplicáveis à realidade desses pacientes. Deste modo este trabalho vem a contribuir com o dimensionamento da prótese femoral.

## 1.2 Objetivos

Este estudo tem como objetivo permitir a detecção prematura de falhas na resistência mecânica por falhas de projetos e ou materiais. Atendendo às novas normas da ANVISA para esse produto, melhorando a qualidade de vida dos pacientes pelo aumento da vida útil do produto. Mostrando que a Engenharia afeta de forma positiva a sociedade.

## 1.3 Objetivos específicos

- Realização de simulações para a análise de tensões em regiões crítica da prótese de quadril, fabricadas com os materiais ASTM F138 e ASTM F75.
- Entender os principais fatores responsáveis pela falha em próteses do quadril.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O quadril possui como funções principais o suporte do peso corpóreo e o movimento para locomoção, sua articulação é formada por uma junta entre a cabeça do fêmur, o acetábulo e a cartilagem articular. Algumas patologias podem levar aos processos degenerativos que causam o desgaste dessa articulação e sintomas como dores e problemas nas funções biomecânica do movimento (QUEIROZ, 2014). Para balizar a estrutura deste trabalho se faz necessário investigar a influência do material aplicado, da estratégia de manufatura, das tensões geradas durante a solicitação, da temperatura, da corrosão e estimar o número de ciclos preditivo.

Devido às altas taxas de sucesso de procedimentos de cirurgia ortopédica, as substituições de articulações (quadril, ombro e joelho) têm aumentado significativamente nas últimas décadas, principalmente devido ao envelhecimento da população. A cirurgia é recomendada em vários casos de danos em articulações quando a cartilagem é danificada e o osso é removido em articulações sendo substituído por próteses.

O quadril é uma estrutura complexa, composta por ossos, ligamentos, e músculos estruturais, responsável por transmitir potência para o corpo. Desta forma esta junta é crucial para atividades físicas e frequentemente fica exposta a esforços como torção, flexão e compressão, resultando em desgaste prematuro (KEHR, 2017).

A fratura do fêmur é um tema importante de investigação na área ortopédica e engenharia mecânica. Lesões de fêmures normais e saudáveis é geralmente causada por altas solicitações, bem como acidentes com automóveis e desportivos (EBRAHIMI, 2012).

Os implantes metálicos que substituem ossos fraturados, tais como juntas artificiais, placas ósseas e próteses totais do quadril, são convencionalmente utilizados em condições de carga cíclica severa (YANG; REN, 2010).

O desafio de realizar estudos biomecânicos, que são destinados a avaliar o desempenho das ligas de metais e polímeros de alta qualidade para produzir

próteses (Figura 1) altamente funcionais e de longa vida útil. Parte desses estudos pode ser feito por meio da análise de elementos finitos utilizada para simular o desempenho de próteses que substituirão as articulações (SPINELLI, 2012).



Figura 1 - Prótese do quadril cimentada sem cabeça Magnus.

Dados internacionais demonstram o aumento da incidência de casos de cirurgias de quadril. Na década de 1990, 1,7 milhões de casos desta modalidade por ano, e a previsão é que para a década de 2050, esse número possa chegar aos 6,3 milhões de casos por ano. Um estudo realizado na cidade de Marília/SP apontou o índice de 343 casos de fratura no fêmur para cada 100 mil habitantes com idade acima de 60 anos. Relacionado ao elevado número de casos cirúrgicos estão os altos investimentos para o tratamento da artroplastia total de quadril e são comuns os casos de reoperações para substituição das próteses que falham prematuramente o que representa gastos excessivos (CÉ, 2010).

Ao contrário das fraturas de outros ossos, que ocorrem por traumas nas pessoas mais jovens, a fratura do quadril é um quadro bem mais grave e complicado. Não basta imobilizar o osso para curar uma fratura do colo do fêmur. O tratamento na maioria dos casos deve ser feito por meio de cirurgia, com colocação de placas, parafusos ou próteses metálicas, e a recuperação completa é bem lenta, podendo durar vários meses.

Com o aumento da expectativa de vida da população, o número de artroplastias de quadril sofreu aumento progressivo e incluindo também pacientes com qualidade óssea ruim (HATEM, 2014).

Materiais metálicos têm predominado em cirurgias ortopédica, desempenhando um papel importante na maioria dos aparelhos ortopédicos, incluindo dispositivos temporários (placas ósseas, pinos e parafusos) e implantes permanentes (por exemplo, próteses totais). Uma propriedade importante desses materiais é a sua biocompatibilidade.

A biocompatibilidade foi redefinida como "a capacidade de um biomaterial desempenhar a função desejada relativamente a uma terapia médica, sem provocar quaisquer efeitos locais ou sistêmicos indesejáveis no receptor ou beneficiário da referida terapia, gerando uma resposta benéfica". Em essência, um implante precisa ser suficientemente inerte para evitar uma resposta sistêmica indesejável (reações inflamatórias) e estimular a osseointegração (GORIAINOV, 2014).

As próteses ortopédicas no Brasil são produzidas principalmente em aço inoxidável em função de dois fatores: baixo custo, em comparação aos metais à base de cobalto ou de titânio e suas ligas, e demonstram ótima resistência mecânica e química. Os aços inoxidáveis austeníticos com maiores teores de nitrogênio têm se destacado, por oferecerem ótima resistência à corrosão e aceitação clínica (DE OLIVEIRA, 2012).

As próteses totais de quadril são formadas por duas partes, a femoral dividida em haste, pescoço e cabeça, e o componente acetabular como exposto na Figura 2. A haste e o pescoço são fabricados com liga de metal, a cabeça pode ser metálica ou de cerâmica avançada e o componente acetabular é fabricado em metal e revestido com polietileno UHPE (polietileno de ultra alta densidade), cerâmica avançada ou metal. Todos os materiais utilizados na fabricação das próteses são biocompatíveis para que não haja rejeição do corpo ao material (QUEIROZ, 2014).

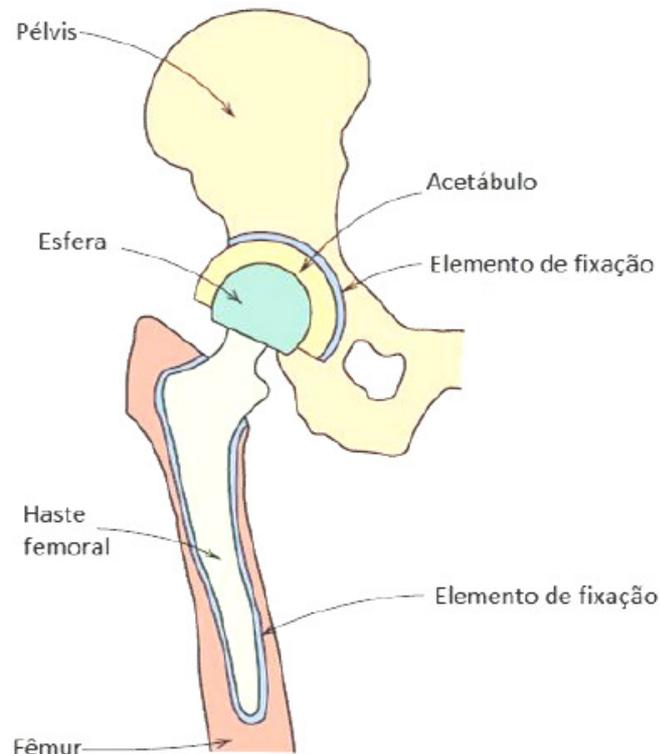


Figura 2 - Prótese total de articulação do quadril.

Fonte: CALLISTER, 2016.

A articulação é um componente importante do sistema esquelético. Ela está localizada nas junções ósseas, em que as cargas podem ser transmitidas pela ação muscular. Isto é normalmente acompanhado por algum movimento relativo dos ossos. O tecido ósseo é um composto natural complexo que consiste em colágeno de proteína macia e resistente, que tem uma massa específica entre 1,6 e 1,7 g/cm<sup>3</sup>. O osso é um material anisotrópico com propriedades mecânicas que diferem nas direções longitudinal e transversal. A superfície da articulação é revestida com cartilagem, que consiste em fluidos corporais que lubrificam e fornecem uma interface com um coeficiente de atrito muito baixo que facilita o movimento de deslizamento do osso (CALLISTER, 2016).

Os fluidos corporais consistem numa solução arejada e quente contendo aproximadamente 1% em peso de NaCl, denominada líquido sinovial, para além de outros sais e compostos orgânicos em concentrações relativamente menores. Assim, os fluidos corporais são muito corrosivos, o que para as ligas de metal pode levar não só à corrosão uniforme, mas também a ataques de fissura e pitting e,

quando estão presentes tensões, a fricção, corrosão por tensão e fadiga à corrosão. Estima-se que a taxa de corrosão tolerável máxima para as ligas metálicas de implante seja de cerca de 0,01 mil por ano ( $2,5 \times 10^{-4}$  mm por ano) (CALLISTER, 2016).

O ambiente no interior do corpo humano é fisicamente e quimicamente diferente das condições ambientais. Por conseguinte, um metal que tem um bom desempenho (é inerte ou passivo) no ar, pode sofrer uma severa corrosão no corpo.

Segundo estudos recentes 10% da população mundial têm alergia a ligas metálicas com níquel, elemento presente nos aços inoxidáveis, levando a reações tóxicas no corpo do hospedeiro, que só são diagnosticados depois de um período pós-implantação suficientemente longo. Embora a resistência à corrosão determine o sucesso em longo prazo de um implante metálico, diferentes partes do corpo têm diferentes valores de pH e concentrações de oxigênio. Um implante pode apresentar bom desempenho à corrosão em uma região do corpo e sofrer um alto índice de corrosão em outra, devido à erosão ácida e oxidação (CHEN;THOUAS, 2015).

Tabela 1 - Elementos químicos no Corpo Humano

<b>Elemento</b>	<b>O</b>	<b>C</b>	<b>H</b>	<b>N</b>	<b>Ca</b>	<b>P</b>	<b>K</b>	<b>S</b>	<b>Na</b>	<b>Cl</b>	<b>Mg</b>
<b>% Peso</b>	65,0	18,5	9,5	3,3	1,5	1,0	0,4	0,3	0,2	0,2	0,1

Fonte: (RATNER 2004)

A tensão e deformação em torno dos implantes são afetadas dentre outros fatores, pelo tipo de carga, propriedades dos materiais dos implantes e próteses, geometria do implante, estrutura de superfície e qualidade e quantidade de osso. A quantidade de osso alveolar pode influenciar, diretamente, os fatores que auxiliam no sucesso do tratamento com implantes, como: tipo, comprimento, largura e ângulo de posicionamento dos implantes. Além disso, a qualidade óssea, que compreende tanto a espessura do osso cortical quanto as características e padrões do osso trabecular, também é um fator importante, porque contribui para a estabilidade dos implantes e distribuição das forças. Assim, os implantes colocados em áreas onde o osso é de baixa densidade são mais propensos a fracassar que em regiões mais

densas. A qualidade do osso é de fundamental importância para garantir a longevidade desejável do sistema implante - prótese (BORIE, 2013).

## **2.1 Micromovimento**

Micromovimentos ocorrem entre o osso e o implante e resulta na não conformidade do implante. Isso provoca a substituição ou reparo do implante. Esse micromovimento entre a interface do osso e implante pode ser minimizado no projeto da haste. O micromovimento tem interferência direta na vida útil do implante. O aumento do micromovimento provoca instabilidade (SABATINI, 2008).

Muitos fatores contribuem para a existência do micromovimento do implante, dentre eles esta a superfície de contato entre o implante e o osso, coeficiente de atrito entre as superfícies e as tensões do osso em contato com o implante (SABATINI, 2008).

## **2.2 Biomecânica**

A biomecânica do movimento também tem influência na vida útil e funcionalidade do implante, a biomecânica do implantado é diferente causando uma marcha não fisiológica, mas o importante é a sua qualidade de vida e que possa realizar a maior parte dos movimentos biomecânicos.

A Figura 3 demonstra o posicionamento das solicitações de maior criticidade e a intensidade das solicitações em função do peso do indivíduo e tipo de atividade desempenhada.

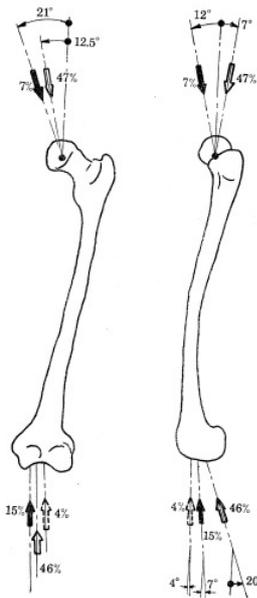


Figura 3 – Direção relativa das forças na junta femoral.

Fonte: PAUL, 1976.

O ciclo completo da marcha é dividido em duas fases principais, sendo um apoio e outra de transição que incluem atividades que tem início quando há o contato inicial de uma extremidade com o solo e outra quando a mesma extremidade novamente tem contato com o solo. Segundo Paul, dependendo da velocidade da marcha as forças atuantes na cabeça do fêmur podem atingir o patamar de sete vezes o peso da pessoa, ou seja, ações de forças de grandes intensidades e as próteses devem suportá-las, além de apresentarem características mecânicas semelhantes ao osso humano (NORKIN, 1992).

A Tabela 2 demonstra a relação carregamento/massa em função da atividade exercida pelo indivíduo.

Tabela 2 – Relação força/massa nas principais juntas.

Nível da Caminhada	Relação		Velocidade		Limites de Flexão (graus)			
	Força/Massa		Angular (rad/s)					
	Corpórea							
	Quadril	Joelho	Quadril	Joelho	Quadril	Joelho	Quadril	Joelho
<b>Baixo</b>	4,9	2,7	0	0,6	-19	26	9	57
<b>Normal</b>	4,9	2,8	0	1,4	-11	31	5	71
<b>Rápido</b>	7,6	4,3	0	3,7	-12	36	2	72
<b>Subindo Escada</b>	7,2	4,4	0,8	0,8	-1	37	20	67
<b>Descendo Escada</b>	7,1	4,9	0,3	1,2	12	30	18	87
<b>Subindo Rampa</b>	5,9	3,7	0,1	0	-12	30	18	47
<b>Descendo Rampa</b>	5,1	4,4	1,7	2,3	-11	25	18	37

Fonte: Paul, 1976.

Apresenta-se na Figura 4 a quantificação de parâmetros das forças de reação do solo, para um indivíduo de 75 Kg, como principal indicador de sobrecarga para o aparelho locomotor, considerando-se distintas velocidades de deslocamento durante a fase de apoio com o solo no andar. Estes parâmetros indicadores da sobrecarga mecânica foram determinados por meio de registro em protocolos experimentais e estão representados numa hierarquia em função da velocidade de deslocamento entre as estruturas de movimento de locomoção para três distintas categorias (AMADIO, 2007).

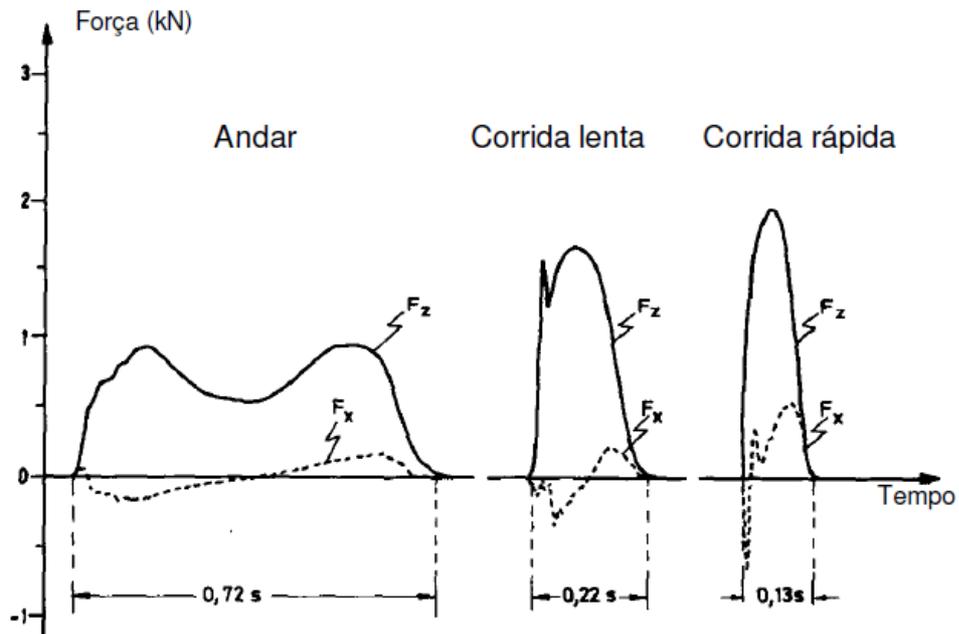


Figura 4 – Curvas da função Força X Tempo para andar, corrida lenta (3,5 m/s) e corrida rápida (6m/s).

Fonte: AMADIO, 2007

O sucesso ou fracasso da ósseo integração está relacionado a fatores clínicos e/ou mecânicos. A sobrecarga relacionada com a reabsorção do osso marginal geralmente é produzida por uma tensão mecânica excessiva transferida da interface osso-implante para o osso de suporte. Esta distribuição de tensões no osso circundante pode ser influenciada por vários parâmetros, como posição e ângulo do implante, conexão implante-haste e magnitude e força da carga (KOZLOVSKY, 2007).

O processo e consequência da transmissão de forças ao osso de suporte vai depender da natureza da força aplicada (direção, amplitude e frequência), desenho dos implantes, propriedades biológicas e biomecânicas da interface osso-implante, quantidade e qualidade óssea e reação do tecido ósseo ao implante criado pela carga (BORIE, 2013).

### 2.3 Fadiga

Métodos de ensaio de fadiga envolvem teste em amostras sob diversos estados de tensão, geralmente em uma combinação de tensão e de flexão. O ensaio

é realizado em várias amplitudes de tensão; o número de ciclos que é preciso para causar a falha total da amostra. A amplitude de tensão é definida como a tensão máxima, na tração e compressão, em que a amostra é submetida. Curvas S-N (Tensão – Número de Ciclos) baseiam-se na reversão completa da tensão, isto é, a tensão máxima. Então é submetido à compressão máxima, em seguida a tração máxima e assim por diante, como ao realizar esforço numa borracha retangular ou em um pedaço de arame, alternadamente num sentido e, em seguida no outro sentido. O ensaio também pode ser realizado sobre um eixo de rotação em flexão. Em alguns materiais, a curva S-N se torna horizontal a baixas tensões, indicando que o material não irá falhar em tensões abaixo deste limite. A tensão máxima para a qual o material pode ser submetido, sem falha por fadiga, independentemente do número de ciclos, é conhecido como o limite de resistência ou limite de fadiga (KALPAKJIAN, 2006).

Num ciclo de aplicação de força se faz importante demonstrar a variação das tensões em função do tempo. De acordo com as senóides demonstradas na Figura 5 é possível observar as diferenças de posicionamento da senóide baseadas nos tipos de carregamentos.

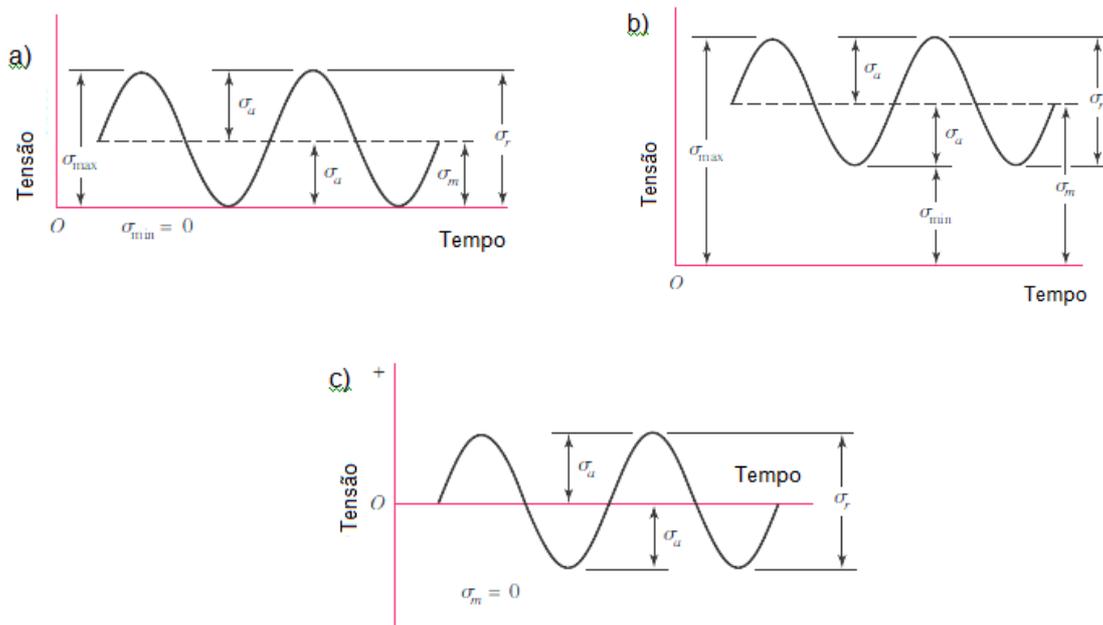


Figura 5 – Tipos de carregamentos mais comuns. a) Tensão variada b) Tensão repetida. c) Tensão alternada.

“Uma falha por fadiga começa com uma pequena fissura. A fissura inicial é tão pequena, que não se pode detectá-la a olho nu, sendo mesmo muito difícil localizá-la em inspeção por magnaflux ou por raios x. A fissura normalmente aparecerá em um ponto de descontinuidade do material. Outros pontos por onde provavelmente se inicia a falha por fadiga, embora não tão evidentes, são as marcas de inspeção ou cunhagem de inscrições, fissuras internas ou até irregularidades causadas pela usinagem. Uma vez iniciada a fissura, o efeito de concentração de tensões torna-se maior e a fissura progride com maior velocidade de propagação. A proporção que a área tensionada diminui de tamanho, devido ao aumento da fissura, a tensão aumenta de intensidade até a ruptura da peça” (SHIGLEY, 2011).

A Figura 6 demonstra os possíveis locais de nucleação de trinca no material: (I) transgranular, (II) intergranular, (III) inclusão na superfície. Podem ser fontes de nucleação de trincas: (IV) inclusão no bulk, (V) vazios no contorno de grão e (VI) interseção de contornos de grão (ELLYIN, 1997).

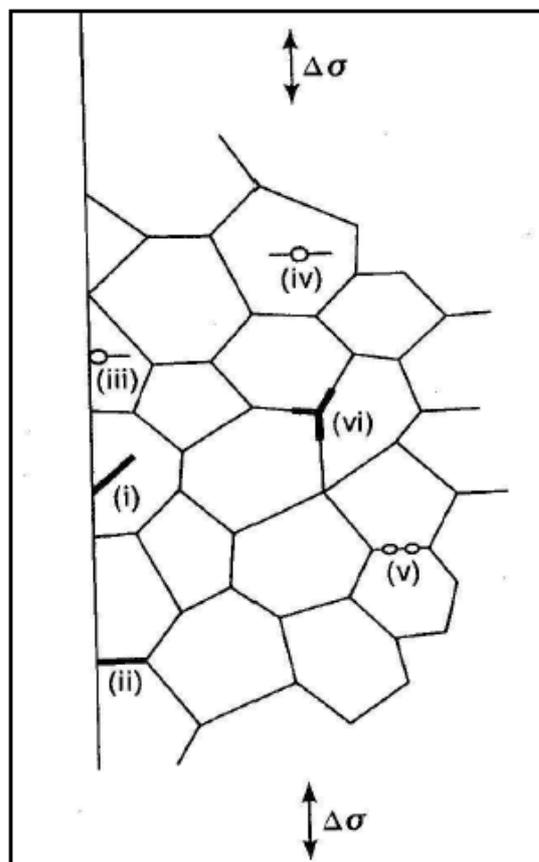


Figura 6 – Local de possível iniciação da trinca.

Fonte: ELLYIN, 1997.

Uma falha por fadiga tem uma aparência similar a uma ruptura frágil, superfície é plana e perpendicular ao eixo de tensão com a ausência de estiramento.

As características da fratura de uma falha por fadiga, no entanto, são bastante diferentes de uma ruptura frágil estática resultante de três estágios de desenvolvimento. Fase I é a iniciação de uma ou mais micro fissuras devido à deformação plástica cíclica seguida de propagação cristalográfica que se estende desde dois a cinco grãos sobre a origem como é demonstrado na Figura 7. Na Fase I as fissuras não são normalmente perceptíveis a olho nu. Na Fase II as microfissuras progridem para macro fissuras, formando superfícies de fratura do tipo plataforma paralelas separadas por sulcos longitudinais (BATHIAS, 2013).

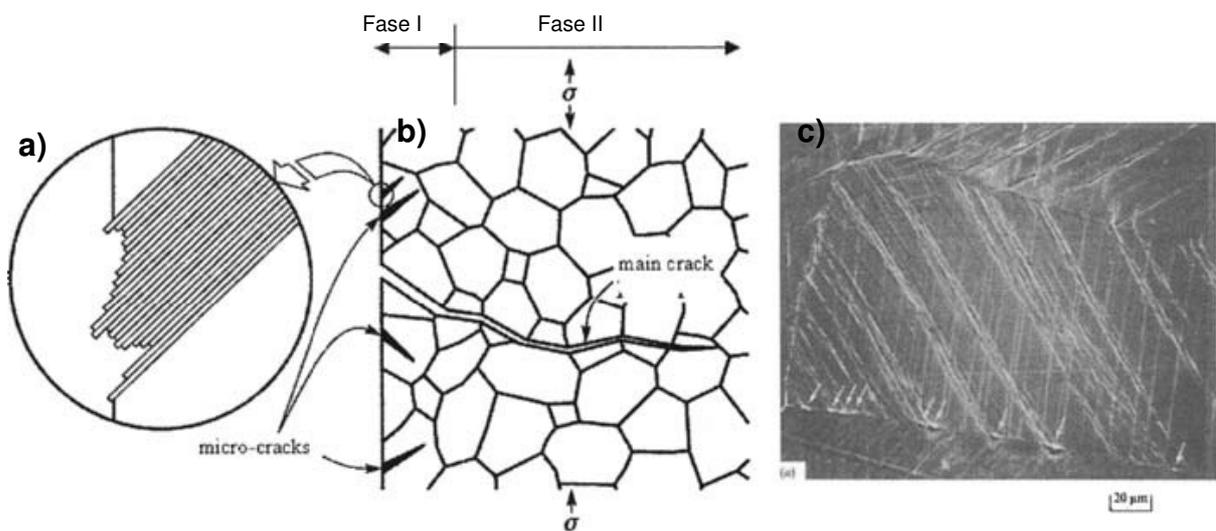


Figura 7 – Representação do estágio I e II de crescimento da trinca. a) seção transversal representando o início da formação de micro trincas. b) representação do desenvolvimento da trinca. c) microscopia óptica da amostra.

Fonte: BATHIAS, 2013.

Os planaltos são geralmente lisos e perpendiculares à direção da tensão de tração máxima. Estas superfícies podem ter bandas escuras e ou claras onduladas. Durante o carregamento cíclico, estas superfícies agredidas abrem e fecham, interagindo, e o aparecimento de marcas depende das mudanças no nível ou da frequência de carga e a natureza corrosiva do meio ambiente. Fase III ocorre durante o ciclo de tensão final, quando o material restante não pode suportar as cargas, resultando na ruptura. Na fase III, a fratura pode ser frágil, dúctil, ou uma combinação de ambos. Muitas vezes as marcas, se elas existirem, possuem padrões na fratura, chamadas linhas chevron (Figura 8), apontam para as origens das fissuras iniciais.

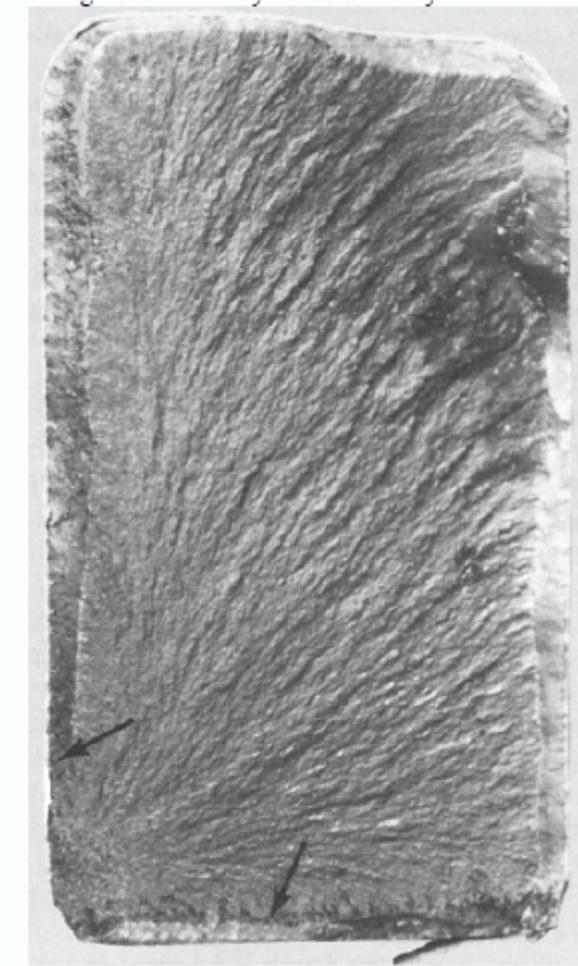


Figura 8 – Linha Chevron demonstra o ponto de origem da falha (canto inferior esquerdo).

Fonte: BECKER et al., 2002.

O projeto de um componente pode ter significativa influência sobre suas características de fadiga. Qualquer entalhe ou descontinuidade geométrica pode agir como um concentrador de tensão e sítio de iniciação de trinca de fadiga; estes fatores de projeto incluem ranhuras, furos e rasgos de chaveta. Quanto mais aguda for à descontinuidade, mais severa é a concentração de tensão.

A probabilidade de falha por fadiga pode ser reduzida evitando-se (quando possível) irregularidades estruturais fazendo-se alterações no projeto, evitando cantos vivos - por exemplo, exigindo adocamentos, arredondados com grandes raios de curvatura no ponto de maior tensão (CALLISTER, 2016).

Atualmente, existem modelos preditivos confiáveis que trabalham propriamente sob alguns requisitos, recursos computacionais e processos de danos

realistas. Este último pode ser avaliado por exame de fractografia para deduzir os mecanismos de falha detalhados. Desta maneira, é possível identificar mecanismos de dano, para saber qual é o tipo de falha, e investigar a causa da falha estrutural. Características como ambiente de teste e recursos de amostra pode interferir no crescimento da trinca (SHIINO et al., 2012).

Em relação à modalidade de carregamento II, gera trincas essencialmente angulares conhecidos como cúspides (Figura 9); no entanto, modos mistos podem mudar sua forma e ângulo, enquanto que outros autores não encontraram padrões de cúspides no modo I. Este mecanismo gera uma superfície rugosa, o que indica um comportamento incomum (SHIINO et al., 2012).

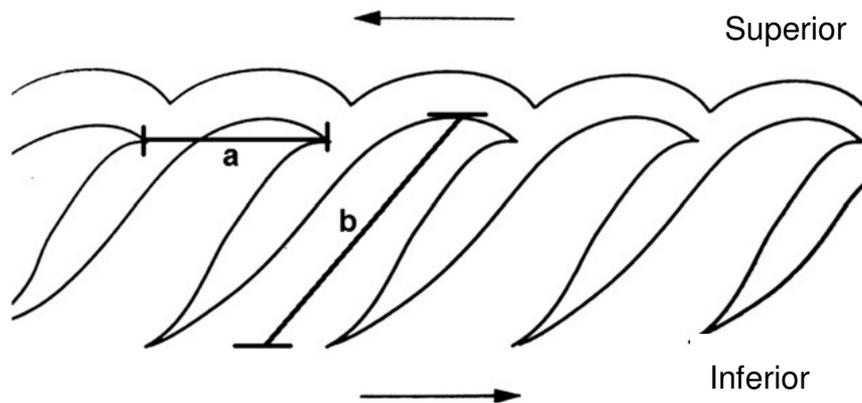


Figura 9 – Mecanismo de formação da cúspide.

Fonte: SHIINO et al., 2012.

Procedimentos para a previsão da vida em fadiga de materiais são realizados em condições controladas tanto a tensão como na deformação. A escolha correta entre essas duas condições requer uma compreensão das condições cíclicas de serviço, tais como a carga cíclica devido à marcha ou movimentos exclusivos para vários locais anatômicos humanos.

Um stent colocado numa artéria localizado sob a articulação do joelho, por exemplo, podem sofrer deformações de flexão cíclicas de 90 °, em resposta a flexão do joelho, e, portanto, exige um método baseado na estirpe (CHEN; THOUAS, 2015).

Para a haste total do quadril, a escolha do método é mais complexa. Uma prótese de quadril é tipicamente sujeito a cargas cíclicas proporcionais ao peso do paciente, em resposta a cada passo e, conseqüentemente, exige uma abordagem baseada na tensão. No entanto, para aplicações biomédicas, as propriedades de fadiga de biomateriais metálicos são considerados em relação ao desempenho de implantes de quadril, porque a haste de substituição total do quadril é frequentemente estruturada com cunhas. Na Figura 10 é possível observar um exemplo típico de falha da prótese de quadril (CHEN; THOUAS, 2015).

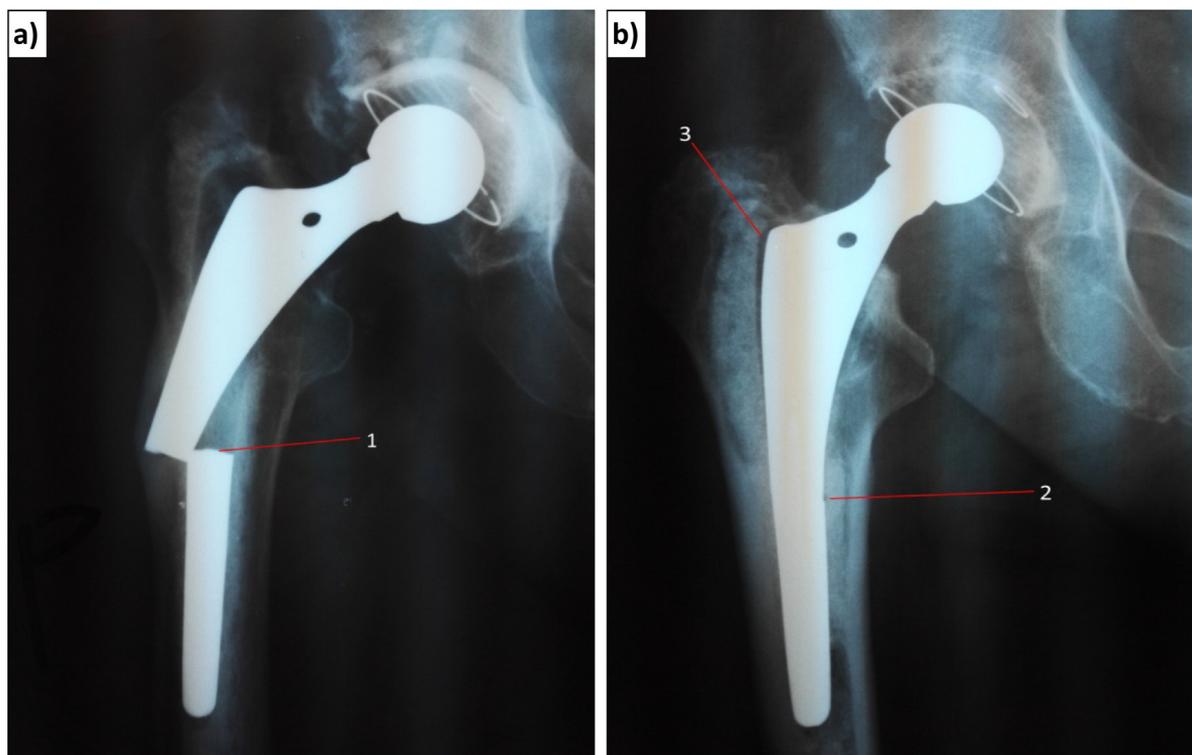


Figura 10 – Radiografia frontal que demonstra a fratura numa prótese de quadril; (a) haste fraturada 1, (b) local onde ocorrerá a trinca.

Fonte: OKSIUTA, 2017

A Figura 11 demonstra alguns limites de resistência à fadiga de algumas ligas baseado em dez milhões de ciclos. O limite de resistência à fadiga depende de vários fatores bem como processo de fabricação, rugosidade superficial, microestrutura e solicitações (NIINOMI, 2007). O limite de resistência à fadiga também têm relação direta com a resistência à tração (HUI, 2016).

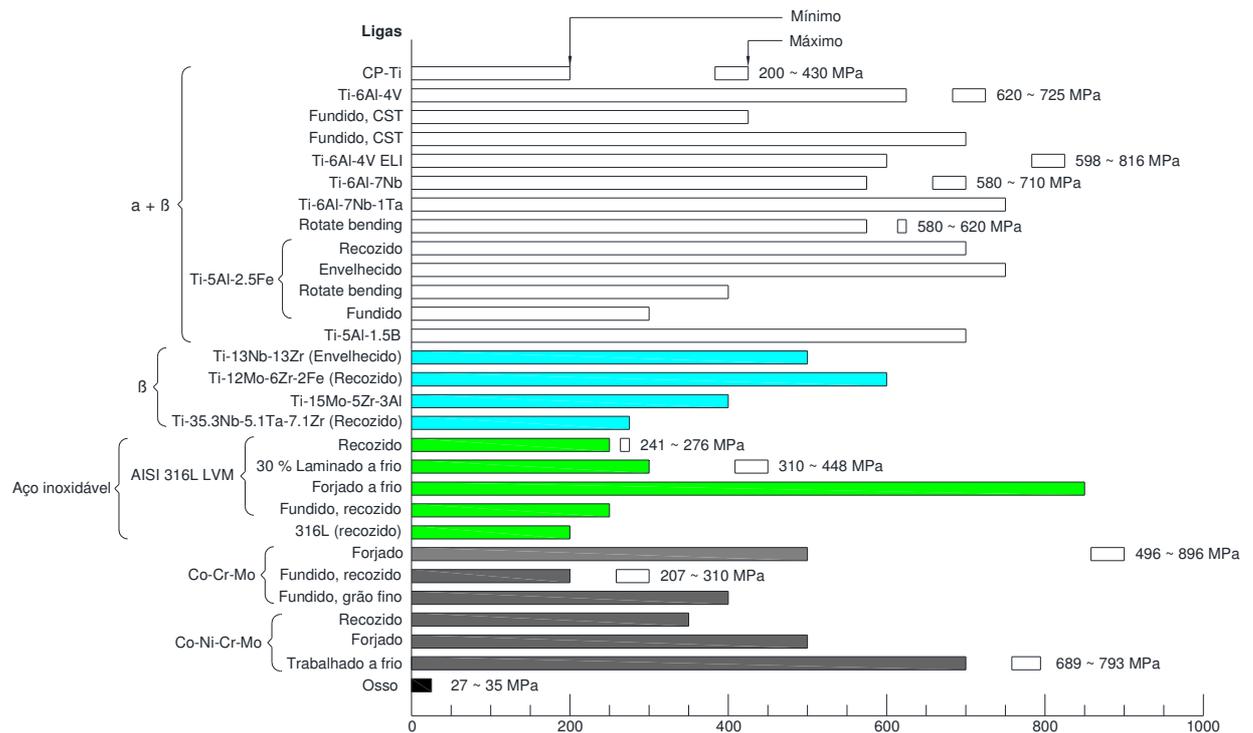


Figura 11 – Limite de resistência à fadiga dos materiais metálicos para  $10^7$  ciclos.

Fonte: NIINOMI, 2007.

## 2.4 Biomateriais

A utilização de materiais metálicos para implantes médicos iniciou no século XIX, levando até a época em que a indústria metalúrgica começou a se expandir durante a Revolução Industrial. O desenvolvimento de implantes metálicos foi impulsionado principalmente pelas exigências de abordagens para a reparação óssea, normalmente a fixação da fratura interna dos ossos longos. No entanto, quase nenhuma tentativa de dispositivos metálicos implantados, tais como fios da coluna vertebral e alfinetes feitos de ferro, ouro ou prata, foram bem sucedidos até que técnica cirúrgica asséptica do Lister foi implementado na década de 1860 (CHEN; THOUAS, 2015).

Desde então, materiais metálicos têm predominado em cirurgia ortopédica, desempenhando um papel importante na maioria dos aparelhos ortopédicos, incluindo dispositivos temporários (por exemplo, placas ósseas, pinos e parafusos) e

implantes permanentes (por exemplo, próteses totais). Ao mesmo tempo, metais também são utilizados em aplicações na prática odontológica e ortodôntica.

Recentemente, aumentou-se os esforços de pesquisa em biomateriais metálicos, tem sido investido na aplicação da cirurgia reconstrutiva não convencional de tecidos duros/órgãos, tais como a aplicação de NiTi (nitinol), ligas de memória de forma como stents vasculares e o desenvolvimento de novas ligas à base de magnésio para engenharia de tecido ósseo e regeneração (CHEN; THOUAS, 2015).

O termo biomaterial é usado dentro de diferentes limites de definição nas comunidades científicas. De acordo com PARK 2002, biomaterial é um material sintético utilizado para fazer dispositivos para substituir parte de um sistema vivo ou para funcionar em contato com tecido vivo.

Os aços inoxidáveis austeníticos têm sido utilizados em aplicações cirúrgicas ao longo de muitos anos em função do baixo custo e das boas propriedades mecânicas, em relação às ligas de titânio e cobalto (OKSIUTA, 2017). Porém em contato com o meio corporal sofrem desgaste corrosivo, liberando íons de cromo e níquel no interior do corpo humano. Em função do desempenho insatisfatório do 316L, foram desenvolvidos os aços ASTM F138, com melhor desempenho mecânico e corrosivo (SABARÁ, 2013).

Segundo a norma ASTM F138:2008, o aço inoxidável para implantes deve possuir estrutura austenítica, pois tal estrutura oferece maior resistência à corrosão. Ela pode ser obtida pela adição de níquel ao ferro para provocar a expansão do campo da fase austenítica, tornando a austenita estável até temperaturas abaixo da ambiente e também por ser amagnética.

O aço ASTM F138 tem como característica principal elevado teor de níquel, elemento que atua como estabilizador da fase austenítica (ROACH et al., 2013).

A liga ASTM F75 tem uma longa história na indústria aeroespacial e indústrias de implantes biomédicos. Para além da sua excelente resistência à corrosão, o atributo principal desta liga é a resistência ao desgaste. Distribuição de carbonetos de cromo, ricos em  $\text{Mo}_{23}\text{C}_6$  (carboneto de molibdênio) e a capacidade de endurecimento em trabalho desta liga aumenta consideravelmente a resistência ao

desgaste. Utilizado na fabricação de próteses de quadril, devido às suas excelentes propriedades tribológicas.

A liga ASTM F75 apresenta grão extremamente grande, decorrente do seu processo de obtenção. Um tamanho de grão mais fino promove propriedades mecânicas superiores (RATNER, 2004).

Tabela 3 – Propriedades mecânicas dos materiais estudados.

<b>Material</b>	<b>Módulo de Elasticidade (GPa)</b>	<b>Massa específica (g/cm<sup>3</sup>)</b>	<b>Tensão de Escoamento (MPa)</b>
<b>Osso</b>	15,2 – 40,8	2	114
<b>ASTM F138</b>	190	8	792
<b>ASTM F75</b>	210	8,8	450

Fonte: RATNER, 2004

A liga ASTM F75 é tipicamente caracterizada por duas fases cristalinas: cúbica de faces centradas (CFC) e hexagonal compacta (HC). A estrutura cúbica, aliada a sua baixa energia de falha de empilhamento é considerada responsável por altos valores de resistência, que pode ser aumentada pela adição de agentes endurecedores como cromo, tungstênio e molibdênio (BALDISSERA, 2007).

Os aços inoxidáveis autênticos não podem ser endurecidos por meio de tratamento térmico, para conferir maior dureza o mesmo deve ser submetido ao trabalho a frio (PARK, 2002).

É relatado que as propriedades mecânicas de ligas de CoCrMo são afetadas pela martensita, induzida por deformação. É formada durante a deformação plástica. A formação da fase martensítica melhora a resistência ao desgaste das ligas ASTM F75, no entanto, ele também diminui o alongamento e a trabalhabilidade a frio (YAMANAKA et al., 2012) (ISIK et al., 2016).

A melhoria das propriedades mecânicas dos metais são geralmente obtidas por meio de tratamento térmico, com base no controle da microestrutura, envolvendo

deformação plástica, recristalização, precipitação e transformação de fase. A combinação de deformação plástica com o posterior tratamento térmico de recristalização é uma das técnicas mais comuns usadas para materiais metálicos convencionais. Contudo, este método é difícil de aplicar para as ligas CoCrMo devido à sua fraca trabalhabilidade, especialmente à temperatura ambiente (YAMANAKA et al, 2012).

O polimetilmetacrilato (PMMA) atua na fixação da prótese no osso (cimento), e promove a estabilidade do implante. É um polímero viscoelástico, possui ótima absorção de impacto e transmite de forma uniforme os esforços, minimizando as tensões nas interfaces de contato (WONG, 2012).

Os materiais utilizados como biomateriais devem possuir boa resistência às solicitações de tração, compressão, fadiga, torção, flexão e cisalhamento. Como exemplo, as próteses de quadril estão sujeitas a esforços cíclicos de três ou mais vezes o peso do indivíduo. Dependendo da função, a prótese poderá estar sujeita a mais de um milhão de ciclos por ano, o que permite concluir que a resistência à fadiga é um fator importante a ser observado no material ser implantado (SABARÁ, 2013).

## **2.5 Osseointegração**

A osseointegração foi clinicamente definida como "um processo pelo qual a fixação rígida clinicamente assintomática de materiais aloplásticos é alcançada e mantida no osso durante a carga funcional". Em essência, a osseointegração do implante pode ser interrompida precocemente levando à perda da estabilidade primária e à migração, o que provavelmente requer revisão antecipada, ou tardia, resultando na folga do implante. Atualmente, o afrouxamento asséptico é a causa mais comum de revisão na artroplastia de quadril e joelho, representando 40% e 32% de todos os casos, respectivamente. Especificamente, este afrouxamento precoce provavelmente estará relacionado com as questões de material e desenho de implantes que afetam o processo da osseointegração. Isso enfatiza a necessidade de aperfeiçoar este processo para reduzir e, em última instância, evitar revisões (AGARWAL, 2015).

É importante que os implantes tenham uma forte e rápida adesão com o tecido do hospedeiro e comecem o processo de cicatrização, uma vez que a cura tardia pode resultar no desenvolvimento do tecido fibroso. A estabilidade dos implantes após a cirurgia é essencial para a osseointegração bem sucedida. (GORIAINOV, 2014).

## **2.6 Tamanho do grão**

Diferentes tamanhos de grão e formas têm efeitos significativos no comportamento do material, e assim a metalografia é uma ferramenta útil na definição de relações entre a microestrutura de um material e suas propriedades macroscópicas. Grãos finos contribuem para uma boa resistência e ductilidade em aplicações estruturais à temperatura ambiente. (ASM Handbook V9, 1986)

Com relação ao ASTM F75, controlando a temperatura do molde obteremos um efeito sobre o tamanho de grão da microestrutura; grãos maiores são formados a temperaturas mais elevadas que irão gerar uma menor resistência. No entanto, uma temperatura de processamento elevada resultará no aumento de precipitados de carboneto, com maiores distâncias entre eles, resultando num material menos frágil (WONG, 2012).

À medida que os grãos crescem, a quantidade de contornos de grão se reduz e a propagação de trincas intergranulares é facilitada, o que provocará queda de tenacidade do material mesmo com o aumento da ductilidade (PADILHA, 1997).

À medida que a trinca se propaga durante o carregamento cíclico contínuo, o fluido articular pode passar entre os grãos e atuar como um eletrólito para células galvânicas criadas por precipitados intergranulares de carboneto, levando à corrosão intergranular. Ao longo do tempo, este processo diminui a resistência à fadiga da liga, o que leva ao crescimento adicional da fissura (NORMAN, 2014).

## **2.7 Inclusões**

Determinados tipos de materiais metálicos, principalmente aços, contém diversos elementos não metálicos em sua composição, tendo o oxigênio, enxofre e

nitrogênio os elementos mais comuns (COLPAERT, 2008). Esses componentes na forma de partículas precipitadas acabam por fragilizar o material, viabilizando a ocorrência de falhas prematuras e inesperadas. Tais partículas são denominadas inclusões não metálicas.

## 2.8 Fabricação

Para entender a estrutura e propriedades dos implantes metálicos se faz necessário acompanhar o fluxo do seu processo produtivo (Figura 12). Que inicia na obtenção da matéria prima até seu acabamento final.

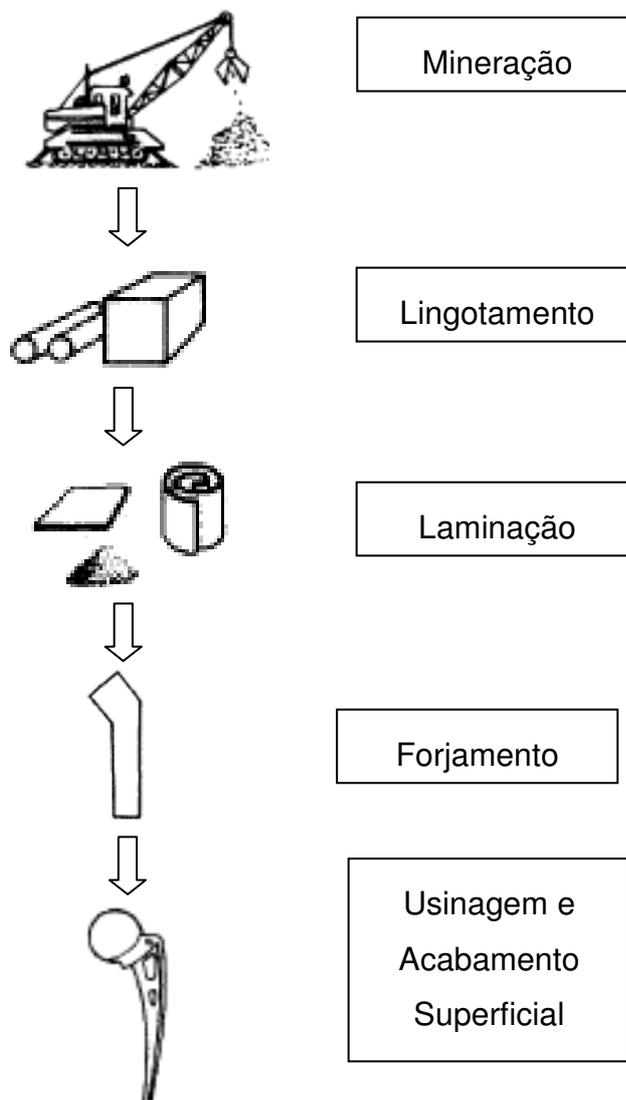


Figura 12 – Fluxo do processo de fabricação de uma prótese de quadril.

Fonte: RATNER, 2004.

Mineração é a atividade que realiza a extração e beneficiamento de minerais (recursos naturais) que se encontram, por exemplo, abaixo da superfície do solo. As máquinas utilizadas nessa fase são perfuratrizes, escavadeiras, tratores, escavadeiras e caminhões.

Lingotamento trata-se da transformação do material líquido em sólido. No processo de lingotamento contínuo o material líquido é depositado em um sistema de rolos, com refrigeração controlada. Na fase inicial, a movimentação do material em transição líquido/sólido ocorre na posição vertical, passando de maneira contínua até chegar à posição horizontal com as dimensões da largura e altura controladas, o corte da barra é realizado automaticamente com o processo oxicorte.

As placas provenientes do processo de lingotamento passam por reaquecimento e entram na máquina de laminação, as placas passam por rolos em movimentos de avanço e recuo até alcançarem a espessura requerida.

Forjamento é o processo de conformação mecânica que consiste no aquecimento do blank, inserção na matriz de forjamento e conformação da peça (obtenção da forma desejada). O perfil da matriz deve obedecer aos critérios do projeto da ferramenta.

Dentro do processo de forjamento podemos destacar as fases descritas na Figura 13.

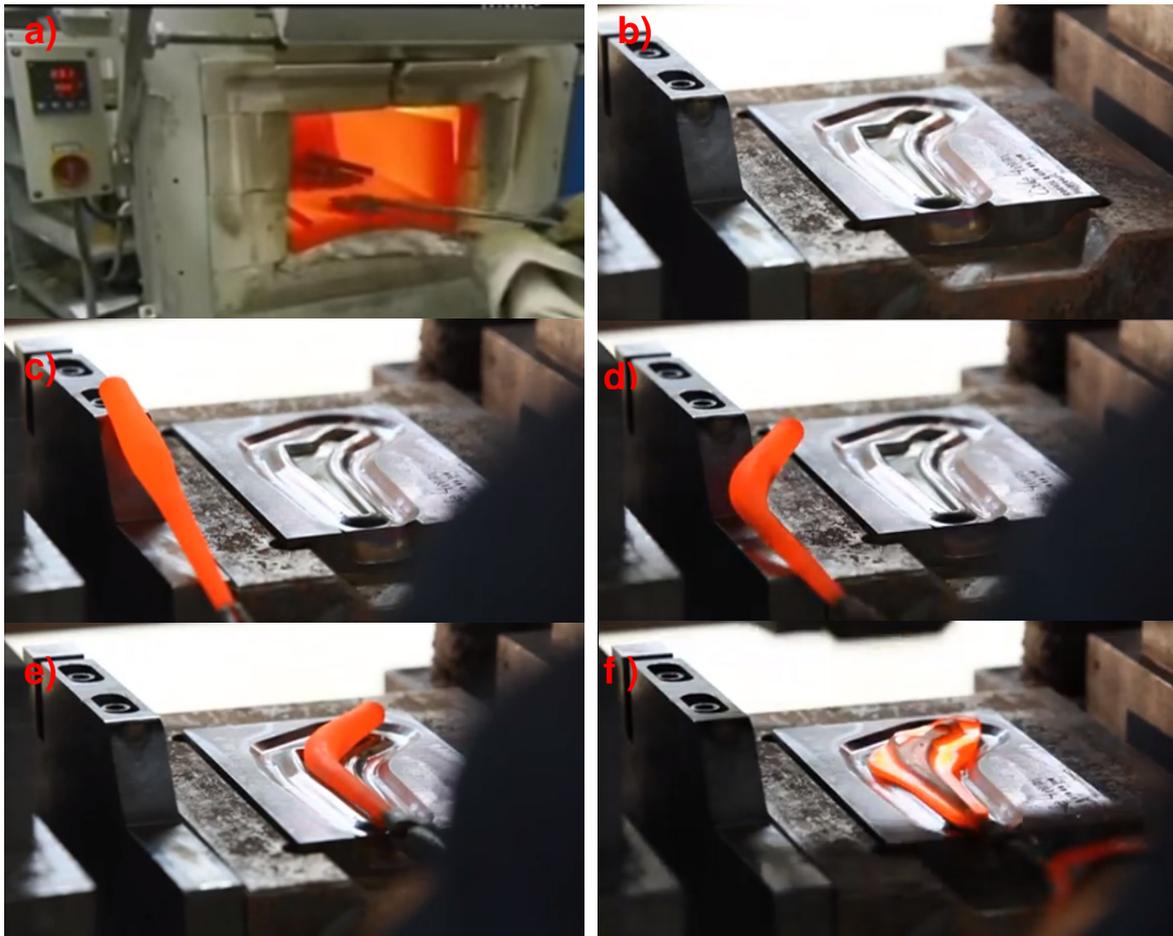


Figura 13 – a) Aquecimento do Blank. b) Matrizes de forjamento da haste. c) Pré conformação do blank. d), e) e f) Forjamento da haste.

Fonte: Marle Ortopedics Manufacturing, 2017.

A rebarba (Figura 14b) que surge em decorrência do forjamento é removida numa ferramenta específica. Formada por um conjunto punção/matriz que promove o corte no perímetro em que se encontra a rebarba.



Figura 14 – a) Conjunto punção/matriz. b) Processo de remoção da rebarba.

Fonte: Marle Ortopedics Manufacturing, 2017.

O resultado dos processos de conformação da haste está demonstrado na Figura 15.



Figura 15 – Matéria prima para a usinagem.

Fonte: Marle Ortopedics Manufacturing.

No processo de usinagem transformação do material por meio da remoção do sobre metal, até a obtenção do perfil estabelecido no projeto, obedecendo às tolerâncias de forma e posição.

Após a usinagem a peça passa pelo processo de polimento para a redução da rugosidade da superfície, nessa etapa a obtenção do acabamento ocorre por abrasão.

Embora vários tipos de aços inoxidáveis estejam disponíveis para uso em implantes, na prática, o mais comum são os austeníticos (RATNER, 2004). Em temperatura ambiente as ligas ASTM F75 apresentam boa usinabilidade, atendendo de forma satisfatória as exigências de projetos biomecânicos (MORI, 2016).

O processo de manufatura dos implantes tem influência direta na resistência à corrosão, principalmente no que diz respeito ao acabamento superficial. A gravação a laser normalmente é um dos processos comumente aplicados e também resulta em implicações quanto à corrosão (PIERETTI et al., 2014).

A função principal de cromo é a de permitir o desenvolvimento de um aço resistente à corrosão por meio da formação de um óxido de superfície fortemente aderente ( $\text{Cr}_2\text{O}_3$ ). No entanto, a desvantagem é que o cromo tende a estabilizar a ferrita (CCC, cúbica de corpo centrado), que é menos resistente do que o CFC (cúbica de faces centradas), além de ser magnética em relação a fase austenítica. O

molibdênio e o silício são também estabilizadores da ferrita. Para contrariar esta tendência para formar ferrita, o níquel é adicionado para estabilizar a fase austenítica.

## **2.9 Tribologia**

O estudo das superfícies com movimento relativo, incluindo a fricção, o desgaste e a lubrificação, chama-se “tribologia”, que é derivada do grego *tribos* e significa fricção ou deslizamento.

O desgaste é a principal causa de desperdício de material e perda de desempenho mecânico e pode ser definido como a perda progressiva do material resultante da interação entre duas superfícies de contato. Qualquer redução do desgaste pode resultar em economia considerável no que diz respeito à substituição da haste.

No corpo humano também se observa a interação entre superfícies, e conseqüentemente, os fenômenos de desgaste estão presentes, como por exemplo, nas articulações, que são submetidas à lubrificação, atrito e, por isso, ao desgaste.

Um importante parâmetro para o desenvolvimento de próteses totais do quadril é o acabamento superficial do conjunto copo/acetábulo, pois quanto menor a rugosidade destas superfícies maior será a durabilidade da prótese. (REVELL, 2014).

## **2.10 Método de Elementos Finitos (MEF)**

As formas mais comuns de obtenção das tensões em componentes mecânicos são por meio da aplicação de fórmulas clássicas ou por meio do cálculo computacional (Método de Elementos Finitos). Ambos procuram examinar as regiões que apresentam maior concentração de tensão (BOYER, 1985).

Os grandes avanços na tecnologia computacional incluem as capacidades de rápida expansão de rotinas eficientes e precisas para a solução de matrizes, e computação gráfica para a facilidade nos estágios de pré-processamento visuais de

construção de modelos, incluindo a geração automática de malhas adaptativas, e nos estágios de pós-processamento possibilita a revisão dos resultados para alcançar a solução (SHIGLEY, 2011).

O MEF utiliza métodos numéricos que aproximam a solução de problemas de equações diferenciais ordinárias ou parciais por meio de interpolação polinomial em todo o sistema discreto por meio de um conjunto de soluções individuais de cada elemento (QUEIROZ, 2014).

Simulações MEF permitem realizar a distribuição da tensão, a ser determinada, ao longo de todo o modelo matemático; não apenas em pontos discretos. Eles não necessitam de cópias físicas do implante, então o teste já pode prosseguir a partir das especificações do projeto. Os efeitos das mudanças de projeto podem ser analisados rapidamente. Eles também permitem aplicar cargas realista em geometrias complexas (STOLK, 2002).

Um pré-requisito para prever com precisão a falha mecânica para implantes diferentes é que os modelos MEF, que reproduzem com precisão o comportamento mecânico por um modelo virtual do quadril. Isso requer validação de modelos MEF de reconstruções de articulação do quadril, com diferentes implantes relativos às medições experimentais (STOLK, 2002).

Os elementos e nós que discretizam uma região é referida como uma malha. Os aumentos de densidade de malha com mais elementos são colocados dentro de uma determinada região.

Refinamento ocorre quando a malha é modificada a partir de uma análise de um modelo para a próxima análise, para se obter resultados mais precisos (KUMAR, 2015). Resultados geralmente melhoram quando a densidade da malha é aumentada em áreas de gradientes de alta tensão e quando as zonas de transição geométricas são gradeadas sem problemas.

Geralmente, mas não sempre, os resultados MEF convergem para os resultados exatos quando a malha é continuamente refinada. Para avaliar a melhoria, em regiões onde os gradientes de alta tensão aparecem, a estrutura pode ser reconstruída com uma densidade de malha superior, redução das dimensões da

malha. Se houver uma alteração mínima no valor de tensão máxima, é razoável assumir que a solução convergiu. Existem três maneiras básicas para gerar uma malha, manualmente, semi automaticamente e totalmente automatizada (SHIGLEY, 2011).

Este método de pesquisa realiza o modelamento matemático de estruturas complexas com geometrias irregulares de tecidos naturais e artificiais, como o quadril e os diversos biomateriais usados em Ortopedia, bem como alterar os parâmetros de sua geometria. Desta forma, é factível a solicitação de um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção, gerando, assim, dados sobre o deslocamento e o grau de tensão provocado por essas cargas (LOTTI, 2006).

A fim de garantir a segurança do projeto da prótese em relação ao seu comportamento mecânico, análises detalhadas com diferentes casos de carga precisa de ser realizada. Na literatura, as análises MEF são tipicamente realizadas utilizando cargas com uma grandeza correspondente a peso corporal. No entanto, os efeitos do peso e movimento brusco pode aumentar a carga à qual a prótese está submetido em até 10 - 20%, e em alguns casos de forma significativa e isto deve ser levado em conta ao estimar se a prótese vai fraturar ou falhar devido à fadiga.

Com o objetivo de analisar a diferença no resultado previsto pela norma, testes de implantes e cargas reais que podem ocorrer na prática, é necessário analisar a prótese sob cargas estáticas correspondente ao peso corporal, bem como sob carga máxima real que está prevista para ocorrer durante o ciclo de marcha e é dependente da sua intensidade. (CHEN;THOUAS, 2015)

O melhor resultado depende de um projeto bem elaborado e da escolha do melhor elemento. Quanto maior o número de elementos, mais preciso será o resultado (AZEVEDO, 2003) (QUEIROZ, 2014).

A análise por elementos finitos permite simulação tanto quantitativa como qualitativa de ensaios mecânicos complexos, auxiliando a prevenção de falhas potenciais e deformações no osso (BORIE, 2013).

## 2.11 Corrosão

As hastes implantadas trabalham sob a ação de complexas solicitações mecânicas em meio salino, que requer do material ótima resistência à corrosão. Os mecanismos de desgaste e corrosão podem proporcionar a liberação de partículas ou de íons metálicos no corpo humano, podendo acarretar, além da falha do implante, reações indesejáveis ao corpo humano. Por exemplo, cromo e níquel são agentes cancerígenos no ambiente industrial e estudos realizados por pesquisadores da Universidade de Cambridge comprovaram que alguns íons metálicos solúveis (Co, Cr, Ni e Mo) são citotóxicos e produziram tumores malignos em cobaias. Em função deste fato se faz necessário a seleção adequada dos materiais metálicos biocompatíveis previstos em normas (CÉ, 2010).

A corrosão é um processo de deterioração dos materiais, ocorrendo a transformação de um metal em íon metálico pela sua interação química ou eletroquímica com o meio em que se encontra, com ou sem esforços mecânicos (GENTIL, 2003).

Por meio do processo corrosivo, o material passa da forma metálica, energeticamente metaestável, à forma combinada (forma iônica), energeticamente mais estável. Essa deterioração representa modificações prejudiciais indesejáveis sofridas pelos materiais, tais como desgaste, redução de dimensão, fragilização, perda de propriedades ou alterações estruturais, tornando o material inadequado para o uso. Sendo assim, a corrosão é um modo de destruição do metal progredindo através da sua superfície (BALDISSERA, 2007).

A degradação de implantes metálicos no interior do corpo humano pode, além de prejudicar a integridade do material, gerar problemas como infecções ou reações alérgicas, levando à retirada prematura desse implante. Além disso, a combinação do processo eletroquímico da corrosão e esforços mecânicos cíclicos pode acelerar a liberação de partículas e íons metálicos, ocasionando falha do implante (LAROSA, 2010).

A razão para as ligas de aço inoxidável apresentarem baixo teor de carbono refere-se à influência deste elemento nos processos que levam a corrosão. Se o teor

de carbono do aço excede 0,03% C, há um aumento de risco de formação de carbonetos, tais como  $\text{Cr}_{23}\text{C}_6$ . Estes tendem a precipitar nos contornos de grão quando a concentração de carbono e o patamar térmico tem influência na cinética de crescimento de carboneto. Por sua vez, esta precipitação de carbonetos esgota as regiões adjacentes nos limites dos grãos de cromo, o que tem o efeito de diminuir a formação do óxido de  $\text{Cr}_2\text{O}_3$ . Aços chamados de "sensibilizado" e são propensos a falhas (RATNER, 2004).

Um fenômeno importante na análise do fenômeno corrosão é a *passivação*. A passivação é resultado da formação de uma película fina (*película passivadora*) e aderente de óxido na superfície do metal ou liga, a qual dificulta a continuidade do processo de corrosão ou oxidação. Este fenômeno ocorre no cromo, no ferro, no níquel, no titânio e na maioria de suas ligas. Os casos mais decorrentes de passivação são os do aço inoxidável e do alumínio (PADILHA, 1997).

A presença de nitrogênio, alocado na célula unitária cúbica de face centrada (CFC) dos aços inoxidáveis austeníticos aplicados em próteses, confere um aumento significativo na resistência à corrosão por pites e frestas (figura 16), como também promovem uma melhoria nas propriedades físicas (DE OLIVEIRA, 2012).

A corrosão em frestas ocorre em condições menos severas do que a corrosão por pites. A fresta consiste numa célula oclusa com um eletrólito estagnado, onde são geradas condições similares ao fundo dos pites, promovendo o mecanismo auto catalítico de corrosão (SABARÁ, 2013).

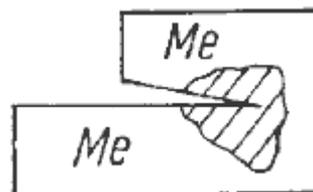


Figura 16 – Corrosão em frestas.

Fonte: SCHATT, 1987.

A corrosão por pite (Figura 17) é considerada um sério problema para os metais que formam uma película passiva. Essa forma de corrosão é caracterizada pela quebra localizada do filme do passivo em regiões com comportamento anódico

em relação ao restante da superfície, promovendo a formação de pequenos furos superficiais de difícil detecção. Esse processo possui vínculo direto com as características metalúrgicas do material como a presença de constituintes intermetálicos e o contorno de grão (SABARÁ, 2013).



Figura 17 – Corrosão por pite.

Fonte: SCHATT, 1987.

Para aumentar a resistência à formação de pite de corrosão, os teores de molibdênio e cromo devem ser tais que o índice C (fator de resistência á corrosão por pites) da expressão a seguir deve ser maior ou igual a 26:

$$C = 3 \cdot W_{\text{Mo}} + W_{\text{Cr}} \quad (1)$$

Na expressão anterior W simboliza o percentual em massa atômica do elemento subscrito (molibdênio e cromo) (CÉ 2010).

O níquel é um importante elemento de adição ao aço inoxidável cuja função, além do aumento da resistência à corrosão, é estabilizar a austenita, microestrutura de fácil trabalhabilidade mecânica e boa resistência à corrosão (DE OLIVEIRA, 2012).

As Tabelas 3 e 4 demonstram a composição química dos aços ASTM F138 e ASTM F75.

Tabela 4 - Composição Química ASTM F138

Elemento	C	Si	Mn	P	S	Cu	Ni	Cr	Mo	Fe	N
% Peso	0,03	0,75	2,00	0,02	0,01	0,50	14,00	18,00	2,00	-	0,10

Fonte: (DE OLIVEIRA, 2012)

Tabela 5 – Composição Química ASTM F75

<b>Elemento</b>	<b>C</b>	<b>Si</b>	<b>Cr</b>	<b>Mo</b>	<b>W</b>	<b>Co</b>
<b>% Peso</b>	0,35	1,00	30,00	7,00	0,20	69,0

Fonte: GIACCHI, 2011.

No que diz respeito à resistência à corrosão localizada, tais como frestas e por pite, os elementos cromo, molibdênio e azoto, têm influência sobre o comportamento à corrosão, denominado valor RCE (Resistência à Corrosão equivalente):

$$\text{RCE} = \% \text{Cr} + 3.3\% \text{Mo} + 16\% \text{N} \quad (2)$$

Em que a resistência contra à corrosão aumenta juntamente com o aumento do valor RCE. A equação 2, não leva em consideração o tratamento térmico e a microestrutura (GAVRILJUK;BERNS, 1999) (SILVA, 2000).

Estudos comparativos iniciais de ligas forjadas relatam uma melhor resistência à corrosão destas ligas. O tamanho de grão mais fino e mais uniforme contribui para a sua homogeneidade química e melhor comportamento à corrosão. No caso de ligas ASTM F75, fabricado por forjamento a quente, existe uma forte influência do teor de carbono na microestrutura e propriedades mecânicas. Um baixo teor de carbono nas ligas ASTM 75 contribui para uma melhor resistência à corrosão química e homogeneidade microestrutural.

O cromo é o principal responsável pela resistência à corrosão devido à formação de uma película de óxidos firmemente aderida à superfície da liga (camada passivada) (HUANG, 2003). Para a formação dessa película resistente à corrosão são necessários, no mínimo 12%Cr (BALDISSERA et al., 2007).

O molibdênio também é adicionado para atuar em conjunto com o cromo na resistência à corrosão. Concentrações deste elemento devem estar em torno de 8% para que haja aumento na resistência à corrosão por pite (WONG, 2012), desde que as concentrações de cromo também apresentem valores maiores que 20% (HUANG, 2003).

O aumento da resistência à corrosão por pite proporcionada pelo molibdênio pode ser devido à formação de um polimolibdato de baixa solubilidade, que por possuir uma alta afinidade com íons de hidrogênio, leva à formação de um sal que pode ser adsorvido ou precipitar na superfície do metal. Isto ocorre em condições de extrema acidez, em que a elevada concentração de hidrogênio favorece a formação do sal e retarda a formação do pite (OGURA et al., 1984). O Enxofre prejudica a resistência à corrosão, ou seja, quanto mais enxofre, mais sensibilizado será a liga de aço inoxidável.

Os aços inoxidáveis austeníticos quando submetidos a operações em elevadas temperaturas podem sofrer o fenômeno da sensitização, que consiste na precipitação de carbonetos ricos em cromo nos contornos de grão, enquanto que as regiões adjacentes se tornam empobrecidas de cromo (BALDISSERA et al., 2007).

A adição de Mo contribui para a formação da camada passivadora mais estável na superfície das ligas de CoCr e a concentração de 6% a liga de ASTM F75 apresenta a menor densidade de corrente de corrosão e, portanto, maior resistência à corrosão (MARTINELLI, 2016).

“A falha que ocorre pela ação simultânea de uma tensão cíclica e ataque químico é denominada fadiga por corrosão. Ambientes corrosivos têm uma influência deletéria e produz menores vidas em fadiga. Mesmo a atmosfera ambiente normal afetará o comportamento de fadiga de alguns materiais. Pequenas falhas podem se formar como um resultado de reações químicas entre o ambiente e o material, servindo estas mesmas falhas como pontos de concentração de tensões e, portanto, como sítios de nucleação de trinca. A taxa de propagação de trinca é acentuada dependendo do ambiente corrosivo. A natureza dos ciclos de tensão influenciará o comportamento de fadiga; por exemplo, a diminuição da frequência de aplicação de força conduz a períodos mais longos durante os quais a fissura aberta estará em contato com o ambiente, causando a redução na vida em fadiga (CALLISTER, 2016).”

O risco de falha por corrosão sob solitação de tração (estática ou dinâmica) pode facilitar o crescimento da trinca a um nível de tensão que é significativamente menor do que a resistência ao escoamento do material (é a tensão que separa o comportamento plástico do elástico). Quando os componentes da liga CoCrMo são usados em conjunto com a liga de Ti sob tensão dinâmica, pode acelerar o processo de surgimento de fissuras levando a uma fratura precoce (WANG, 2016).

Na região implante/corpo existem várias interações que podem gerar lesões:

- O processo de corrosão produz um fluxo de elétrons no metal do implante e um fluxo de íons no tecido circundante. Este último pode perturbar o movimento iônico fisiológico das células nervosas.
- Uma reação inorgânica do implante ou de produtos de corrosão primários é causada pela solução de íons metálicos no fluido corporal e transportada para os vários órgãos onde estão concentrados e pode produzir efeitos sistêmicos ou hipersensíveis se o limite de toxicidade para um determinado metal é excedido.
- Realiza-se uma reação orgânica direta do implante ou de produtos de corrosão primários com proteínas do tecido, provocando, por exemplo, inflamação.
- Geração de  $H_2O_2$  por células inflamadas e decomposição de  $H_2O_2$  pela formação de um radical hidroxila, causando lesões no sistema biológico (BLACK, 1998).

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Foram realizados a caracterização das amostras dos materiais ASTM F75 e ASTM F138 de modo a realizar a verificação se o material utilizado na manufatura das próteses está obedecendo às normas inerentes a sua composição química e resistência mecânica.

As etapas para alcançar os objetivos propostos são:

- Realização da Análise Metalográfica.
- Analisar a Composição química no Microscópio Eletrônico de Varredura.
- Obtenção da Rugosidade
- Realização do Ensaio de Tração
- Aplicar o Método de Elementos Finitos

#### 3.1 Análise Metalográfica

As amostras foram embutidas em baquelite e resina transparente no formato superficial de pequenos retângulos com dimensões de 5 mm x 12 mm, prontas para passarem pelos processos de caracterização microestrutural, começando pela preparação das amostras.

Foram utilizadas lixas de carbetto de silício (SiC) de granulometrias crescentes na ordem de 320#, 400#, 600#, 800#, 1200# e 1500#, respectivamente, com refrigeração à água em politriz automática. Mudando a direção (90°) em cada mudança de lixa até desaparecerem os traços da lixa anterior. Na mudança de lixa deve-se limpar a superfície da amostra.

Após o lixamento foi realizado o polimento das amostras em discos específicos com pasta diamante de granulometrias 6 µm, 3 µm e 1 µm, respectivamente, verificando cuidadosamente a presença de riscos e oxidações que poderiam vir a prejudicar a análise da imagem e dos dados obtidos por meio de microscopia.



Figura 18 – Lixadeira automática com lixas de 1200# e 1500#.

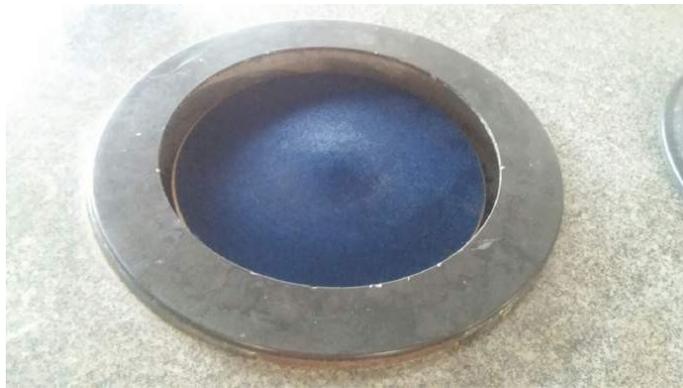


Figura 19 – Politriz automática disco de polimento de granulometria 1 µm.

Após as amostras terem sido preparadas, antes de realizar o ataque com reagente químico é necessário obter imagens microscópicas do material a fim de verificar o teor de inclusões presentes no material de acordo com a norma ABNT NBR NM 88. Este passo é realizado antes do ataque, pois a reação que revela os contornos de grãos oculta e dificulta a localização das inclusões.

Para analisar, foi apropriada a utilização do método 1, que consistiu em mapear 5 regiões quadradas de 0,71 mm de lado da superfície polida e se comparou com a lâmina 1, verificando qual o nível e tipo das inclusões.

Terminada a etapa de registro microscópico para inclusões, as amostras normais e termicamente tratadas seguiram para a fase de ataque com reagente químico estabelecido em norma ASTM E407 – 07 – *Standard Practice for Microetching Metals and Alloys*. De acordo com a mesma, para materiais tendo como base o elemento cobalto, optou-se pela utilização do ataque químico de

número 16 (5 –10 mL HCl / 100 mL de água – eletrolítico a 3 V imerso de 2 a 10 s). Como a composição química permanece a mesma entre as amostras com tratamento e sem, o reagente utilizado foi o mesmo para ambas.



Figura 20 – Máquina de ataque químico eletrolítico. PMT – EPUSP



Figura 21 – Ataque eletrolítico com reagente químico HCl (10%) em amostra embutida em resina pós análise no MEV. PMT – EPUSP

Após 3 minutos, pôde-se observar a revelação dos contornos de grãos do material. O tempo inferior ao utilizado não revelou a microestrutura e superior, próximo de 5 minutos, acabou deixando o material com aspecto tridimensional, atrapalhando a análise para sua contagem, porém sendo utilizado mesmo assim.

Para a contagem dos mesmos e determinação do comprimento médio de cada grão, foi seguido o princípio de Heyn, de acordo com a Figura 22. Devido aos grãos serem equiaxiais, para a realização deste método foi traçada uma linha em um

único plano do corpo de prova. O tamanho de grão ASTM está relacionado com o diâmetro médio em centímetros que é obtido pela equação 3.

$$TG = -10 - 6,64 \log(d) \quad (3)$$

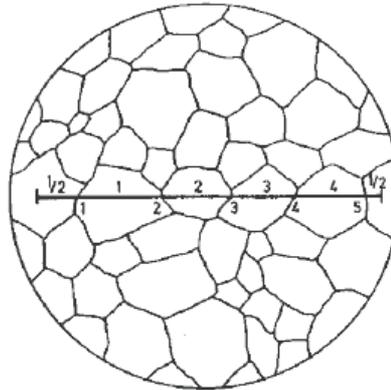


Figura 22 – Princípio de determinação do tamanho de grão (PADILHA, 1997).

### 3.2 Procedimentos no MEV e EDS

Por meio da captação pelos detectores e da análise dos raios-X característicos emitidos pelo corpo de prova, resultado da interação dos elétrons primários com a superfície, obtém-se informações qualitativas e quantitativas da composição da amostra na região submicrométrica de incidência do feixe de elétrons. Este procedimento promove a identificação de precipitados e de variações de composição química dentro do grão.

A amostra embutida em resina seguiu para análise no Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) (Figuras 23, 24 e 25), anterior ao ataque por reagente químico, para melhor visualização de possíveis inclusões, sendo realizado no Departamento de Engenharia de Materiais da Escola Politécnica da USP.

Foram levantados dados de sua composição química por meio da espectroscopia por raios-x para averiguação de conformidade com as normas ASTM F75 e ASTM F138, observando o teor de cada elemento para análise quantitativa e qualitativa.

Além da amostra embutida, os corpos-de-prova do ensaio de tração também seguiram para testes no microscópio eletrônico, avaliando a fratura do material, buscando por possíveis falhas que tenham ocasionado a fratura. A preparação de

ambos consistiu na fixação dos materiais na base do microscópio eletrônico com fita de carbono, devido ao impacto que o feixe de elétrons ocasiona.



Figura 23 – Microscópio Eletrônico de Varredura. PMT – EPUSP.

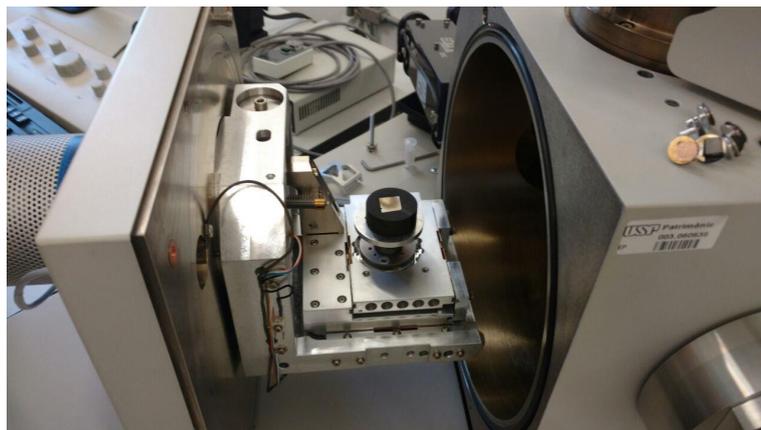


Figura 24 – Amostra embutida inserida na máquina. PMT – EPUSP.



Figura 25 – Amostra após a remoção do baquelite. PMT – EPUSP.

### 3.3 Rugosidade

Foi obtida a rugosidade das amostras (Figura 26), o equipamento utilizado foi um perfilômetro Surfcom 1900SD2. O parâmetro de saída será a rugosidade média ou Ra.

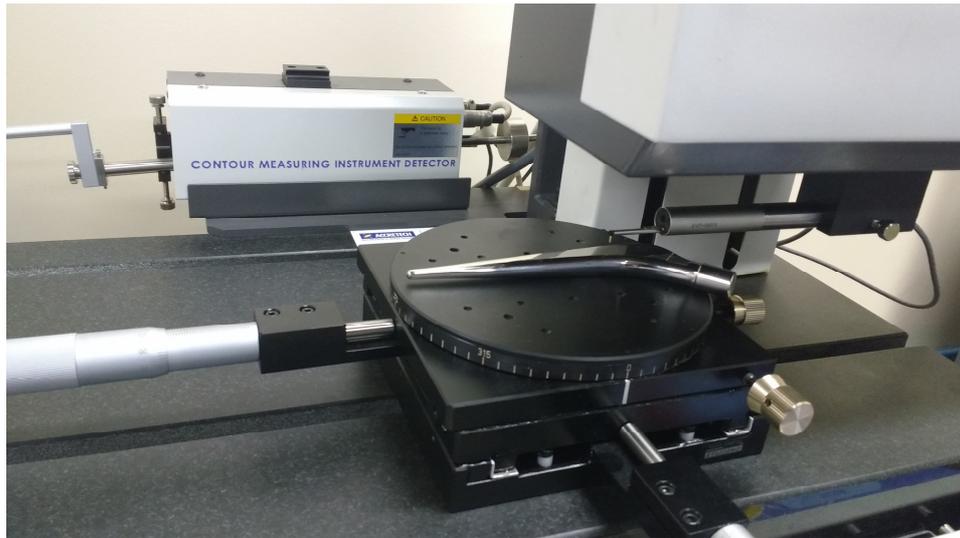


Figura 26 – Perfilômetro apalpando a superfície da amostra. SENAI-SP

O propósito de realizar a medição da rugosidade é obter o tipo de acabamento a ser inserido no software de ensaio de fadiga. Visto que este parâmetro tem influência direta no número de ciclos preditivo da haste.

### 3.4 Desenvolvimento do Ensaio de Tração

Recebidos dois corpos-de-prova termicamente tratados e moldados em barras de acordo com a norma ABNT NBR ISO 6892-1:2013 – Materiais metálicos – Ensaio de Tração.

Para a realização dos ensaios foi necessário realizar a montagem das mândíbulas prismáticas, de forma a permitir a fixação das amostras de perfil cilíndrico.

Com o software aberto seleciona-se o método de ensaio a ser realizado, no nosso caso, ensaio de tração de perfil cilíndrico. Com método selecionado criamos um Novo Trabalho. Efetua-se a descrição do ensaio a ser realizado indicando

Cliente/Material/Identificação. No menu Exibir, habilite o Indicador Digital (permitirá a visualização da força indicada e do deslocamento em milímetros). Fixou-se a amostra na mandíbula, efetua-se um leve tensionamento (de aproximadamente 10N). Zere a carga e a deformação. Após estas etapas, na máquina ou no software seleciona-se o botão Ensaio.

As amostras foram submetidas à força de tração até a ruptura do material para determinar propriedades mecânicas tais como alongamento, deformação, resistência à tração entre outros. Ao final do ensaio o software fornecerá os resultados de forma automática.

Os corpos de prova possuíam 47 mm de comprimento útil, ambos, e 4,88 mm e 4,96 mm de seção transversal Corpo de Prova 1 (CP1) e Corpo de Prova 2 (CP2), respectivamente (Figura 27).

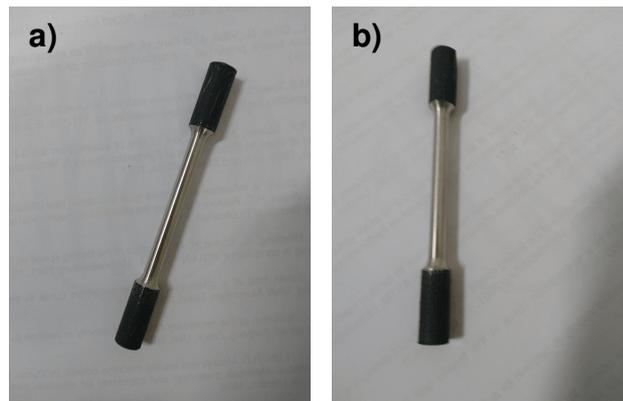


Figura 27 – a) Corpo de Prova 1. b) Corpo de Prova 2.

O ensaio foi realizado no Centro de Ciência e Tecnologia de Materiais (CCTM) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) e consistiu na solicitação de força axial nos corpos-de-prova, a máquina (Figura 28) possui análise em tempo real por meio software específico de coleta de dados. A velocidade de alongamento para o teste foi de 1mm por minuto para ambas amostras.

O ensaio de tração para o aço ASTM F138 foi realizado a partir de uma chapa de 50 x 50 cm, onde foram obtidas três amostras para realização dos testes. Os corpos de prova possuíam seção transversal retangular e demais medidas normatizadas.



Figura 28 – Máquina de Ensaio de Tração Instron, com CP1 em desenvolvimento.

### 3.5 Método de Elementos Finitos

Para realização da análise de elementos finitos foram utilizados dois softwares, Autodesk® Inventor® 2013 e Autodesk® Simulation 2015. O modelo virtual da prótese foi desenvolvido mediante ao desenho técnico fornecido pela empresa Ortosíntese. Procedimento macro para aplicação do método de elementos finitos, Figura 29.

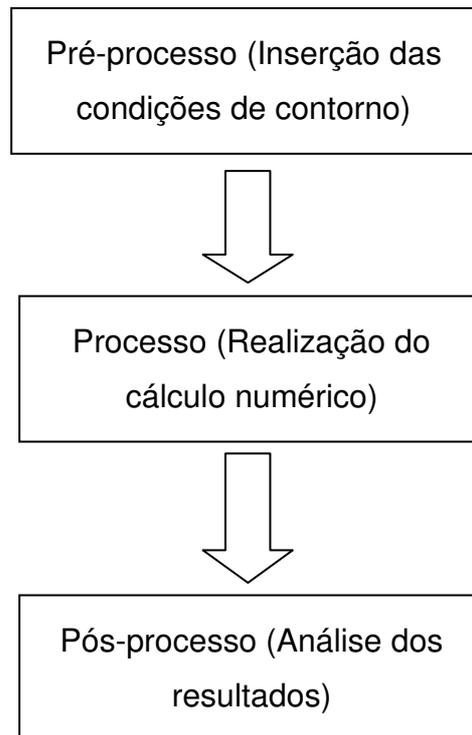


Figura 29 – Fluxo resumido para aplicação do Método de Elementos Finitos.

A geometria da haste (Figura 30) foi pensada para proporcionar uma melhor distribuição das tensões minimizando os pontos de maior concentração de tensão e também sua superfície gera uma ótima fixação união com o PMMA (polimetilmetacrilato) que por sua vez estará em contato com o osso.

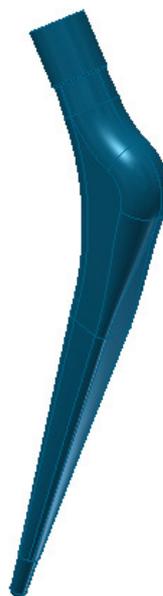


Figura 30 – Vista isométrica do modelo da haste femoral.

Para que pudéssemos simular a condição mais próxima da real foi desenvolvido um berço universal (Figura 31) para englobar a base da haste estudada. Na extremidade inferior do berço foi aplicada a restrição de um apoio fixo efetuando assim a limitação do movimento do componente requerido.

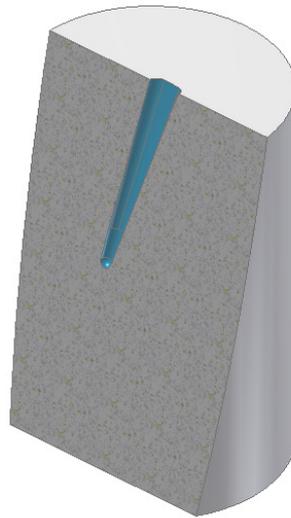


Figura 31 – Dispositivo para apoio da haste, a região com coloração cian é onde será inserida a haste.

Antes de efetuar a sollicitação na prótese é preciso entender a distribuição dos esforços na haste, que está demonstrada na Figura 32. O princípio dos deslocamentos virtuais relata que o trabalho desenvolvido pelas tensões internas na deformação virtual é equivalente ao trabalho desenvolvido pelas forças exteriores nos deslocamentos virtuais dos seus pontos de sollicitação.

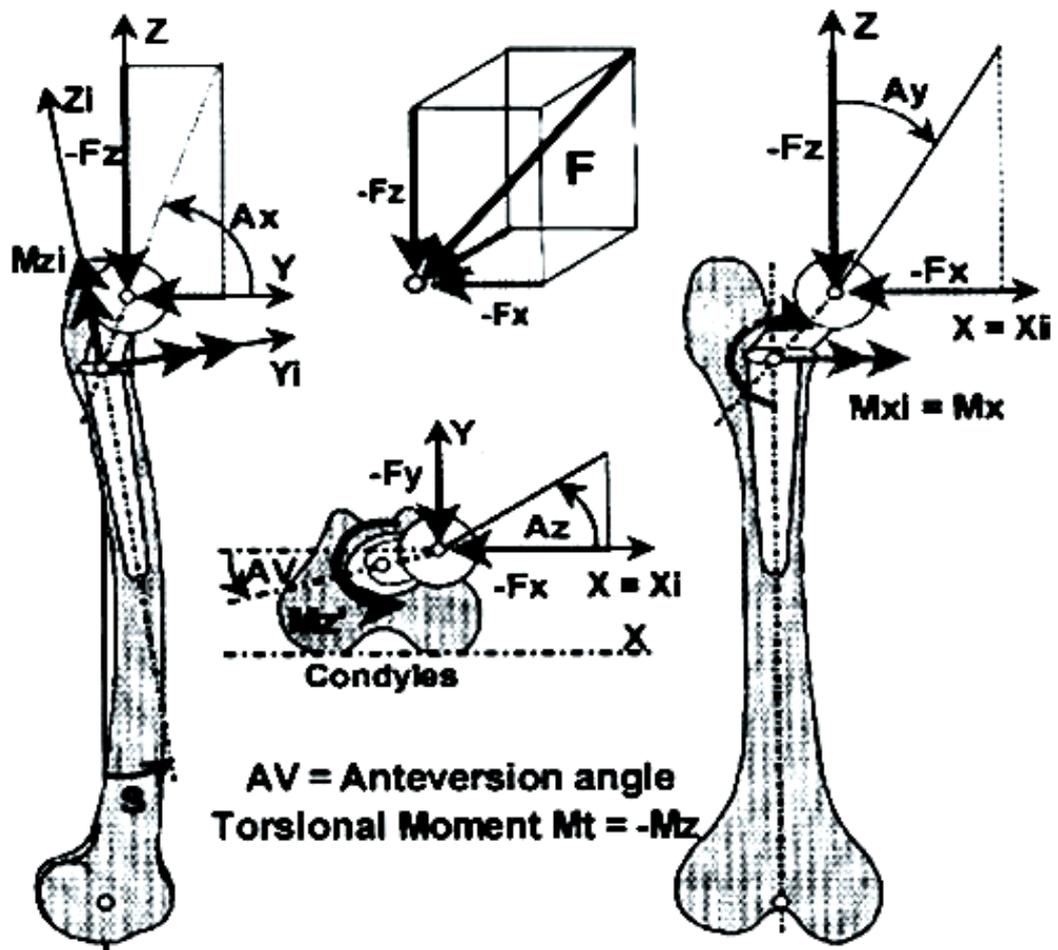


Figura 32 – Sistema de coordenadas do fêmur esquerdo.

Fonte: KADIR, 2014.

Um das entradas para início do ensaio virtual é a seleção do material adequado, no nosso caso foi necessário criar na lista de matérias as ligas ASTM F138 e ASTM F75, conforme Tabela 3. A prótese estudada apresenta áreas das secções transversais (Figura 33) diferentes entre si, este fator tem influência direta na distribuição das tensões na haste.

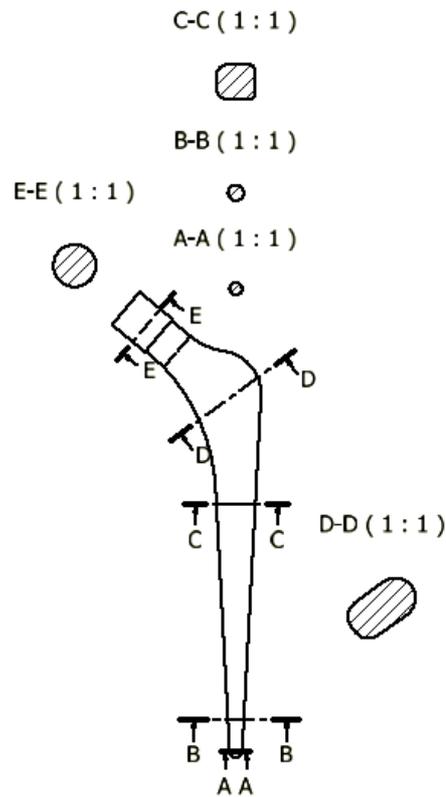


Figura 33 – Detalhamento das diferentes secções transversais na prótese.

Foram assumidas as propriedades do material como isotrópico e linear elástico com coeficiente de Poisson igual a 0,3, obedecendo a Lei de Hooke, (KADIR, 2014). O implante foi assumido para transmitir toda a energia absorvida para o meio ambiente e os efeitos do calor do corpo foram negligenciados de causar quaisquer efeitos de fluência. Esse modelo que foi implementado e tem se mostrado eficiente na simulação de problemas biomecânicos (SPINELLI, 2012).

Richard Von Mises (1883-1953) relatou que um elemento físico estará seguro ao trabalho, desde que o valor máximo da tensão de distorção por unidade de volume permaneça menor do que a tensão de escoamento referente ao material submetido à solicitação (BEER et al, 2015).

“Com frequência, é conveniente, em situações envolvendo tensões combinadas, normal e de cisalhamento no mesmo ponto, definir uma tensão equivalente que possa ser usada para representar a combinação de tensões. A utilização da energia de distorção nos dá um bom meio para fazê-lo para materiais dúcteis. A **tensão equivalente de Von Mises** é definida como a *tensão de tração uniaxial que criaria a mesma energia de distorção que é criada pela combinação das tensões aplicadas*. Esse procedimento nos permite tratar casos de tensão multiaxiais combinadas às

tensões de cisalhamento como se fossem devidos a um carregamento de tração pura (NORTON, 2013).”

O critério de Von Mises será utilizado para comparar os resultados das simulações com os resultados dos experimentos. Tendo como propósito validar a simulação virtual (YOSIBASH, 2013). Um dos dados fundamentais para que possamos realizar a análise da fadiga é o limite de resistência à fadiga que é obtido nas Figuras 34 e 35, a Figura 12 também apresenta os dados referentes à resistência à fadiga.

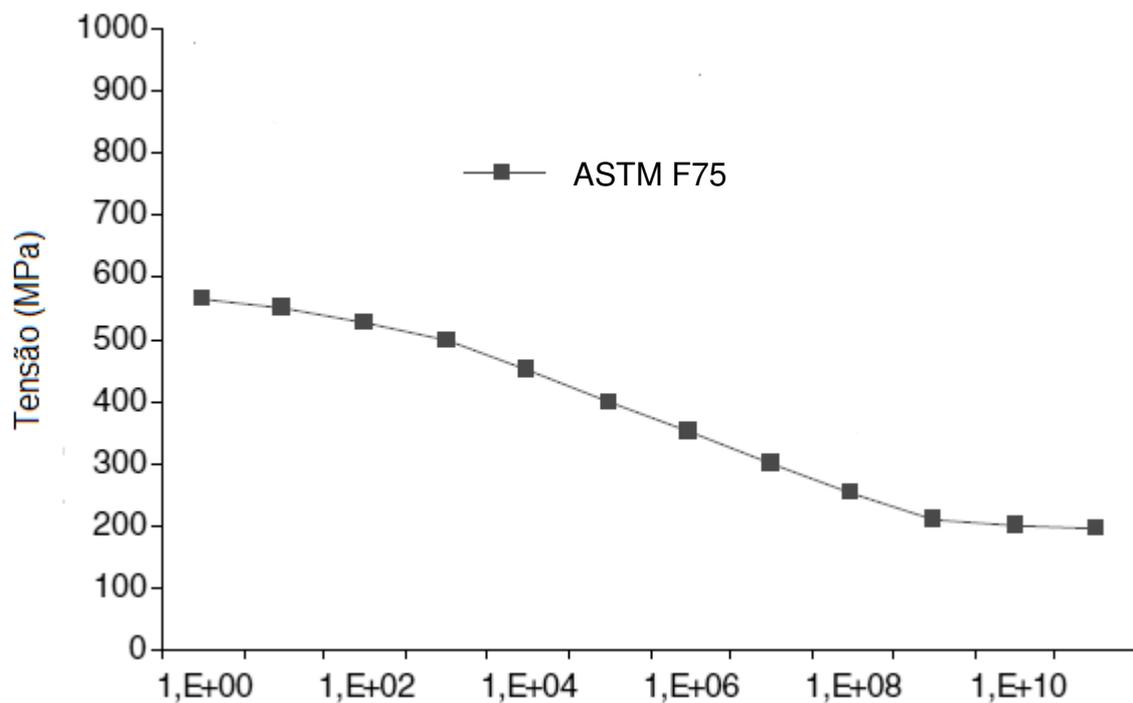


Figura 34 – Curva S-N da liga ASTM F75.

Fonte: SENALP, 2007.

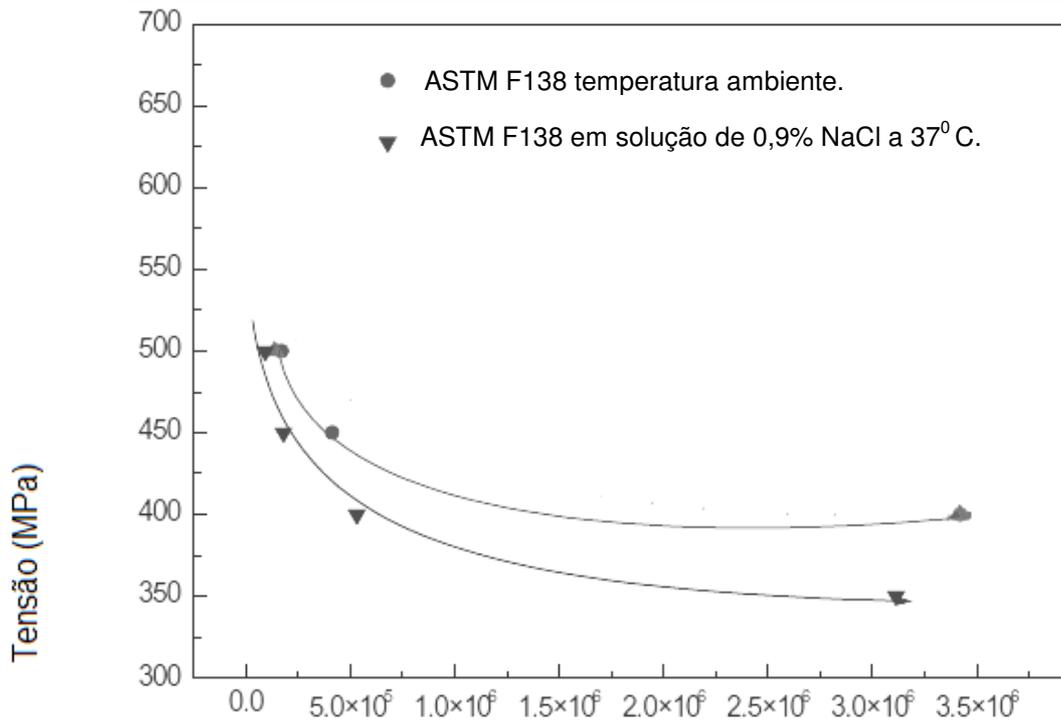


Figura 35 – Curva S-N do aço inoxidável ASTM F138.

Fonte: YANG;REN, 2010.

Realizou-se a montagem de ambas as partes obedecendo as restrições do projeto. No ambiente de análise de tensão é definido a superfície que será fixada, o tipo de malha (Figura 36) e a força que deverá ser aplicada durante a simulação. O tipo de malha disponível no Autodesk Inventor é tetraédrico com dez nós (b).

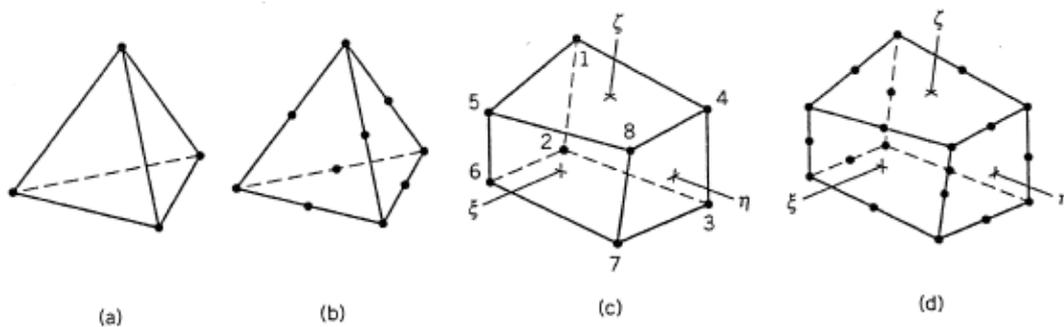


Figura 36 – Elemento 3D comuns na geração da malha. a) Tetraédrico com quatro nós. b) Tetraédrico com dez nós. c) Hexaédrico trilinear com oito nós. d) Hexaédrico quadrático com vinte nós.

Fonte: COOK, 1994.

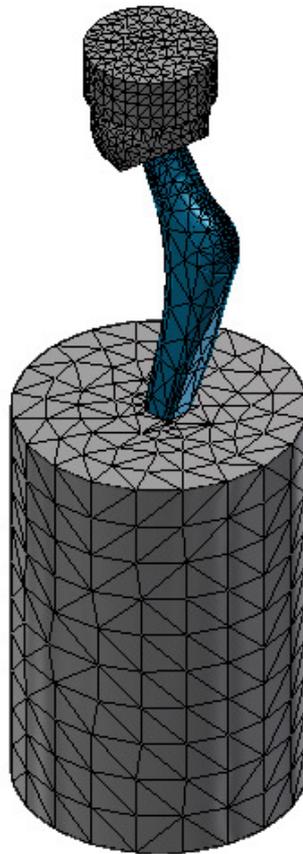


Figura 37 – Visualização da malha aplicada ao modelo no ensaio estático.

O tipo de interação física entre as partes (haste/base) será de união perfeita entre os corpos (VIRULSRI, 2015). Desta forma a simulação estará medindo o grau de resistência mecânica da haste. Os dados obtidos das Figuras 34 e 35 são convertidos para o gráfico demonstrado na Figura 38. De acordo com o gráfico utilizado para a realização do ensaio virtual de fadiga o ponto descrito com a equação  $0,9 \cdot LRT$ , significa que a tensão nesta coordenada é 90% do limite de resistência à tração, o ponto mais a direita é referente ao limite de resistência a fadiga.

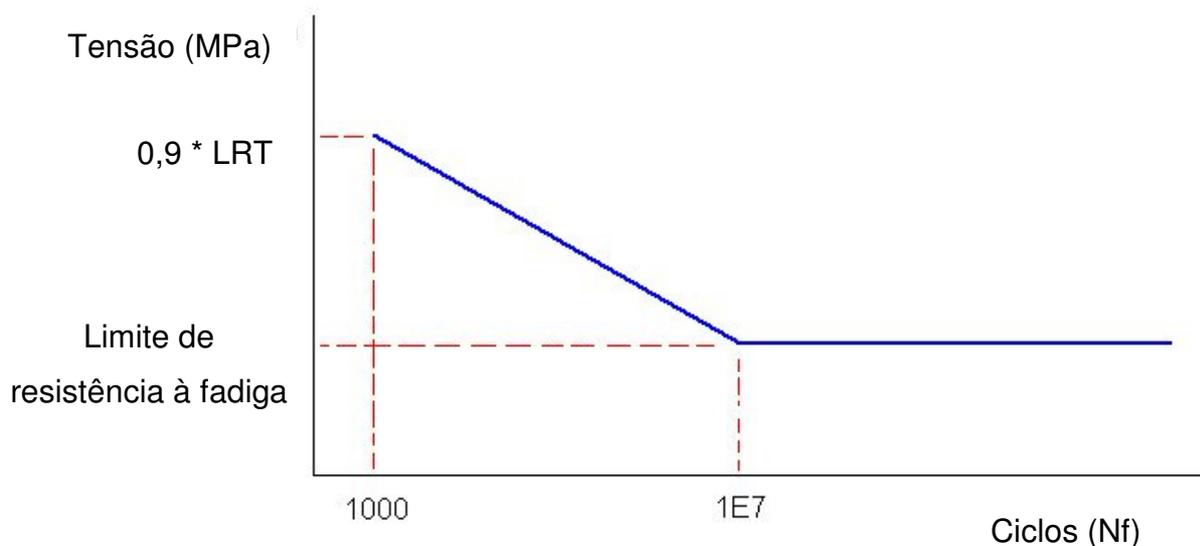


Figura 38 – Gráfico gerado pelo software Autodesk® Simulation.

Do ponto de vista matemático, os critérios de Von Mises (Tensão Equivalente) foram usados para calcular tensões normais e de cisalhamento, que é uma abordagem clássica no campo da engenharia mecânica. O critério de aprovação do modelo é estabelecido efetuando-se a comparação da tensão de Von Mises, gerada na simulação, com a tensão de escoamento do material (ZAMEER, 2015). O refinamento de malhas foi aplicado em pontos de maior de tensão. O refinamento da malha foi efetuado até a tensão equivalente apresentar mínima variação, convergindo para o resultado mais próximo do real. O tipo de malha utilizada no ensaio será tetraédrico com três graus de liberdade.

As solicitações de 1000 N, 1600 N e 2300 N, foram aplicadas a 10 graus com relação ao ângulo do plano frontal e 9 graus ângulo do plano lateral. De acordo com a norma ISO 7206-4:2016, relativo ao teste de fadiga, a força aplicada na haste deve ser de 2300N (BERGMANN, 2016). A carga foi aplicada na cabeça da prótese, distribuindo as tensões uniformemente, todas as interfaces foram consideradas como junções ideais. O apoio fixo com restrição em todas as direções foi aplicado no ponto inferior do berço de apoio da haste.

As saídas a serem analisadas são:

- Tensão Equivalente
- Deflexão

- Fator de Segurança (obtido pela comparação da tensão de escoamento com a tensão equivalente)
- Número de ciclos preditivo.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

### 4.1 Caracterização das amostras.

Os resultados expostos demonstram a microestrutura do aço ASTM F138, pode se observar que as superfícies apresentam baixa densidade de inclusões, as micrografias demonstram que se trata de uma estrutura austenítica. Nessas micrografias verificam-se a presença de grãos bem delineados e que também apresentam maclas, característicos da estrutura austenítica.

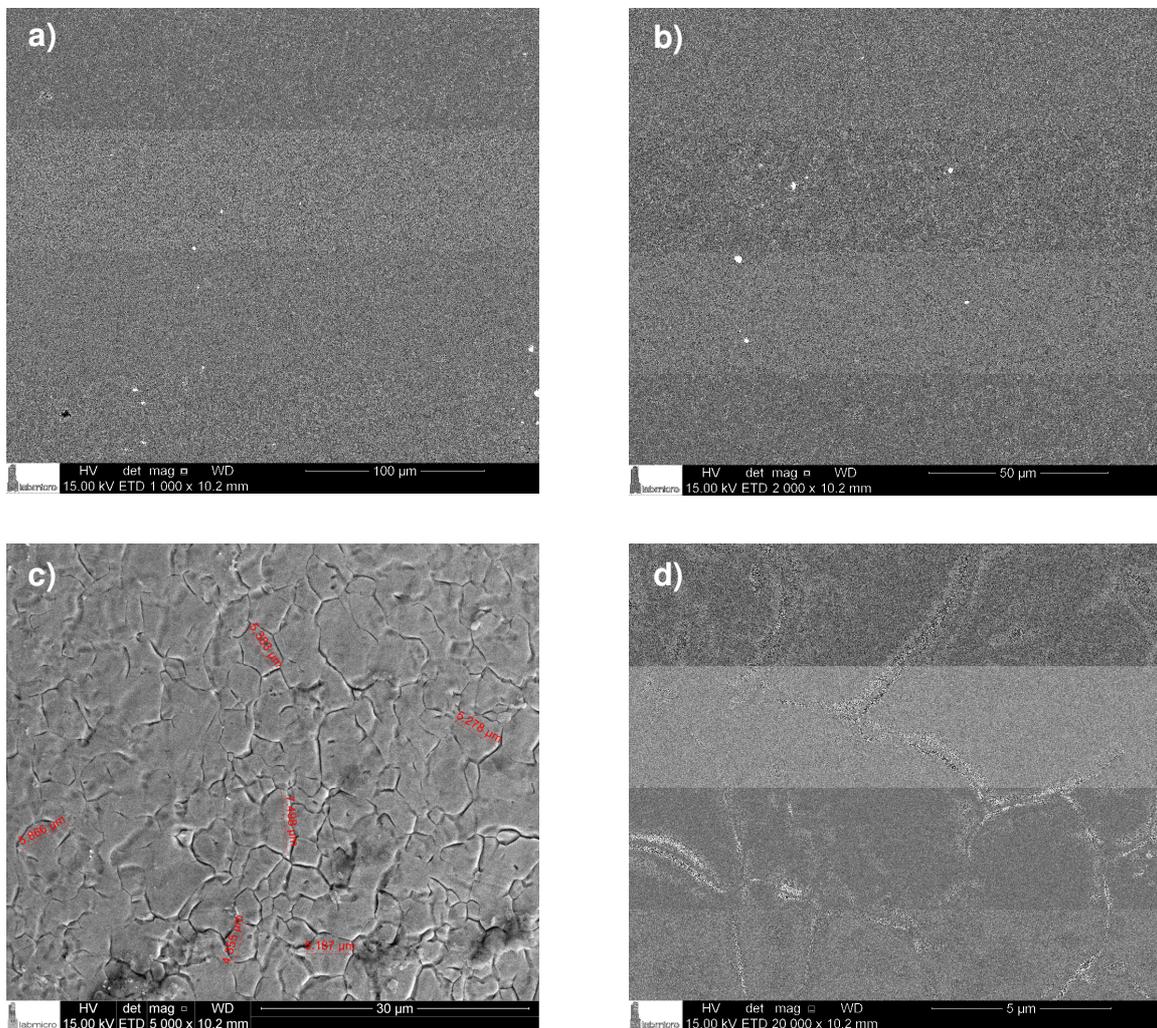


Figura 39 – Revelação da microestrutura da amostra aço inoxidável ASTM F138. a) Ampliação 1000 vezes. b) Ampliação 2000 vezes. c) Ampliação 5000 vezes. d) Ampliação 20000 vezes.

Analisando a matriz da amostra por espectroscopia dispersiva (Figura 40) obteve-se a concentração dos elementos cromo (17,9 % peso), níquel (13,5 % peso) e molibdênio (2,3 % peso). Os resultados apresentados permaneceram dentro dos limites estabelecidos pela norma ASTM F138.

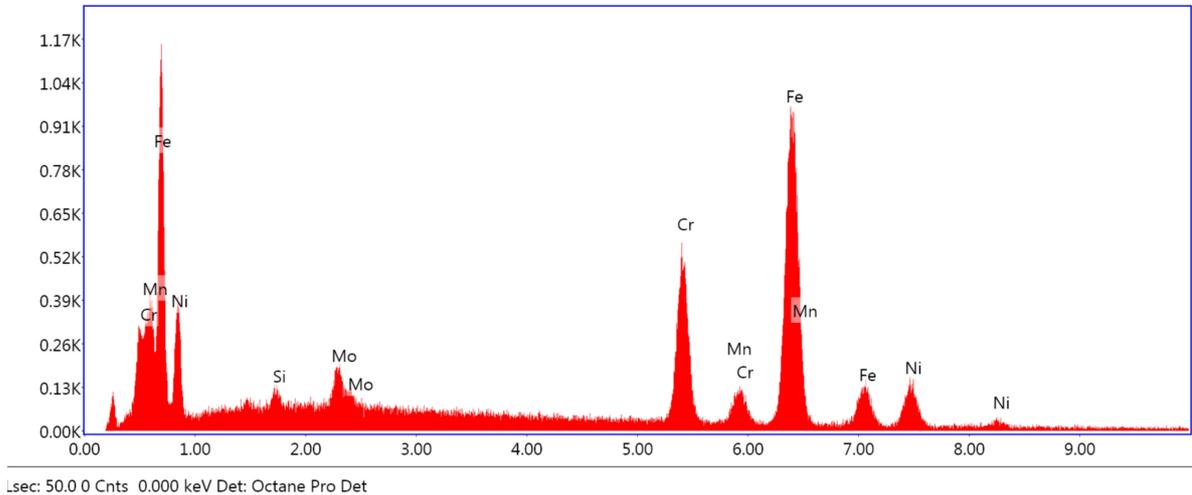


Figura 40 – Espectro por energia dispersiva mostrando os picos dos elementos que compõe a amostra do aço inoxidável ASTM F138.

A Figura 41 refere-se ao aço ASTM F5, e foi identificada a presença de carbonetos ( $M_{23}C_6$ ), o que caracteriza materiais fundidos. A microestrutura não apresenta maclas. Observa-se também a presença de inclusões.

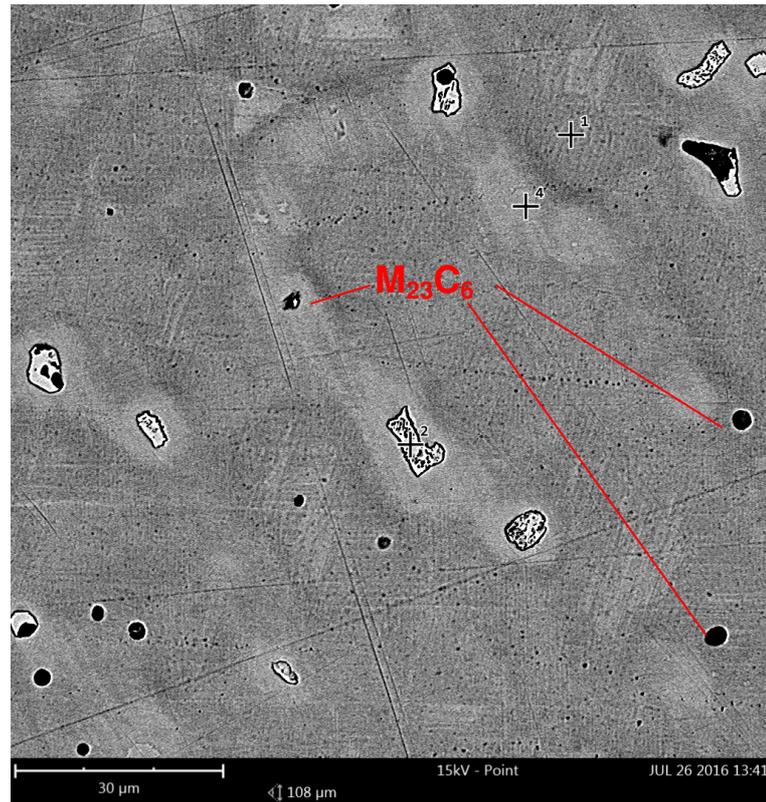


Figura 41 – Revelação da microestrutura da amostra ASTM F75 sem tratamento.

Analisando a matriz da amostra por espectroscopia dispersiva (Figura 42) é possível observar elevada concentração dos elementos cobalto (64,3 % peso), cromo (27,9 % peso) e molibdênio (7 % peso). Os resultados apresentados permaneceram dentro dos limites estabelecidos pela norma ASTM F75.

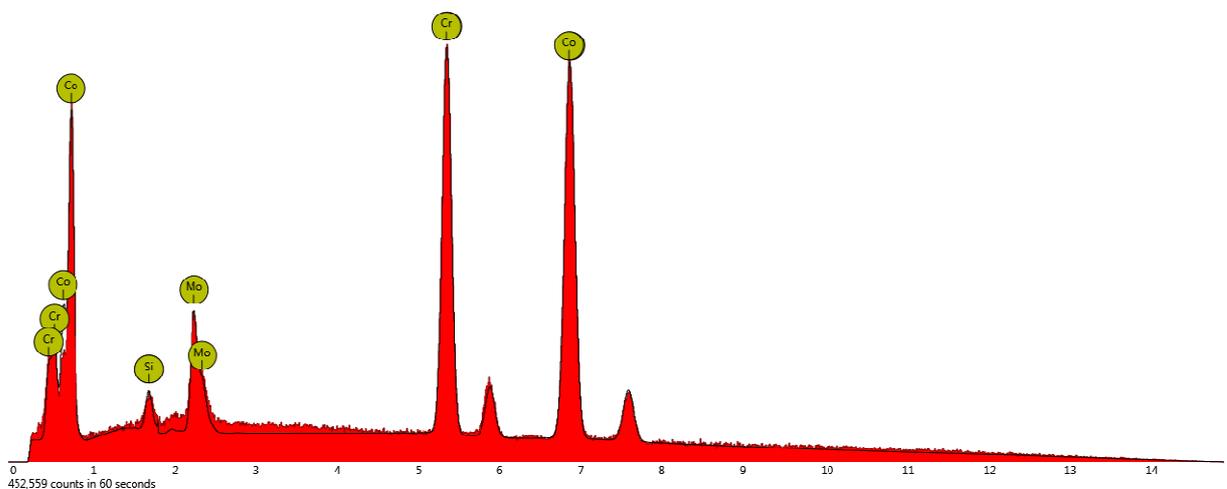


Figura 42 – Espectro por energia dispersiva (EDS) mostrando os picos dos elementos que compõe a amostra do aço inoxidável ASTM F75.

## 4.2 Resultados obtidos na análise rugosidade.

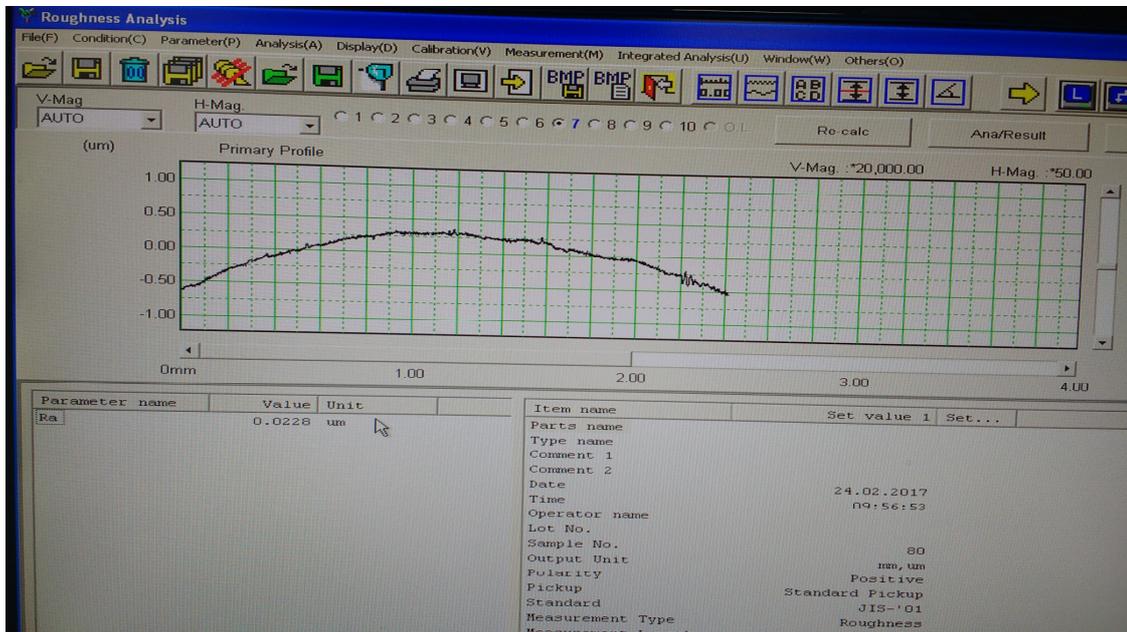


Figura 43 – Tela de saída do software TRIM, demonstrando Ra 0,0233  $\mu\text{m}$ .

Mediante a rugosidade obtida chega-se a conclusão que o tipo de acabamento a ser selecionado é o de superfície polida.

## 4.3 Ensaio de tração relativo às três amostras ASTM F138.

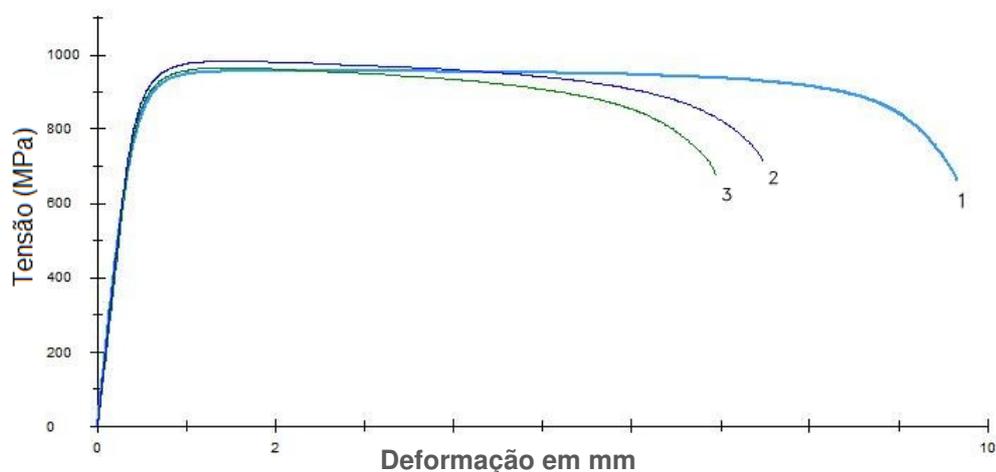


Figura 44 – Gráfico tensão x deformação gerado no ensaio de tração das amostras ASTM F138.

Tabela 4 – Dados obtidos no ensaio de tração ASTM F138.

Amostra	Espessura (mm)	LRT (N/mm <sup>2</sup> )	LE (N/mm <sup>2</sup> )	Alongamento (%)
1	3,00	957	870	11,7
2	3,01	965	904	8,3
3	3,02	983	907	9,0

De acordo com as exigências da norma ASTM F138, o aço inoxidável trabalhado a frio deve possuir limite de resistência à tração mínimo de 860 MPa, limite de escoamento mínimo de 690 MPa e alongamento mínimo de 12%.

#### 4.4 Ensaio de tração relativo às duas amostras ASTM F75.

É possível visualizar nos gráficos (Figura 45 e 46) a seguir, gerado pelo software do qual coleta dados do ensaio em tempo real, a região da trinca no CP2. O limite de escoamento foi determinado traçando uma reta paralela à região elástica com deformação de 0,002 até cruzar com a curva de tração. São indicados os pontos de LE, LRT para CP1, do qual obteve tensão de fratura próxima a 500 MPa.

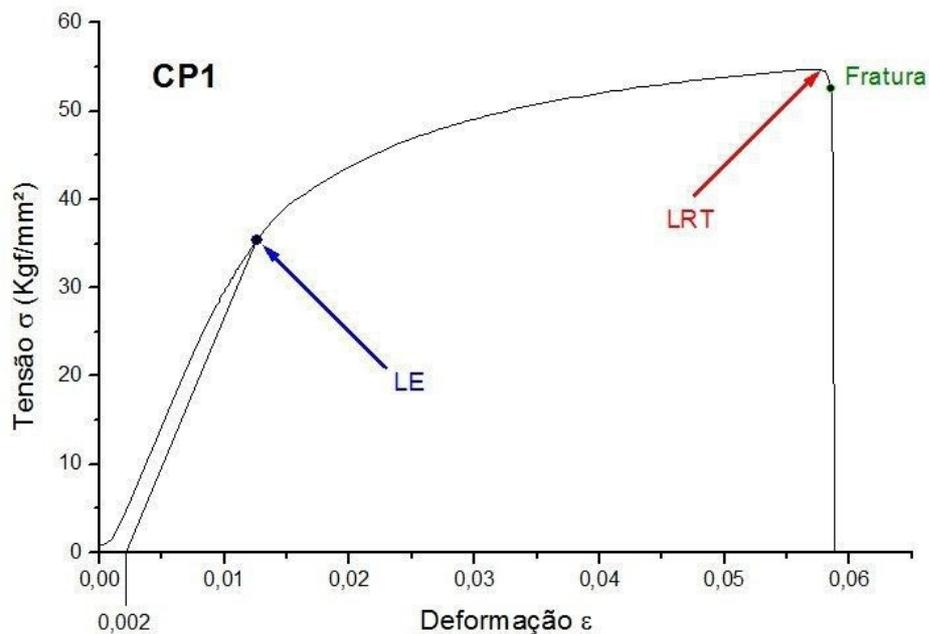


Figura 45 – Gráfico tensão x deformação gerado no ensaio de tração do CP1 ASTM F75.

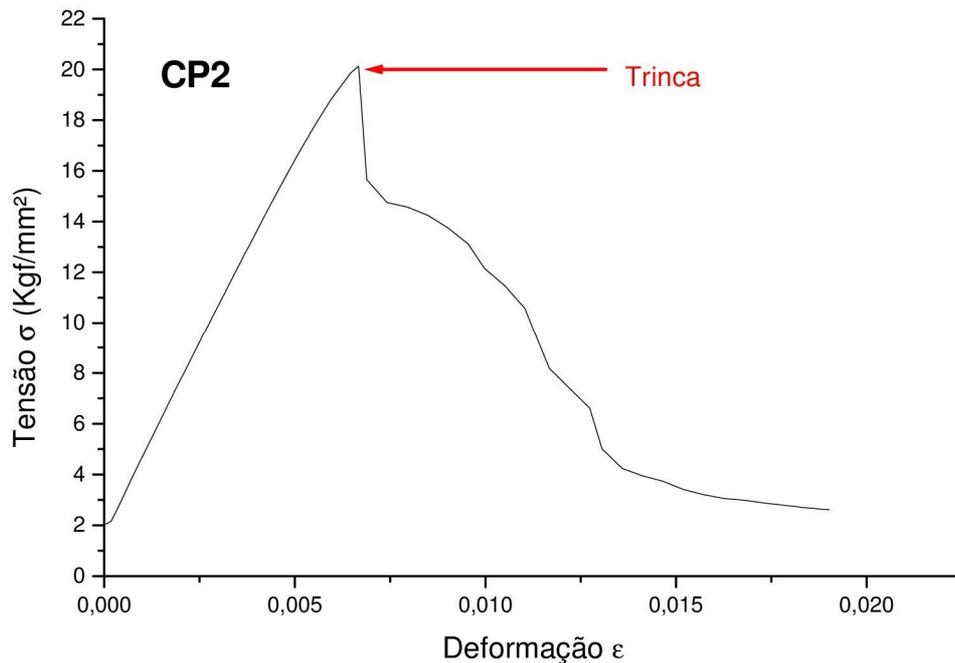


Figura 46 – Gráfico tensão x deformação gerado no ensaio de tração do CP2 ASTM F75.

Tabela 5 – Dados obtidos no ensaio de tração ASTM F75.

<b>Amostra</b>	<b>Diâmetro (mm)</b>	<b>LRT (N/mm<sup>2</sup>)</b>	<b>LE (N/mm<sup>2</sup>)</b>	<b>Alongamento (%)</b>
1	4,88	547	355	5,88
2	4,96	201	201	1,90

Os resultados apresentados pelo corpo de prova CP2 foram demasiadamente abaixo dos limites previstos na norma devido a uma trinca não visível próxima à região onde a barra apresenta redução da secção transversal, mesmo assim o teste foi realizado para a comparação dos valores com CP 1. Devido a isso os valores de LRT e LE são idênticos.

#### 4.5 Resultados obtidos na análise estática virtual variando a solicitação.

O modelo virtual foi exportado para o ambiente de análise de tensões, com o auxílio do mapa de tensões e deflexões, pode-se observar o deslocamento e tensão máxima em função da incidência da força vertical de compressão. O número de nós gerado pelo software na haste é de 2835 e o número de elementos é de 12097.

Resultados obtidos na análise estática virtual. Material ASTM F138.

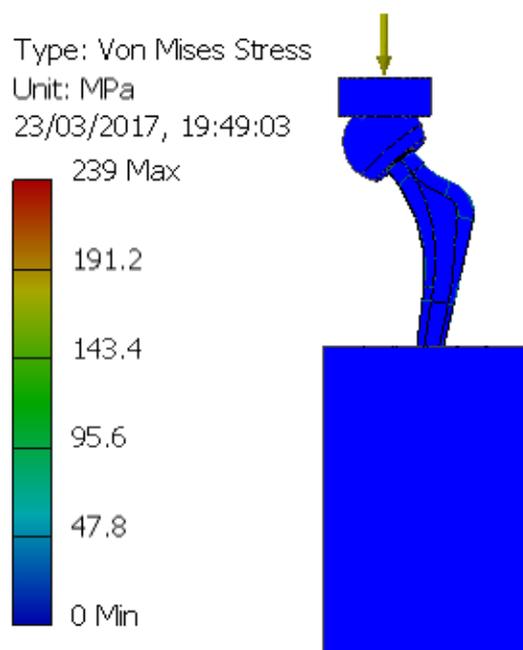


Figura 47 – Tensão Von Mises, força aplicada 1kN, material ASTM F138.

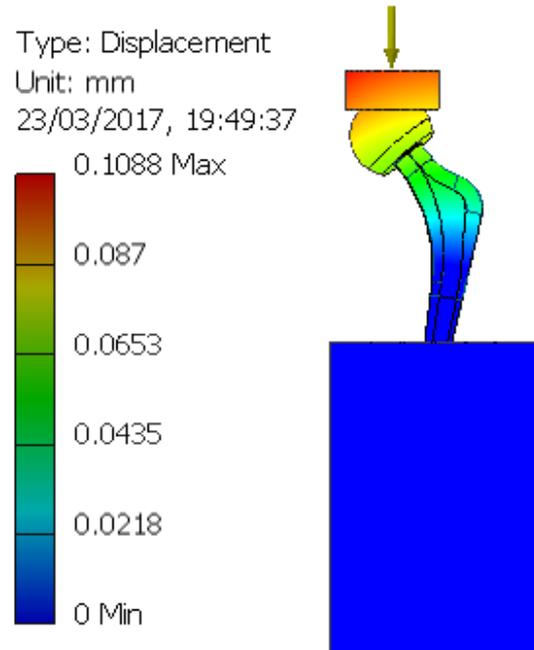


Figura 48 – Deflexão, força aplicada 1 kN, material ASTM F138.

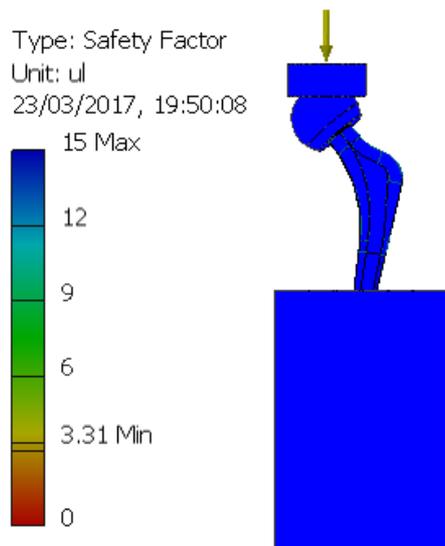


Figura 49 – Coeficiente de segurança, força aplicada 1 kN, material ASTM F138.

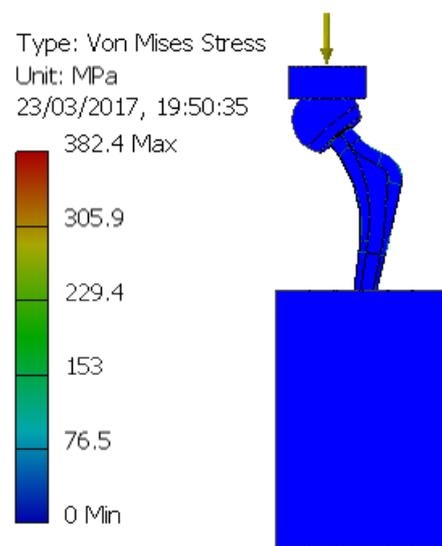


Figura 50 – Tensão Von Mises, força aplicada 1,6 kN, material ASTM F138.

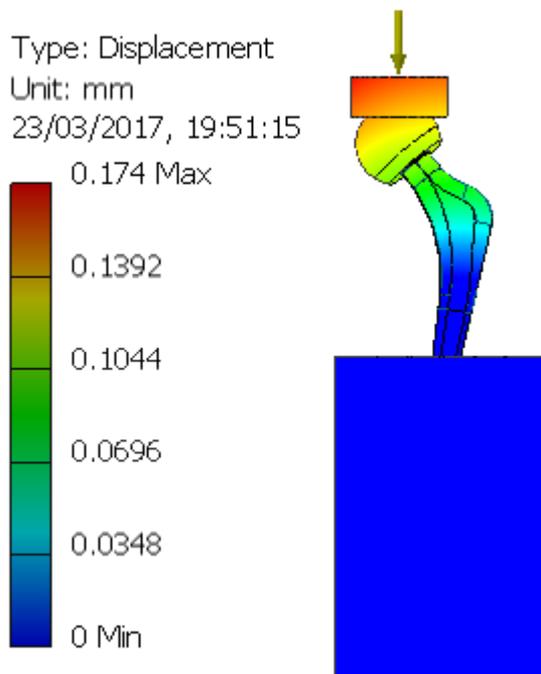


Figura 51 – Deflexão, força aplicada 1,6 kN, material ASTM F138.

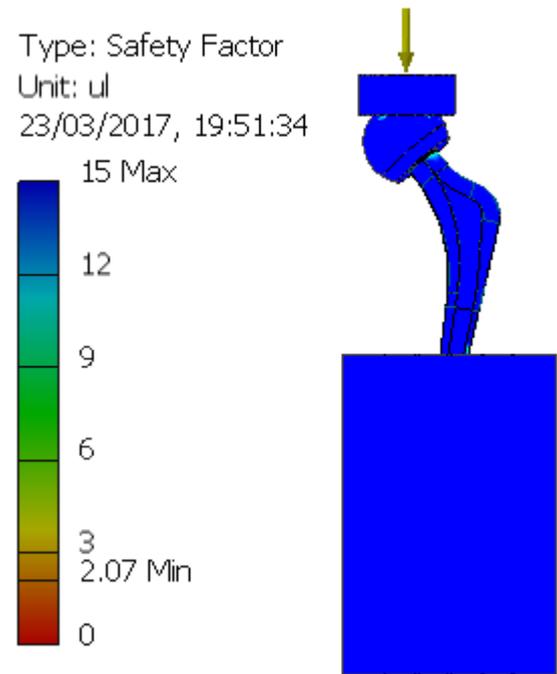


Figura 52 – Coeficiente de segurança, força aplicada 1,6 kN, material ASTM F138.

Na análise estática com a aplicação de até 1,6 kN na cabeça da prótese, o desempenho do modelo virtual foi satisfatório visto que o coeficiente de segurança mínimo foi de 2,07, como demonstrado na escala à esquerda da figura 52. Quanto à deflexão não houve um deslocamento significativo, visto que a norma ANBT prevê deslocamento máximo de até 5 mm. O gradiente de cores demonstrado nas figuras aponta a região de maior criticidade com relação ao critério avaliado. Desta maneira a região do pescoço (local de maior descontinuidade) e também o ponto mais próximo à base, foram os pontos que apresentaram maior concentração de tensão.

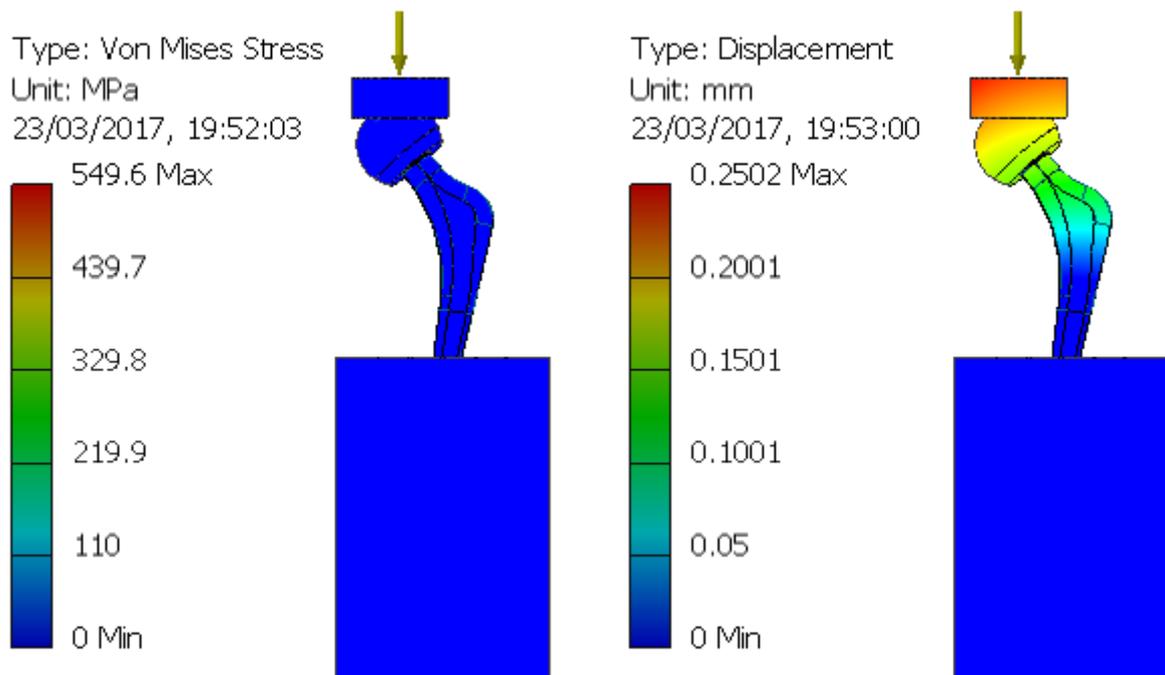


Figura 53 – Tensão Von Mises, força aplicada 2,3 kN, material ASTM F138.

Figura 54 – Deflexão, força aplicada 2,3 kN, material ASTM F138.

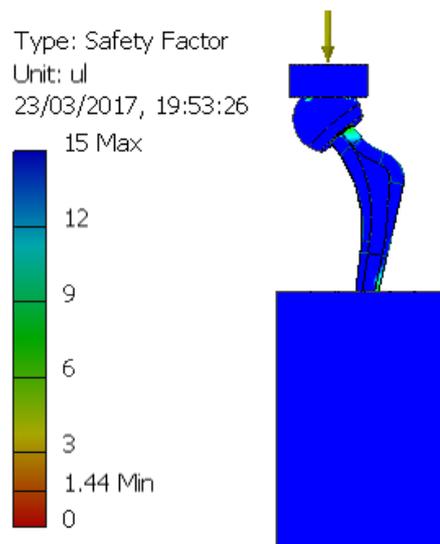


Figura 55 – Coeficiente de segurança, força aplicada 2,3 kN, material ASTM F138.

A solicitação de 2,3 kN, gerou um coeficiente de 1,44 (Figura 55), o que nos revela um índice que atende as expectativas do projeto. De acordo com as cargas estáticas pelas quais o modelo virtual foi submetido pode se concluir que o projeto é seguro utilizando a liga ASTM F138.

Resultados obtidos na análise estática virtual. Material ASTM F75.

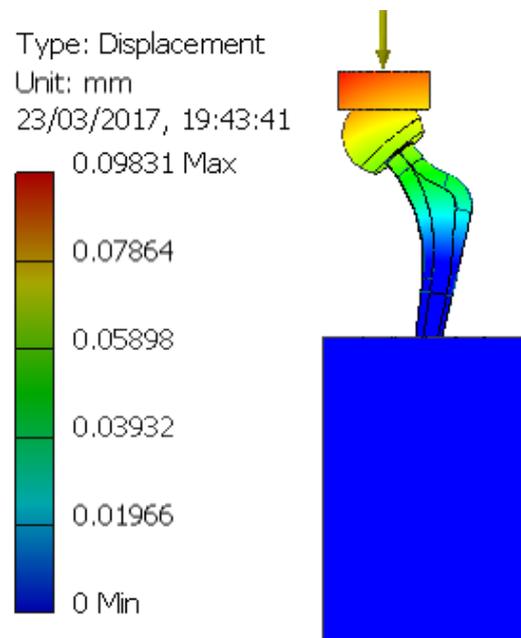
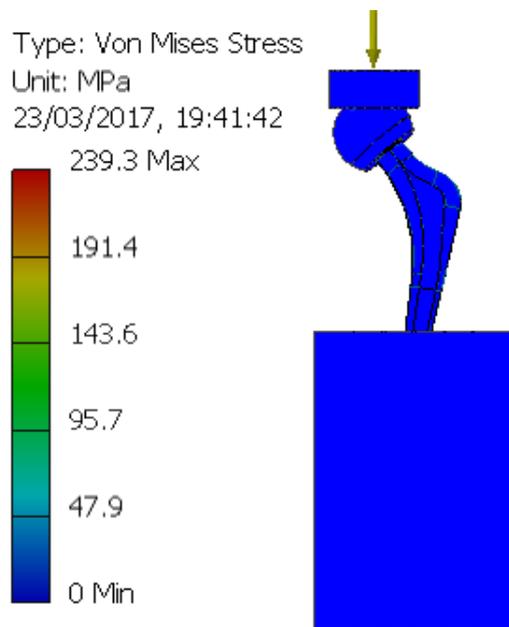


Figura 56 – Tensão Von Mises, força aplicada 1kN, material ASTM F75.

Figura 57 – Deflexão, força aplicada 1 kN, material ASTM F75.

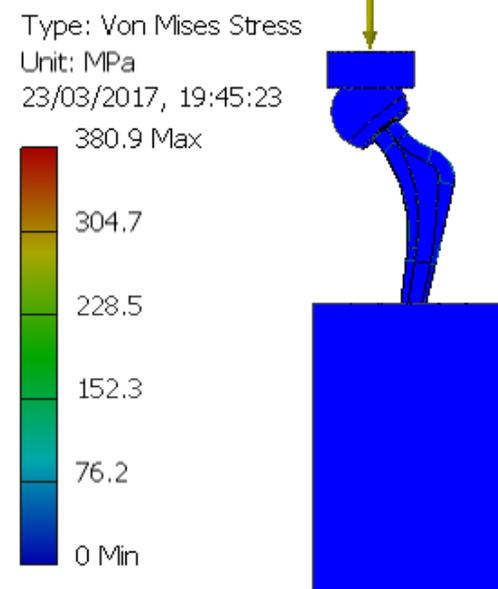
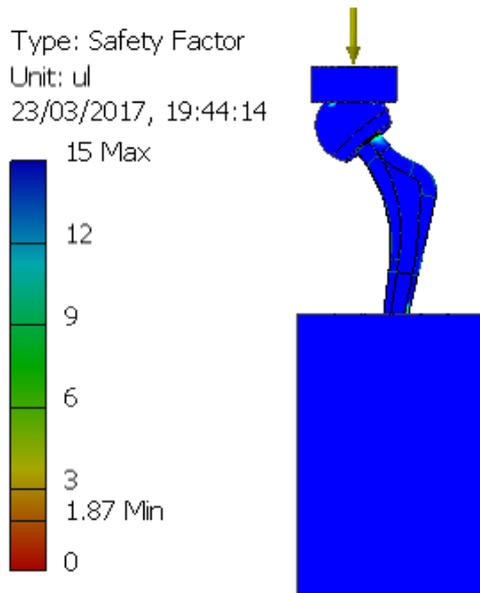


Figura 58 – Coeficiente de segurança, força aplicada 1 kN, material ASTM F75.

Figura 59 – Tensão Von Mises, força aplicada 1,6 kN, material ASTM F75.

A amplitude de carga de 1kN, equivalente a caminhada de um indivíduo de 75 kg, na simulação estática não provocou deslocamento significativo dos elementos discretos, visto que a deflexão máxima foi de 0,098 mm (Figura 57). O gradiente de

cores que apontam para a região crítica também não apresentou tonalidade vermelha (sinalização de ponto crítico).

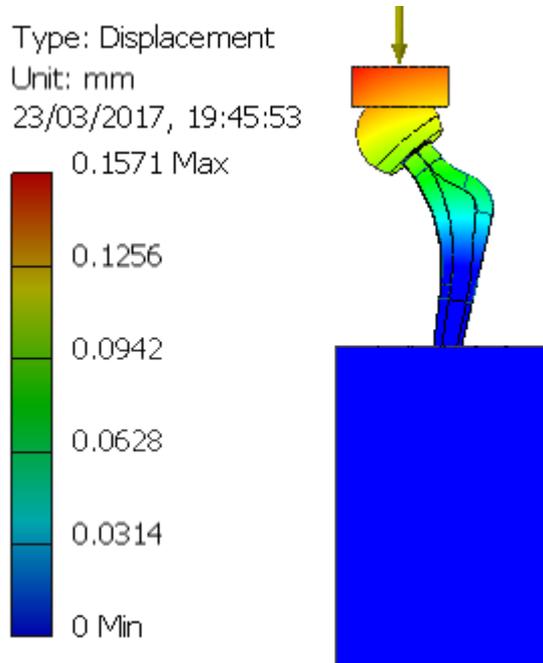


Figura 60 – Deflexão, força aplicada 1,6 kN, material ASTM F75.

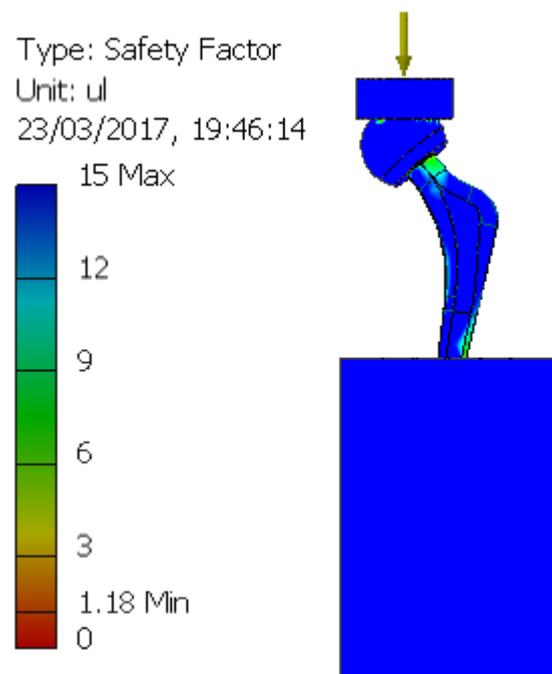


Figura 61 – Coeficiente de segurança, força aplicada 1,6 kN, material ASTM F75.

Na análise estática com a aplicação de até 1,6 kN na cabeça da prótese, o desempenho do modelo virtual foi insatisfatório visto que o coeficiente de segurança mínimo foi de 1,18, como demonstrado na escala à esquerda da figura 59. O coeficiente de segurança está muito próximo de 1 que é o limite de aprovação, a norma não especifica o coeficiente mínimo para este tipo de produto.

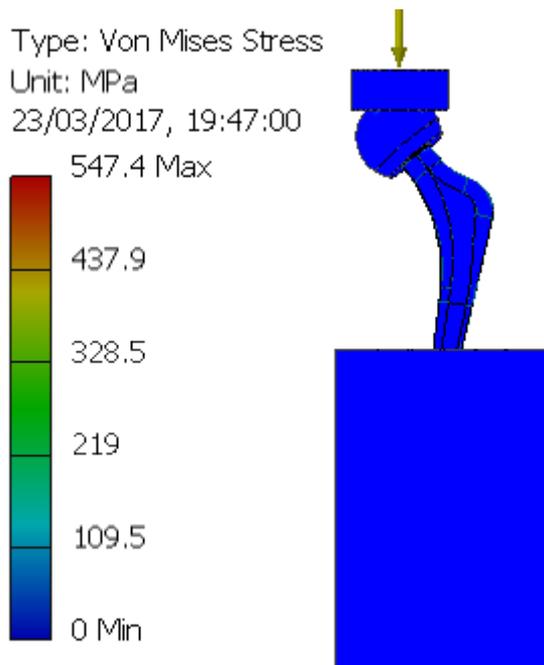


Figura 62 – Tensão Von Mises, força aplicada 2,3 kN, material ASTM F75.

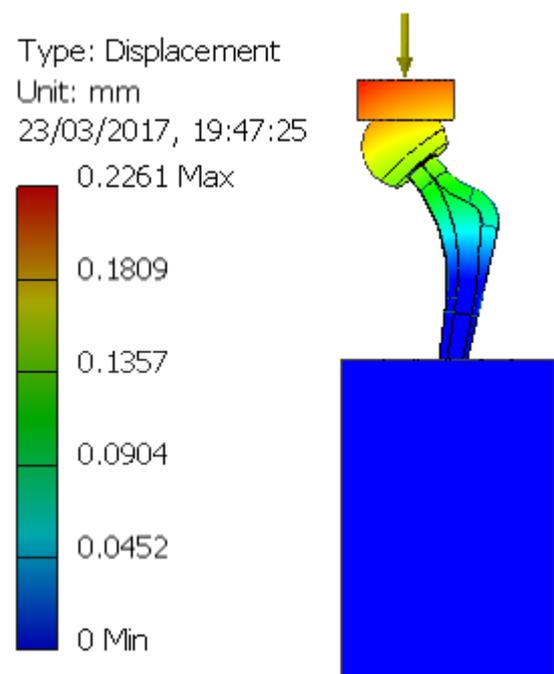


Figura 63 – Deflexão, força aplicada 2,3 kN, material ASTM F75.

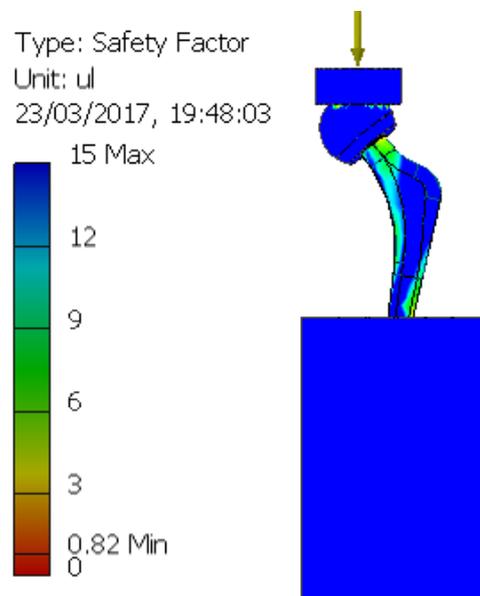


Figura 64 – Coeficiente de segurança, força aplicada 2,3 kN, material ASTM F75.

A solicitação de 2,3 kN, gerou um coeficiente de 0,82, o que nos revela a um índice que não atende as expectativas do projeto. De acordo com as cargas estáticas pelas quais o modelo virtual foi submetido pode se concluir que o projeto não é seguro utilizando a liga ASTM F75.

Método de elementos finitos, aplicado à obtenção do número de ciclos preditivo.

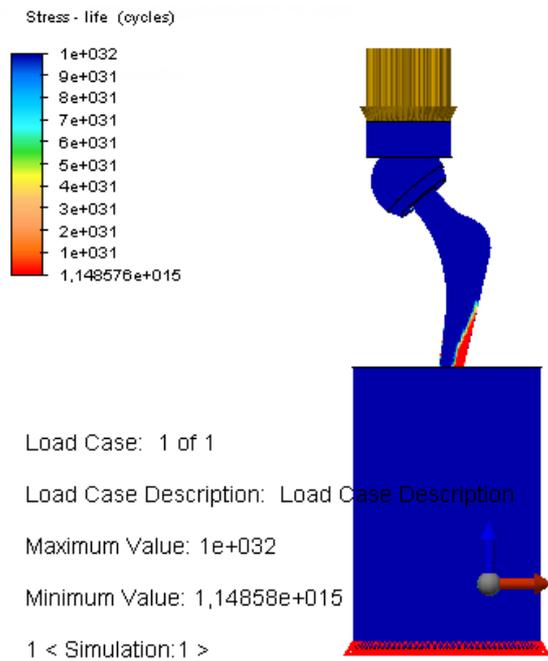


Figura 65– Número de ciclos preditivo, força aplicada 1kN, material ASTM F75.

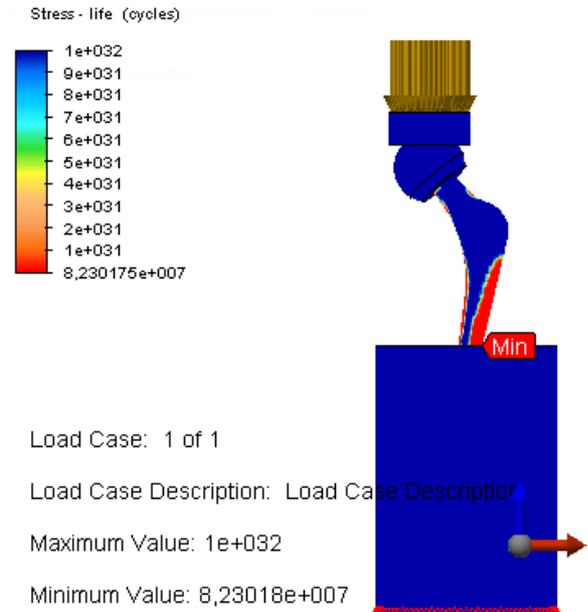


Figura 66 – Número de ciclos preditivo, força aplicada 1,6 kN, material ASTM F75.

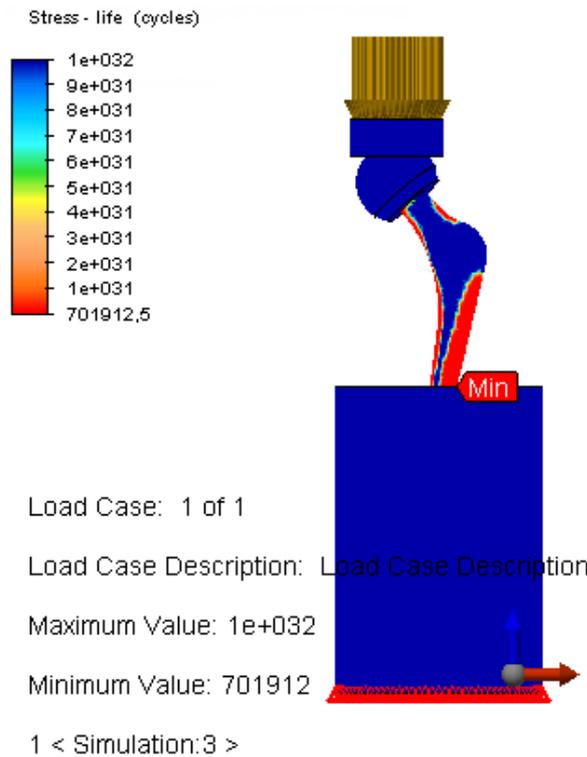


Figura 67 – Número de ciclos preditivo, força aplicada 2,3 kN, material ASTM F75.

Os modelos submetidos ao teste de fadiga demonstram um comportamento análogo ao ensaio estático, de modo que as regiões que falhariam de forma prematura provavelmente seriam no pescoço e a região da haste que apresenta a indicação “MIN”.

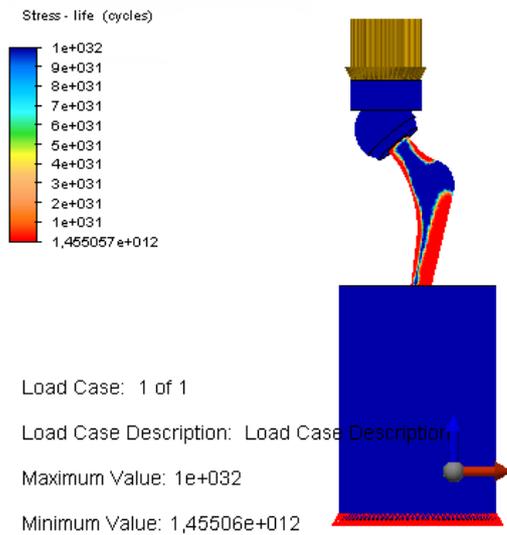


Figura 68 – Número de ciclos preditivo, força aplicada 1,0 kN, material ASTM F138.

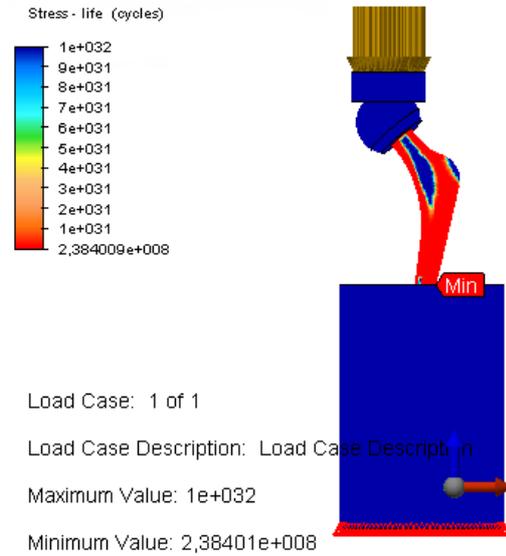


Figura 69 – Número de ciclos preditivo, força aplicada 1,6 kN, material ASTM F138.

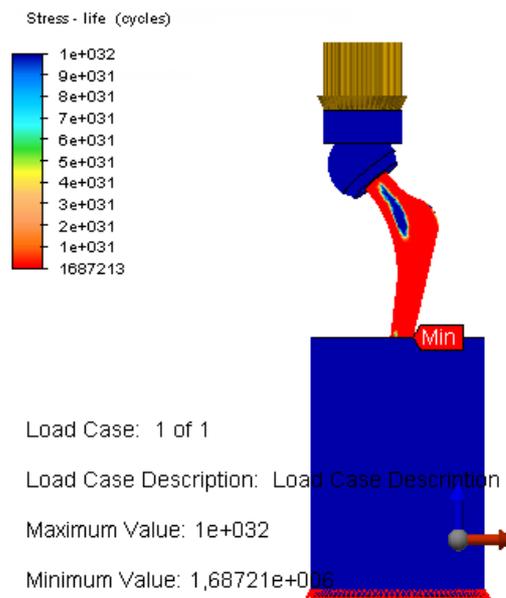


Figura 70 – Número de ciclos preditivo, força aplicada 2,3 kN, material ASTM F138.

O método de cálculo para a obtenção do número de ciclos preditivo foi fundamentado no critério de Goodman visto que o critério de Gerber é considerado como precavido ao extremo, o que provoca super dimensionamento de projetos. Com a aplicação de ambos os materiais, o modelo virtual não atenderia ao critério de 5 milhões de ciclos somente com a solicitação de 2,3 kN. As Tabelas 6, 7 e 8 apresentam as intensidades das grandezas tratadas neste estudo de maneira simplificada. É importante ressaltar que os softwares utilizados neste estudo não preveem a influência da corrosão em seus resultados.

Na tabela 6 observa-se que a Tensão Equivalente de ambos os materiais foram abaixo da Tensão de escoamento previsto, 792 MPa para o aço ASTM F138 e 450 MPa para o aço ASTM F75, as tensões geradas para ambas as simulações foram muito próximas. O coeficiente da segurança é obtido com quociente entre a tensão de escoamento e a tensão equivalente, desta maneira houve da grande diferença entre os coeficientes de segurança. Para a solicitação de 1 kN, as duas próteses superam a condição de 10 milhões de ciclos.

Tabela 6 – Resultados referente à solicitação de 1 kN.

<b>Solicitação 1,0 Kn</b>	<b>ASTM F138</b>	<b>ASTM F75</b>
Tensão Equivalente (MPa)	239	239,3
Deflexão (mm)	0,109	0,098
Coeficiente de Segurança	3,31	1,87
Número de Ciclos preditivo	$1,45 \cdot 10^{12}$	$1,15 \cdot 10^{15}$

Na tabela 7 estão expostos os resultados para a aplicação da carga de 1,6 kN (solicitação para caminhada), o coeficiente de segurança para ambos os materiais estão acima de 1, o número de ciclos preditivo de ambos os materiais superaram os 10 milhões de ciclos, sendo assim para as restrições expostas as próteses para ambos materiais estariam seguras, o material ASTM F138 apresentou desempenho superior ao ASTM F75.

Tabela 7 – Resultados referente à solicitação de 1,6 kN.

<b>Solicitação 1,6 kN</b>	<b>ASTM F138</b>	<b>ASTM F75</b>
Tensão Equivalente (MPa)	382,4	380,9
Deflexão Máxima (mm)	0,174	0,157
Coeficiente de Segurança	2,07	1,18
Número de Ciclos preditivo	$2,38 \cdot 10^8$	$8,23 \cdot 10^7$

Na tabela 8 está compilado os resultados para a aplicação de 2,3 kN, verifica-se que o comportamento da haste fabricada com o aço ASTM F75 apresentou o coeficiente de segurança abaixo de 1, o que é crítico para a simulação virtual, desta maneira a prótese com estas restrições irá falhar, chega-se a esta conclusão já na simulação estática. A conclusão exposta é evidenciada na obtenção do número preditivo de ciclos preditivo.

Tabela 8 – Resultados referente à solicitação de 2,3 kN.

<b>Solicitação 2,3 kN</b>	<b>ASTM F138</b>	<b>ASTM F75</b>
Tensão Equivalente (MPa)	549,6	547,4
Deflexão (mm)	0,25	0,23
Coeficiente de Segurança	1,44	0,82
Número de Ciclos preditivo	$1,69 \cdot 10^6$	$7,02 \cdot 10^5$

Existem inúmeros fatores que influenciam a aplicação dos esforços na prótese dentre eles podemos citar o tipo de atividade pelo qual o indivíduo realiza em seu cotidiano. O procedimento antes da realização da cirurgia é solicitar que o paciente que esteja com sobrepeso venha a emagrecer, após a realização da cirurgia e repouso, o mesmo passa por diversas seções de fisioterapia. Para a manutenção de uma vida saudável recomenda-se que evite a prática de esportes de

alto rendimento e mesmo com estes cuidados recomenda-se que se realize tomografia em períodos programados pelo ortopedista para a realização de acompanhamento preditivo.

## 5 CONCLUSÕES

Com a pesquisa realizada conclui-se que o método de elementos finitos é uma ferramenta matemática que possibilita a realização de cálculos complexos de forma simplificada. O que promove a economia de recursos financeiros e ambientais, pois reduz a possibilidade de erros em função de projetos mal dimensionados, reduz o retrabalho. Basta que o usuário saiba converter a demanda real, em entradas coerentes respeitando as condições de contorno previstas no projeto. No âmbito dos materiais testados, o aço ASTM F138 tanto no ensaio estático quanto no teste de fadiga (virtual) apresentou melhor desempenho que o aço ASTM F75, visto que o estudo virtual possui limitações quanto à previsão da resistência à corrosão das ligas.

A prótese quando submetida às aplicações de 1 kN (solicitação para andar) e 1,6 kN (solicitação para corrida lenta) mostrou-se segura. Na aplicação de 2,3 kN (solicitação para corrida rápida) em ambos os materiais as regiões do pescoço e a área mais próxima ao berço apresentaram tensões que ultrapassaram o limite de escoamento, mostrando que a haste desenvolvida não atenderia aos critérios de resistência preestabelecidos na norma ABNT NBR ISO 7206-4:2016.

## **6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS**

- Realizar o ensaio de fadiga das próteses de quadril fabricadas com os aços inoxidáveis ASTM F138 e ASTM F75 e comparar os resultados com o ensaio virtual (MEF), obedecendo aos critérios da norma ABNT NBR ISO 7206-4:2016.

- Obter o número preditivo de ciclos das próteses fabricadas com o aço inoxidável ASTM F136, aplicando o MEF e obedecendo aos critérios da norma ABNT NBR ISO 7206-4:2016.

- Obter o número preditivo de ciclos de próteses de quadril fabricadas por meio de manufatura aditiva (impressão 3D) de ligas de titânio.

## 7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGARWAL, R.; GARCÍA, A. J. Biomaterial strategies for engineering implants for enhanced osseointegration and bone repair. **Advanced drug delivery reviews**, v. 94, p. 53-62, 2015.

AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 21, n. esp, p. 61-85, 2007.

AMERICAN SOCIETY FOR METALS. Metals Handbook, vol. 9: **Metallography and Microstructures**. 1986. p. 132

AZEVEDO, M.F.A. **Método dos Elementos Finitos**. Portugal: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 1ª Edição, 2003.

BALDISSERA, S. C. **Caracterização microestrutural e resistência à corrosão de ligas Co-Cr-Mo utilizadas em próteses dentárias**. Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2007.

BATHIAS, C.; PINEAU, A. (Ed.). **Fatigue of materials and structures**. John Wiley & Sons, 2013. p.11

BECKER, W. T. et al. ASM handbook. **Failure analysis and prevention**, v. 11, p. 837, 2002.

BEER, F. P. et al. **Mecânica dos Materiais - 7ª Edição**. AMGH Editora, 2015.

BERGMANN, G. et al. Standardized loads acting in hip implants. **PloS one**, v. 11, n. 5, p. e0155612, 2016.

BLACK, J.; HASTINGS, G. Handbook of Biomaterial Properties. **Thomson Science**, UK. 1998.

BORIE ECHEVARRÍA, E. A. **Análise biomecânica por meio de elementos finitos da distribuição de tensões em implantes e osso perimplantar com diferentes diâmetros e comprimentos posicionados na região anterior da maxila**. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo. 2013.

BOYER, H. E. et al. **Atlas of fatigue curves**. Asm International, 1985. p. 40

CALLISTER, W. D.; RETHWISCH, D. G. **Materials science and engineering: an introduction**. New York: Wiley, 2016.

CÉ, N. A. **Avaliação da resistência à corrosão em aços inoxidáveis ASTM F138 empregados em implantes ortopédicos**. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2010.

CHEN, Q.; THOUAS, G. A. Metallic implant biomaterials. **Materials Science and Engineering**. R: Reports, v. 87, p. 1-57, 2015.

COLPAERT, H. **Metalografia dos produtos comuns**. São Paulo: Editora Blucher, 2008.

COOK, R. D. **Finite element modeling for stress analysis**. Wiley, 1994. p. 150.

DE OLIVEIRA, L. F. C. Avaliação da resistência à corrosão de implantes em aços inoxidáveis ISO 5832-9 e F138 removidos de pacientes. **Quim. Nova**, v. 35, n. 1, p. 59-65, 2012.

EBRAHIMI, H. et al. Biomechanical properties of an intact, injured, repaired, and healed femur: an experimental and computational study. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials**, v. 16, p. 121-135, 2012.

ELLYIN, F. **Fatigue Damage, Crack Growth and Life Prediction**. London: Chapman and Hall, 1997.

GAVRILJUK, V.G.; BERNS, H. High nitrogen steels - structure, properties, manufacture, application – **Springer - Verlag**, p. 378, 1999.

GENTIL, V. **Corrosão**. Rio de Janeiro: LTC, 2003.

GIACCHI, J. V. et al. Microstructural characterization of as-cast biocompatible Co–Cr–Mo alloys. **Materials Characterization**, v. 62, n. 1, p. 53-61, 2011.

GORIAINOV, V. et al. Bone and metal: An orthopaedic perspective on osseointegration of metals. **Acta biomaterialia**, v. 10, n. 10, p. 4043-4057, 2014.

HATEM, M. A. et al. Avaliação dos resultados de componente femoral cônico de fixação proximal não cimentado em fêmur tipo C de Dorr. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 49, n. 3, p. 260-266, 2014.

HUANG, H.H. Surface characterization of passive film on NiCr-based dental casting alloys. **Biomaterials**, Taiwan, v.24, n.9, p. 1575-82, 2003.

HUI, W. et al. Very high cycle fatigue properties of Cr–Mo low alloy steel containing V-rich MC type carbides. **Materials Science and Engineering: A**, v. 651, p. 311-320, 2016.

ISIK, M. et al. Microstructural evolution and mechanical properties of biomedical Co–Cr–Mo alloy subjected to high-pressure torsion. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials**, v. 59, p. 226-235, 2016.

KADIR, M. R. A. Computational biomechanics of the hip joint. **Springer** Berlin Heidelberg, 2014.

KALPAKJIAN, S. **Manufacturing, Engineering and Technology** SI. 6th Edition. Seropé. Digital Designs, 2006.

KEHR, P.; IYER K. M. (Ed.): The Hip Joint: Pan Stanford Publishing Pte. Ltd., CRC Press. **European journal of orthopaedic surgery & traumatology: orthopedie traumatologie**, 2017. p. 9

KOZLOVSKY, A. et al. Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa. **Clinical oral implants research**, v. 18, n. 5, p. 601-610, 2007.

KUMAR, K. C. Nithin et al. Biomechanical Stress Analysis of a Human Femur Bone Using ANSYS. **Materials Today: Proceedings**, v. 2, n. 4-5, p. 2115-2120, 2015.

LAROSA, M. A. **Análise da resistência à corrosão e ao desgaste do aço inoxidável austenítico ASTM F 138 tratado por laser**. Universidade de Campinas, 2010.

LOTTI, R. S. et al. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial**, v. 11, n. 2, p. 35-43, 2006.

MARLE ORTHOPEDICS MANUFACTURING. Disponível em: <<http://www.marle.fr/technologies/forging>>. Acesso em: 27 set. 2017.

MARTINELLI, C. S. M. **Desenvolvimento e caracterização de ligas de Co-Cr-Mo**. 2016.

MORI, M. et al. Development of microstructure and mechanical properties during annealing of a cold-swaged Co–Cr–Mo alloy rod. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials**, v. 64, p. 187-198, 2016.

NIINOMI, M. Fatigue characteristics of metallic biomaterials. **International Journal of Fatigue**, v. 29, n. 6, p. 992-1000, 2007.

NORMAN, P. et al. Fatigue fracture in dual modular revision total hip arthroplasty stems: failure analysis and computed tomography diagnostics in two cases. **The Journal of arthroplasty**, v. 29, n. 4, p. 850-855, 2014.

NORKIN C.C; L. P. Joint Structure and Function. A Comprehensive Analysis. EUA, **Library of Congress**, 1992.

NORTON, R. L. **Projeto de máquinas**. 4ª Ed. Bookman Editora, 2013.

OGURA K., OHAMA T. Pit formation in the cathodic polarization of passive iron IV. Repair mechanism by molybdate, chromate and tungstate. **Corrosion**, v.40, n.2, p. 47-51, 1984.

OKSIUTA, Z. et al. Analysis of microstructural aspects of a hip stem failure made of the REX 734 stainless steel. **Engineering Failure Analysis**, v. 72, p. 1-10, 2017.

PADILHA, A. F. **Materiais de engenharia**. Hemus, p. 337, 1997.

PARK, J. B.; BRONZINO, J. D. (Ed.). **Biomaterials: principles and applications**. CRC Press, 2002.

PAUL, J. P. Force actions transmitted by joints in the human body. **Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences**, v. 192, n. 1107, p. 163-172, 1976.

PIERETTI, E. F. et al. Localized corrosion evaluation of the ASTM F139 stainless steel marked by laser using scanning vibrating electrode technique, X-ray photoelectron spectroscopy and Mott–Schottky techniques. **Electrochimica Acta**, v. 124, p. 150-155, 2014.

QUEIROZ, L. P. **Simulação numérica através do método dos elementos finitos e comparação experimental para obtenção de tensões e deformações específicas em fêmur com prótese total de quadril**. 2014.

RATNER, B. D. et al. **Biomaterials science: an introduction to materials in medicine**. Academic press, 2004.

REVELL, P. A. Joint replacement technology. **Elsevier**, 2014. p.32.

ROACH, M. D.; WRIGHT, S. I.; LEMONS, J. E.; ZARDIACKAS L.D. An EBSD based comparison of the fatigue crack initiation mechanisms of nickel and nitrogen stabilized cold-worked austenitic stainless steels, **Materials Science & Engineering**, 2013.

SABARÁ, E. W. F. **Caracterização Microestrutural e Avaliação da Resistência à Corrosão de Aços Inoxidáveis Austeníticos utilizados em aplicações como Biomateriais**, 2013.

SABATINI, A. L.; GOSWAMI, T. Hip implants VII: Finite element analysis and optimization of cross-sections. **Materials & Design**, v. 29, n. 7, p. 1438-1446, 2008.

SCHATT W.; Einführung in die Werkstoffwissenschaft, 6. Auflage, Dr. AlfredHüthig Verlag, Heidelberg, 1987.

SENALP, A. Z.; KAYABASI, O.; KURTARAN, H. Static, dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis. **Materials & design**, v. 28, n. 5, p. 1577-1583, 2007.

SHIINO, M. Y. et al. Correlation of microcrack fracture size with fatigue cycling on non-crimp fabric/RTM6 composite in the uniaxial fatigue test. **Composites Part B: Engineering**, v. 43, n. 5, p. 2244-2248, 2012.

SHIGLEY, J. E. **Shigley's mechanical engineering design**. Tata McGraw-Hill Education, 2011.

SILVA, Jr W. C. **Estudo de um aço inoxidável austenítico de alto teor de nitrogênio para utilização em implantes cirúrgicos**. Master's thesis, Escola Politécnica da USP, 2000. p. 165

STOLK, J. et al. Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical tests. **Journal of Biomechanics**, v. 35, n. 4, p. 499-510, 2002.

SPINELLI, L. F. et al. Femoral stem-bone interface analysis of logical uncemented stem. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 28, n. 3, p. 238-247, 2012.

VIRULSRI, C.; TANGPORNPRASERT, P.; ROMTRAIRAT, P. Femoral hip prosthesis design for Thais using multi-objective shape optimization. **Materials & Design**, v. 68, p. 1-7, 2015.

ZAMEER, S.; HANEEF, M. Fatigue Life Estimation of Artificial Hip Joint Model Using Finite Element Method. **Materials Today: Proceedings**, v. 2, n. 4-5, p. 2137-2145, 2015.

WANG, Q. et al. Failure mechanisms in CoCrMo modular femoral stems for revision total hip arthroplasty. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, 2016.

WONG, J. Y.; BRONZINO, J. D.; PETERSON, D. R. (Ed.). **Biomaterials: principles and Practices**. CRC Press, 2012.

YANG, K.; REN, Y. Nickel-free austenitic stainless steels for medical applications. **Science and Technology of Advanced Materials**, v. 11, n. 1, p. 014105, 2010.

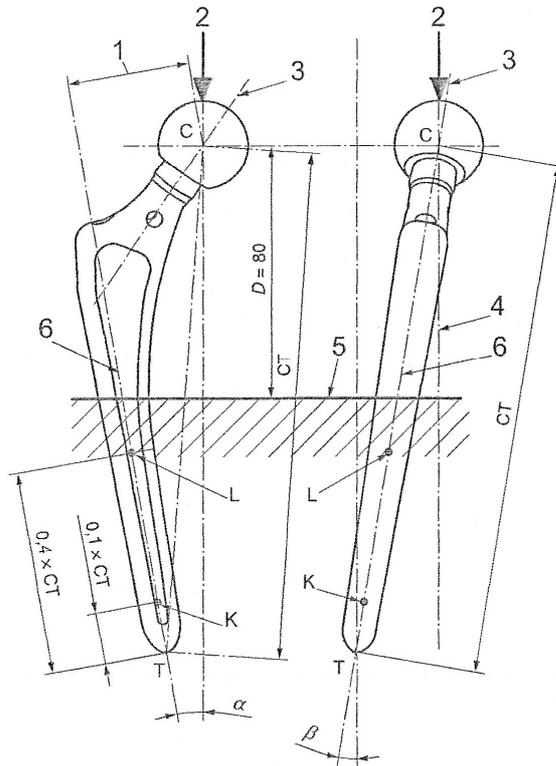
YAMANAKA, K.; MORI, M.; CHIBA, A. Enhanced mechanical properties of as-forged Co-Cr-Mo-N alloys with ultrafine-grained structures. **Metallurgical and Materials Transactions A**, v. 43, n. 13, p. 5243-5257, 2012.

YOSIBASH, Z.; KATZ, A.; MILGROM, C. Toward verified and validated FE simulations of a femur with a cemented hip prosthesis. **Medical engineering & physics**, v. 35, n. 7, p. 978-987, 2013.

## ANEXO 1

ABNT NBR ISO 7206-4:2016

Dimensões em milímetros

**Legenda**

1 deslocamento da cabeça	T	extremidade da haste
2 ponto de carga	C	centro da cabeça
3 eixo do colo	D	nível de embutimento
4 eixo de carga	K, L	pontos a distâncias específicas de T, que definem o eixo da haste
5 nível do meio de embutimento	$\alpha$	ângulo no plano frontal CKL entre o eixo de carga 4 e o eixo da haste 6
6 eixo da haste KL	$\beta$	ângulo no plano lateral perpendicular a CKL entre o eixo de carga 4 e o eixo da haste 6

**Figura A.3 – Orientação do corpo de prova sob ensaio – Hastes simétricas com uma distância  $CT$   $120 \text{ mm} < CT \leq 250 \text{ mm}$**