

**ANÁLISE DE MATERIAIS PARA SISTEMAS DE FECHAMENTO ÓSSEO
ATRAVÉS DA CARACTERIZAÇÃO SUPERFICIAL E COMPORTAMENTO
MECÂNICO**

EDUARDO COSTA ESTAMBASSE

**ANÁLISE DE MATERIAIS PARA SISTEMAS DE FECHAMENTO ÓSSEO
ATRAVÉS DA CARACTERIZAÇÃO SUPERFICIAL E COMPORTAMENTO
MECÂNICO**

EDUARDO COSTA ESTAMBASSE

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia,
Universidade Estadual Paulista, UNESP – Campus
de Bauru, para Obtenção do título de Mestre em
Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Cesar Renato Foschini

Bauru 2015

Estambasse, Eduardo Costa.

Análise de materiais para sistemas de fechamento ósseo através da caracterização superficial e das propriedades mecânicas / Eduardo Costa Estambasse, 2015.

95 f. il.

Orientador: Cesar Renato Foschini

Dissertação (Mestrado)- Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia, Bauru, 2015

1. Placa de fechamento ósseo. 2. Caracterização e propriedades mecânicas. 3. Titânio. 4. Aço inox. I. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia. II. Título.

ATA DA DEFESA PÚBLICA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DE EDUARDO COSTA ESTAMBASSE, DISCENTE DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA, DO(A) FACULDADE DE ENGENHARIA DE BAURU.

Aos 19 dias do mês de maio do ano de 2015, às 09:00 horas, no(a) Anfiteatro da Seção Técnica de Pós-graduação da Faculdade de Engenharia de Bauru, reuniu-se a Comissão Examinadora da Defesa Pública, composta pelos seguintes membros: Prof. Dr. CESAR RENATO FOSCHINI do(a) Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Bauru, Prof. Dr. NATAL NERIMIO REGONE do(a) Departamento de Engenharia Mecânica/UNESP/São João da Boa Vista, Prof. Dr. GILBERTO DE MAGALHÃES BENTO GONÇALVES do(a) Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Bauru, sob a presidência do primeiro, a fim de proceder a arguição pública da DISSERTAÇÃO DE MESTRADO de EDUARDO COSTA ESTAMBASSE, intitulado "ANÁLISE DE MATERIAIS PARA SISTEMAS DE FECHAMENTO ÓSSEO ATRAVÉS DA CARACTERIZAÇÃO SUPERFICIAL E COMPORTAMENTO MECÂNICO". Após a exposição, o discente foi arguido oralmente pelos membros da Comissão Examinadora, tendo recebido o conceito final: APROVADO. Nada mais havendo, foi lavrada a presente ata, que, após lida e aprovada, foi assinada pelos membros da Comissão Examinadora.

Prof. Dr. CESAR RENATO FOSCHINI



Prof. Dr. NATAL NERIMIO REGONE



Prof. Dr. GILBERTO DE MAGALHÃES BENTO GONÇALVES



Dedico esta conquista primeiramente a Deus que me deu força e sabedoria; a meus pais Sebastião e Edina; dedico especialmente também à minha esposa Terezinha e a Mariana minha filha que justificam todo meu esforço.

AGRADEÇO

Agradeço a Deus, todo poderoso, criador de todas as coisas visíveis e invisíveis, Mestre dos Mestres e Senhor dos Senhores, o que me orientou e me deu inteligência e discernimento em todos os momentos deste caminho que me leva a esta conclusão. Fortaleceu-me na minha pequenez nos momentos em que a fé foi abalada e por vezes a vontade de desistir chegou aos meus pensamentos. O Pai me deu saúde e coragem para estudar e contribuir para um mundo melhor. Relato ainda que sem o amor misericordioso deste Pai que nos ama com infinito amor não poderia ser possível tal trabalho.

Aos meus pais Sebastião Estambasse e Edina Maria Costa Estambasse, que acreditaram em mim, da maneira simples e humilde puderam sempre colaborar neste caminho de estudos e pesquisas desde minha iniciada formação. Aos meus dois irmãos Alexandre e Paulo Sergio, que me deram abraços fortes que valeram como combustível para seguir na estrada confiante na chegada.

Ao Prof. Dr. Cesar Renato Foschini, pelos ensinamentos durante este passageiro tempo em que me orientou pelas vezes em que me alertou e compartilhou comigo das dificuldades me mostrando sempre o lado bom das conquistas.

Dedico também aos meus amigos e familiares, de maneira especial ao Rodolfo Alexandre e Marco Antonio que dividiram comigo fardos pesados, momentos tristes de cansaço e momentos felizes de sorrisos e vitórias.

Demonstro aqui toda minha gratidão à Universidade Estadual Paulista em toda a sua dimensão pelos recursos disponibilizados. A todos os professores e funcionários que contribuíram diretamente ou indiretamente na realização e conquista deste título.

Naquele tempo, ²⁷ partindo Jesus, dois cegos o seguiram, gritando: “Tem piedade de nós, filho de Davi!” ²⁸ Quando Jesus entrou em casa, os cegos se aproximaram dele. Então Jesus perguntou-lhes:

“Vós acreditais que eu posso fazer isso?”

Eles responderam: “Sim, Senhor”. ²⁹ Então Jesus tocou nos olhos deles, dizendo: “Faça-se conforme a vossa fé”. ³⁰ E os olhos deles se abriram. Jesus os advertiu severamente: “Tomai cuidado para que ninguém fique sabendo”. ³¹ Mas eles saíram, e espalharam sua fama por toda aquela região.

Evangelho (Mt 9,27-31)

RESUMO

Neste trabalho busca-se observar um estudo de caracterização mecânica em materiais destinados a implantes, a caracterização superficial dos corpos de provas usinados dos três tipos de materiais utilizados nos implantes para fechamento ósseo titânio grau cinco, titânio grau quatro e aço inox 316 L, estes três tipos de materiais são considerados como biomateriais pois possuem todas as propriedades necessárias para reconstrução óssea, e tem provado ser eficiente para implantes. Este estudo se dará através da aplicação detalhada de ensaios de caracterização superficial e propriedades mecânicas. Um estudo da rugosidade dos materiais antes do implante e a determinação do módulo de cisalhamento e elasticidade utilizando um método não destrutivo foram utilizados. Será apresentada uma síntese dos diferentes tipos de fixação e comparados aos resultados dos ensaios nos materiais. Nos materiais usinados em formatos de discos, foram coletadas imagens num microscópio confocal, e foi realizada análise da superfície com a finalidade de obtenção da rugosidade média e rugosidade média quadrática de cada material a fim de identificar a melhor condição de superfície. Uma revisão de literatura fundamentará o estudo proposto.

Palavras chaves: *Placas de fechamento, caracterização mecânica, caracterização superficial, rugosidade, implantes, titânio grau 4, titânio grau 5 e aço inox 316L.*

ABSTRACT

In this work the aim is to observe a mechanical characterization study materials for implants, the surface characteristics of the machined test samples of three types of materials used in bone implants for closing five grade titanium, and titanium grade four stainless steel 316 L, these three types of materials are considered as biomaterials because they possess the necessary properties for bone reconstruction, and has proven to be efficient for implants. This study will be through the detailed application of surface characterization and mechanical properties testing. A study of the roughness of the material before implantation and determining the shear modulus and elasticity using a non-destructive method were used. A summary of different types of fasteners and compared to the test results on the materials will be presented. In machined materials disc formats, images were collected on a confocal microscope, and surface analysis was performed for the purpose of obtaining the mean roughness and mean square surface roughness in order to identify the best surface condition. A literature review reasons for the proposed study.

Keywords: Closing plates, mechanical characterization, surface characterization, roughness, implants, titanium grade 4, grade 5 titanium and stainless steel 316L.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	17
2. OBJETIVO.....	20
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	21
3.1. Evolução do sistema com placas de fixação para reconstrução óssea.	23
3.2. Avanços na Metalurgia.	26
3.2.1. Biomateriais	26
3.2.2. Biocompatibilidade	27
3.3. Placas de reconstrução.	28
3.4. Biomateriais metálicos atualmente utilizados e suas limitações.....	31
3.5. Corrosão	32
3.5.1. Formas de corrosão em implantes metálicos.....	33
3.5.1.1. Corrosão por pites.....	33
3.5.1.2. Corrosão por fissuras	34
3.5.1.3. Corrosão por fadiga	34
3.5.1.4. Corrosão galvânica	35
3.5.1.5. Corrosão intergranular	35
3.6. Tipos de sistemas de fixação.	38
3.7. Modelos de sistemas de fixação angular.....	38
3.8. Placas de fechamento ósseo.	40
3.9. Parafusos para fixação	42
3.10. Caracterização mecânica.	43
3.11. Caracterização biológica	43
3.12. Falhas em implantes.	44
3.13. Seleção de materiais.....	45
4. MATERIAIS E MÉTODOS	46
4.1. Materiais	46
4.1.1. Titânio Grau Cinco.....	46
4.1.2. Titânio Grau Quatro	47
4.1.3. Inox AISI 316 L	47
4.2. Confeção dos corpos de provas.....	49
4.3. Métodos	50
4.3.1. Corpos de provas para ensaios mecânicos	50
4.3.2. Ensaio para caracterização do módulo de cisalhamento de materiais pelo método dinâmico.	51

4.3.3.	Módulos elásticos para materiais isotrópicos.....	51
4.3.4.	Métodos de Caracterização.	55
4.3.5.	Caracterização do ensaio.	61
4.3.6.	Métodos de obtenção do momento de inércia do sistema.....	63
4.3.7.	Métodos de obtenção do modo de cisalhamento (G).....	68
4.4.	Ensaio de superfícies.....	70
4.4.1.	Método.....	70
4.4.2.	Corpos de provas para ensaios de superfície.....	70
4.4.3.	Confocal.....	70
4.4.3.1.	Princípio de funcionamento microscopia confocal.	72
4.5.	Imagens das amostras após usinagem convencional.	72
4.6.	Processos de preparação das amostras para imagens de superfícies.....	75
4.7.	Dispositivo de fixação das amostras.	75
4.8.	Lixadeira Politriz.....	76
4.9.	Sequência de polimento.....	77
5.	Resultados e Discussões.....	79
5.1.	Resultado da caracterização mecânica.....	79
5.1.1.	Aço Inox AISI 316 L.....	80
5.1.2.	Titânio.	81
5.2.	Imagens das amostras após usinagem convencional.	84
6.	Conclusões.....	89
7.	Propostas para trabalhos futuros.	91
8.	Referências Bibliográficas.....	92

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 3.1: Esquema de uma cirurgia de substituição total de quadril.....	21
Figura 3.2: Biomateriais para aplicações em seres humanos. (GEETHA MANIVASAGAM, 2010).....	22
Figura 3.3: (a) Placa de compressão dinâmica, (b) Placa de compressão dinâmica de contato limitado, (c) Ponto de contato (superfície inferior), (d) Compressão por bloqueio. (MILLER; GOSWAMI, 2007).....	24
Figura 3.4: Visualização do modelo 3D - furo combinado (FRIGG, 2003b).....	24
Figura 3.5: Proposta de projeto para uma placa de osteossíntese com furos combinados. (FRIGG, 2003b)	25
Figura 3.6: Teste de função do parafuso de compressão no furo da placa. (FRIGG, 2003b).....	25
Figura 3.7: Furo combinado, sistema <i>Unilock</i> . (FRIGG, 2003b).....	25
Figura 3.8: Placa produzida por Lane, abandonada devido a corrosão. (UHTHOFF; POITRAS; BACKMAN, 2006).....	29
Figura 3.9: Placa desenvolvida por Lambotte, menor espessura, perfilada em ambas as extremidades. (UHTHOFF; POITRAS; BACKMAN, 2006)	29
Figura 3.10: Desenho de placas com furos ovais projetados para compressão Inter fragmentária durante a fixação dos parafusos. (UHTHOFF; POITRAS; BACKMAN, 2006).....	30
Figura 3.11: Placa desenvolvida por Muller (1965), alavanca de compressão Inter fragmentar fixada por um tensor que temporariamente é apertado. (UHTHOFF; POITRAS; BACKMAN, 2006).....	30
Figura 3.12: Módulos elásticos dos biomateriais	31
Figura 3.13: Resistencia a fadiga das ligas mais comuns para implantes.	32
Figura 3.14: Sistema Surfix®; O parafuso com rosca na cabeça e travado por uma rosca e de travamento na placa. (CRONIER et al., 2010).	38
Figura 3.15: Sistema Intertravamento AO. A. Parafuso de cabeça com rosca e rosca no interno da placa. B. Duplo fio de rosca na cabeça com inclinação constante. (CRONIER et al., 2010).	39
Figura 3.16: Newclip sistema de travamento com anel de expansão. (CRONIER et al., 2010).....	39
Figura 3.17: Biotech® modelo de placa com sistema de bloqueio. A cabeça do parafuso é roscada e cria rosca no polímero da placa. (CRONIER et al., 2010).	40

Figura 3.18: a) Parafuso padrão de fixação na superfície óssea. b) parafuso de cabeça abaulada fornece estabilização angular. (SZYPRYT; FORWARD, 2009).....	42
Figura 3.19: Fotografia da placa de compressão tubular de seis furos. Note que houve a fratura da placa no rebaixo do quinto furo. (SIVAKUMAR; MUDALI; RAJESWARI, 1994).....	44
Figura 4.1: Gráfico comportamento mecânico.	48
Figura 4.2: Fluxograma de processo preparação das amostras.	50
Figura 4.3: Representação do esforço de cisalhamento (γ). Adaptada de (CALLISTER JR, 2007).....	53
Figura 4.4: Representação das direções ortogonais do coeficiente de Poisson.	54
Figura 4.5: Representação esquemática de uma máquina que realiza ensaios de tração. Mede-se a tensão atuante e a deformação resultante no corpo.....	57
Figura 4.6: Obtenção do módulo de elasticidade através da curva tensão-deformação no regime elástico.....	58
Figura 4.7: Esquema da propagação do pulso ultrassônico.....	60
Figura 4.8: Esquema da captação do eco.....	60
Figura 4.9: Esboço do pendulo de torção acoplado ao sistema rotacional. (PINTÃO; ALMEIDA; GRANDINI, 2008).....	62
Figura 4.10: Foto do sistema de ensaio em ângulos diferentes. (1) Base de fixação. (2) Eletroímã.	63
Figura 4.11: Foto do sistema de ensaio em ângulos diferentes. (3) Pêndulo de torção. (4) Sensor de movimento rotativo.	63
Figura 4.12: Representação. (a) Representação esquemática da configuração do sistema para se obter o momento de inércia do sistema. (b) Vista superior da polia 1.	64
Figura 4.13: Microscópio Confocal - Leica DCM 3D – Laboratório de Física.	71
Figura 4.14: Princípio de funcionamento microscópio confocal. (MENÉNDEZ; DAVID; NISTAL, 2001).....	72
Figura 4.15: Topografia em 3D – Amostra de Liga de Titânio Gr5.....	73
Figura 4.16: Topografia 3D – Amostra de Liga de Titânio Gr4.....	73
Figura 4.17: Topografia 3D – Amostra de Inox AISI 316 L.....	74
Figura 4.18: Perfil do programa Leica SCAN DCM3D atuando como sistema de medição da rugosidade e perfil das amostras.	74
Figura 4.19: Dispositivo porta amostras de tratamento superficial com amostras fixadas para polimento.	75
Figura 4.20: Porta amostra de polimento.....	76
Figura 4.21: Sequência de montagem do porta amostra.....	76

Figura 4.22: Polimento da amostra na sequência de lixas	77
Figura 4.23: Fixação de amostra por resina no carimbo.....	78
Figura 5.1: Ajuste linear de torque aplicado em função da aceleração angular, dando origem ao momento de inércia do sistema.	79
Figura 5.2: Ajuste “ <i>wave form</i> ” de posição angular em função do tempo para o aço inoxidável.	80
Figura 5.3: Módulo de cisalhamento para as amostras de Inox 316L.	81
Figura 5.4: Ajuste “ <i>wave form</i> ” de posição angular em função do tempo para o titânio.	82
Figura 5.5: Módulo de cisalhamento para as amostras de Titânio.	83
Figura 5.6: Rugosidade da superfície do CP Titânio Gr 5. (a) rugosidade do material em 2D; (b) imagem real do CP.....	85
Figura 5.7: Rugosidade da superfície do CP Titânio Gr 4. (a) rugosidade do material em 2D; (b) imagem real do CP.....	86
Figura 5.8: Rugosidade da superfície do CP Inox 316L. (a) rugosidade do material em 2D; (b) imagem real do CP.....	87
Figura 5.9: Gráfico da rugosidade - Titânio e Inox.	88

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Características mecânicas e de corrosão de duas ligas metálicas usadas comumente para implantes. Adaptada de (CALLISTER JR, 2007).....	36
Tabela 2: Tipos de corrosão nos materiais convencionais utilizados para biomateriais de implantes. Adaptado de (GEETHA MANIVASAGAM, 2010).....	37
Tabela 3: Composição química (%) - Ti Gr5 – ASTM F136.....	46
Tabela 4: Propriedades Mecânicas - Ti Gr5 – ASTM F136.....	46
Tabela 5: Composição Química (%) – Ti Gr4 ASTM F67	47
Tabela 6: Propriedades Mecânicas – Ti Gr4 ASTM F67	47
Tabela 7: Análise de Carbono (% massa/massa) – Ti Gr4 ASTM F67.....	47
Tabela 8: Composição Química – Inox 316L.....	48
Tabela 9: Propriedades Mecânicas – Inox 316L.	48
Tabela 10: Dimensões dos corpos de provas para ensaios mecânicos.	51
Tabela 11: Comparativo entre os métodos de caracterização dos módulos elásticos (ITC-ME, ATCP Engenharia Física, 2010).....	61
Tabela 12: Dimensões das pastilhas para ensaios.	70
Tabela 13: Resultados do módulo de cisalhamento (G) e seu erro associado (σ_G) para cada amostra do aço inoxidável.....	80
Tabela 14: Resultados do módulo de cisalhamento (G) e seu erro associado (σ_G) para cada amostra do titânio.....	82
Tabela 15: Resultados do módulo de cisalhamento (G) e módulo de elasticidade (E) para os materiais ensaiados.....	84

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

%	Percentual
°	Grau
®	Marca Registrada
σ	Tensão de tração ou compressão aplicada
ϵ	Deformação elástica longitudinal específica
ϵ_x	Deformação específica na direção transversal x
ϵ_y	Deformação específica na direção transversal y
ϵ_z	Deformação específica na direção longitudinal z
τ	Tensão de cisalhamento
γ	Deformação elástica de cisalhamento
θ	Tangente do ângulo
α_i	Aceleração angular
ΔP	Variação de pressão
ΔV	Deformação volumétrica
μm	microm
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
a.C.	antes de Cristo
Al	Aluminio
AISI	American Iron and Steel Institute
ASTM	American Society of Testing and Materials
C	Carbono
Co	Cobalto
Cr	Cromo
Cu	Cobre
E	Módulo de Elasticidade
Fe	Ferro
g	gramas
G	Módulo de cisalhamento
GPa	Giga Pascal
H	Hidrogênio
HRC	Dureza Rockwell C
ISO	International Organization for Standardization
k	Coefficiente de segurança
K	Módulo volumétrico

Khertz	kilo hertz
LPC	Locking Compression Plate
LTDA	Limitada
MB-4	Método da norma
ME	Micro Empresa
m	metro
mm	milímetros
Mn	Manganês
Mo	Molibdênio
MPa	Mega Pascal
mpa ^a	mils por ano ou 0,001 pol/ano
m/s	Metros por segundo
N	Nitrogênio
NBR	Denominação de norma da ABNT
Ni	Níquel
Nm	nanômetro
O	Oxigênio
P	Fósforo
Pa	Pascal
PC-FIX, LISS	Conventional plates and what are known as internal
Ra	Rugosidade
R.A.	Redução de área
Rad/s	Radianos por segundo
Rms	Root mean square
S/A	Sociedade Anônima
Si	Silício
Ti	Titânio
TiO ₂	Óxido de titânio
Ti-6Al-4V	Titânio ligado
UNESP	Universidade Estadual Paulista
v	Coeficiente de Poisson
V	Vanádio
W	Velocidade angular
Y	Módulo de Young

1. INTRODUÇÃO

O sistema de implantes com prótese baseia-se nas diversas construções mecânicas utilizadas atualmente, sendo que as peças para a fixação de ossos e suas reconstruções são tipicamente conhecidas, um avanço atualmente destes sistemas e a constante evolução dos processos se faz necessária e bem vinda a todos os pacientes que as utilizam. Devido à necessidade emprega-se o processo de usinagem e tratamento das superfícies para a construção das placas, parafusos e sistemas de fechamento para a melhor condição de aplicação dos sistemas de regeneração dos ossos.

Os eventos que levam à integração do implante e do osso foram definidos como osseointegração por Branemark na década de 1950, citado atualmente por (ZHOU et al., 2010). Neste trabalho busca-se a análise de dispositivos que induzem a descoberta de sistemas efetivos para tratamento de fraturas. Há um grande interesse acadêmico e comercial na descoberta de métodos, estimular e acelerar a osseointegração. Esse interesse resultou em um grande progresso em biomateriais e pesquisa de tratamento de superfície ao longo da última década.

Para o sistema de fixação em análise, busca-se o conforto para o paciente, bem como a qualidade, ou seja, a garantia de durabilidade, a fim de evitar possíveis transtornos decorrentes da má fixação das peças nos ossos. Em um trabalho proposto por (XIE et al., 2012), pastilhas de inox 316L foram selecionadas para deposição de filmes de TiO_2 afim de melhorar suas propriedades e diminuir a rejeição sendo este trabalho para o tratamento da não obstrução de vasos sanguíneos e os materiais fossem capaz de expansão e biocompatibilidade. Já (HARRYSSON et al., 2008) propõe a análise da construção dos tipos treliçados para a maior resistência do implante. Neste trabalho espera-se analisar os tipos de fixação, os diferentes modelos e formatos de placas de fechamento ósseo e os resultados obtidos poderão auxiliar quanto às suas aplicações.

Para (ROSSI et al., 2012) a ultraestrutura do osso regenerado em torno de dois tipos de biomateriais: alginato de hidroxiapatita composto e sinterizado hidroxiapatita. Defeitos críticos em ossos de ratos foram preenchidos com biomateriais esféricos de tamanho microscópicos e analisados em 90 e 120 dias após a implantação, apresentando refletância total atenuada. A espectroscopia de infravermelho mostrou que a hidroxiapatita de ambos os biomateriais, tornou-se mais desordenada após a implantação no osso, o que indica que o ambiente biológico induz modificações na

estrutura de biomateriais. Observou-se que o osso regenerado em torno de ambos os biomateriais tinha uma estrutura lamelar com fibras de colágeno tipo I alternando na lamela adjacente com ângulos de aproximadamente 90°. Os resultados deste trabalho contribuíram para uma melhor compreensão do papel de biomateriais baseados em hidroxiapatita em processos de regeneração óssea em nano escala.

O comportamento de cada prótese deve ser analisado afim de melhoria da qualidade de vida do paciente, os materiais selecionados para estes implantes serão avaliados, caso ocorra uma rejeição do material selecionado, este proporcionará um transtorno ao paciente. Sendo considerado atualmente um vasto campo para pesquisa, este assunto tem papel significativo para a sociedade de forma geral, são muitas pesquisas nesta área. Para se explorar o conteúdo de seleção de materiais propõe-se o estudo dos ensaios de tração e torção, seus protótipos bem como a análise do material aplicado.

A maneira pela qual é desenvolvida uma coexistência mutua aceitável dos biomateriais e dos tecidos tem sido o foco de atenção na ciência de biomateriais, sustentada durante muitos anos, e constitui a base do objeto de biocompatibilidade. Há muitas maneiras em que os materiais e tecidos podem ser postos em contato de modo que esta coexistência pode ser comprometida. A busca de biomateriais que são capazes de proporcionar o melhor desempenho em dispositivos foi baseada na compreensão de todas as interações dentre fenômenos de biocompatibilidade. A nossa compreensão dos mecanismos de biocompatibilidade foi restringido, enquanto o foco da atenção tem sido dispositivos implantáveis de longo prazo.

Para (WILLIAMS, 2008), ao longo de 50 anos de experiência com estes dispositivos foi analisado e mostrado que, na maioria das circunstâncias, o único requisito para a biocompatibilidade de um dispositivo médico destinado a contato prolongado com os tecidos do corpo humano. Tentativas de introduzir a atividade biológica em um biomaterial foram clinicamente bem sucedidas nestas aplicações. Este ensaio, volta sua atenção para o uso de biomateriais na engenharia de tecidos e sistemas de distribuição de forças e aplicações em biotecnologia, e mostra que aqui a necessidade de interações específicas e diretas entre biomateriais e componentes do tecido tornou-se necessário, e um novo paradigma para a biocompatibilidade surgiu. Acredita-se que uma vez que a necessidade desta mudança é reconhecida, então a nossa compreensão dos mecanismos de biocompatibilidade irá melhorar acentuadamente.

Já (MACKENZIE; WALKER; MCKELVIE, 2007) propõe um método que foi desenvolvido para comparar as propriedades de tensão-deformação em três tipos de tubos confeccionados em titânio. Os tipos de tubos eram destinados em aplicações de grandes trocadores de calor, tendo se submetido a uma deformação plástica importante durante os processos de montagem subsequentes. Ele previu que pequenas diferenças na composição química e desenho do tubo produziriam características bastante diferentes. Sabe-se que as propriedades do titânio podem apresentar graus consideráveis de anisotropia, especialmente para produtos forjados; embora propriedades dos materiais possam ser avaliadas usando o equipamento e os procedimentos de teste padrão, um novo sistema de ensaio teve de ser concebido para permitir que as propriedades dos materiais passem a ser avaliadas.

2. OBJETIVO

Este trabalho busca analisar o comportamento de três tipos de materiais utilizados para implantes com sistemas de fechamento ósseo, auxiliar na seleção em função de suas características com relação às suas aplicações.

2.1. Objetivos Específicos

- Preparar corpos de prova de diferentes materiais, tanto na forma de pastilhas quanto na forma de barras cilíndricas de três tipos de materiais, Inox 316L, o Titânio Grau Quatro e Titânio Grau Cinco.
- Determinar módulo de cisalhamento e módulo de elasticidade para o titânio e inox 316 L pelo método dinâmico.
- Efetuar o estudo e análise da superfície após usinagem, utilizando imagens confocal.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A revisão bibliográfica apresentada a seguir fundamenta os principais assuntos abordados nesse trabalho relativos ao tema que será desenvolvido: fixação de placas para fechamento ósseo, caracterização superficial de materiais de implantes, caracterização das propriedades mecânicas dos materiais, princípios de medição por microscópio confocal, desenvolvimento de placa para reconstrução óssea.

As hastes e sistemas de placas são utilizados para melhorar a estabilidade e fixação da fratura, esta melhoria necessita atender a três tipos de cargas presentes neste processo, a torção, a compressão e a tração. O sistema de prótese em fraturas deve ainda atender a uma questão biológica em que deve ser cada vez mais estudado o material a ser implantado e que este atenda aos requisitos de absorção óssea bem como a rejeição dos tecidos.

Segundo (SHACKELFORD, 2010), alguns dos desenvolvimentos mais incríveis nas aplicações de materiais avançados vieram do campo da medicina. Um dos mais bem sucedidos foi a prótese artificial de quadril (um dispositivo para substituir uma parte que falta do corpo). A Figura 3.1 ilustra o procedimento cirúrgico envolvido na substituição de uma junta danificada ou doente por uma prótese.

É possível observar uma sequência utilizada nesta técnica a qual se torna comum para pacientes com estas necessidades, o sucesso deste procedimento está presente na maioria dos casos, são diversos tipos de sua utilização. A seleção do processo de implante se dará através da situação encontrada pelo cirurgião, o qual analisará cuidadosamente a condição óssea. Podemos ver abaixo dois casos comuns, onde a fixação da prótese se dá por cimentação ou osteointegração.

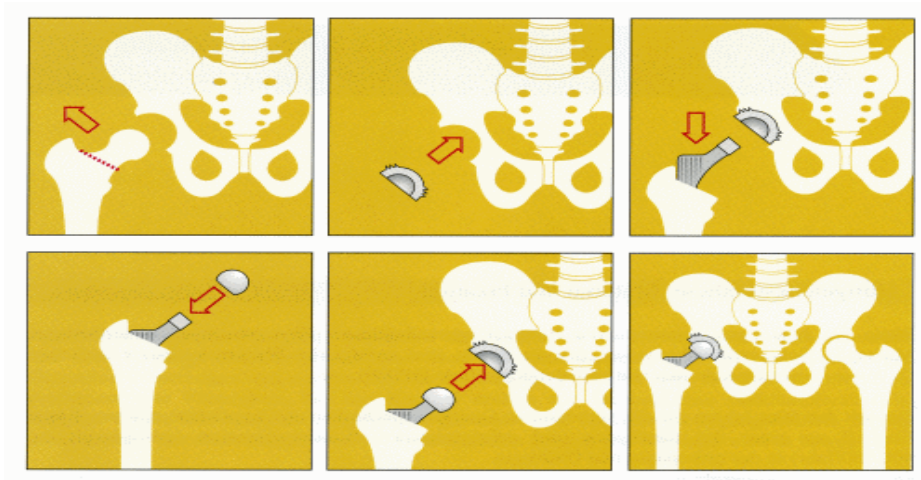


Figura 3.1: Esquema de uma cirurgia de substituição total de quadril.

O campo de biomateriais é de extrema importância para a humanidade, para a própria existência e longevidade de alguns seres humanos que necessitam de implantes biomédicos para aumentar suas chances de sobrevivência. Os idosos precisam de médicos geriátricos para várias doenças bem como a necessidade de reposição de partes do sistema do corpo humano, além disso, jovens necessitam muitas vezes de restauração e substituição de partes devido a acidentes com fraturas de ossos. (GEETHA MANIVASAGAM, 2010) afirmaram que a técnica de implantes assumiu maior importância com os materiais biocompatíveis, comumente utilizados em odontologia, ortopedia, cirurgias cardiovascular, neurocirurgias bem como a medicina veterinária, como exemplo, a Figura 3.2 traz diversos tipos de aplicações nas diferentes partes do corpo humano.

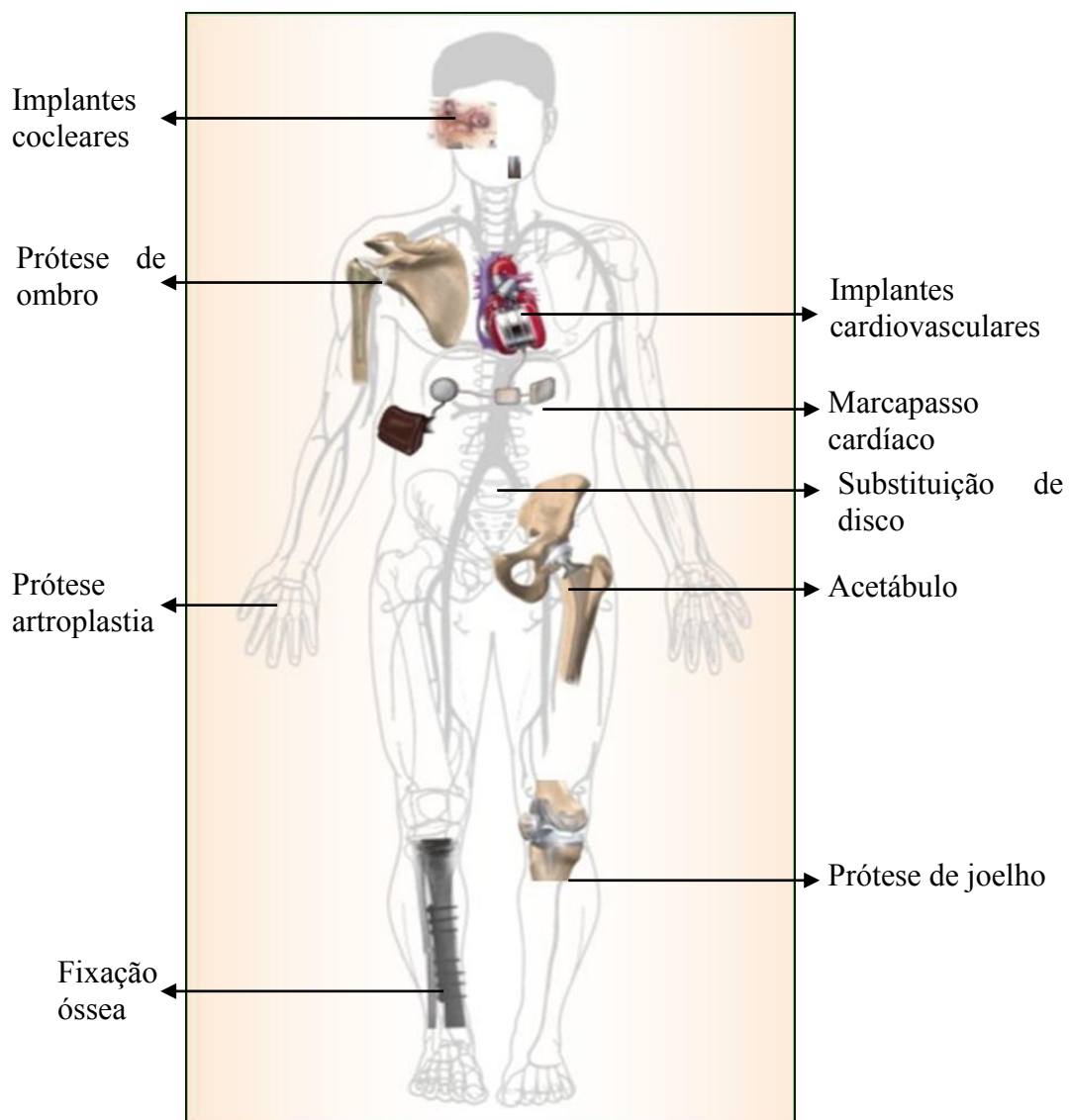


Figura 3.2: Biomateriais para aplicações em seres humanos. (GEETHA MANIVASAGAM, 2010).

De acordo com a Figura 3.2 proposta por (GEETHA MANIVASAGAM, 2010) várias classes de materiais têm sido amplamente utilizados, tais como, ligas metálicas, polímeros, cerâmicos e compósitos são usados para confecção dos bioimplantes.

3.1. Evolução do sistema com placas de fixação para reconstrução óssea

A necessidade constante de melhorias das soluções para reconstrução óssea foi verificada por (MICLAU; MARTIN, 1997) o qual desenvolveu uma placa com a finalidade de comprimir os fragmentos ósseos bem como dar estabilidade a restauração da fratura, maior comodidade e sustentação ao sistema de fechamento ósseo. Já (GREENHAGEN; JOHNSON; JOSEPH, 2011) relata que os sistemas de fixação tornou-se um pilar das especialidades cirúrgicas e que desde 2600 a.C. foram encontradas descrições deste tipo de tratamento, afirma também que os sistemas de fixação passaram por controvérsias entre seus desenvolvedores por ter causado mortes com a utilização de inserção de um fio de cobre para correção de uma fratura.

O atraso na disseminação destas técnicas de fixação interna se deu por falta de uma tecnologia complementar, podemos citar anestésias, técnicas de radiografias, a criação de laboratórios específicos para estudos e esterilização dos metais e procedimentos cirúrgicos, outros fatores também podem ser citados neste histórico sobre a reconstrução óssea com placas metálicas citadas por (GREENHAGEN; JOHNSON; JOSEPH, 2011) é o caso de construção de ferramentas e acessórios para a fixação das placas ao osso, dispositivos de implantes foram importantes neste processo.

As placas bloqueadas bem como os parafusos de fixação são construídos em ligas de titânio (Ti-6Al-4V) ou aço inox (316L), que são considerados como materiais biocompatíveis segundo (MILLER; GOSWAMI, 2007).

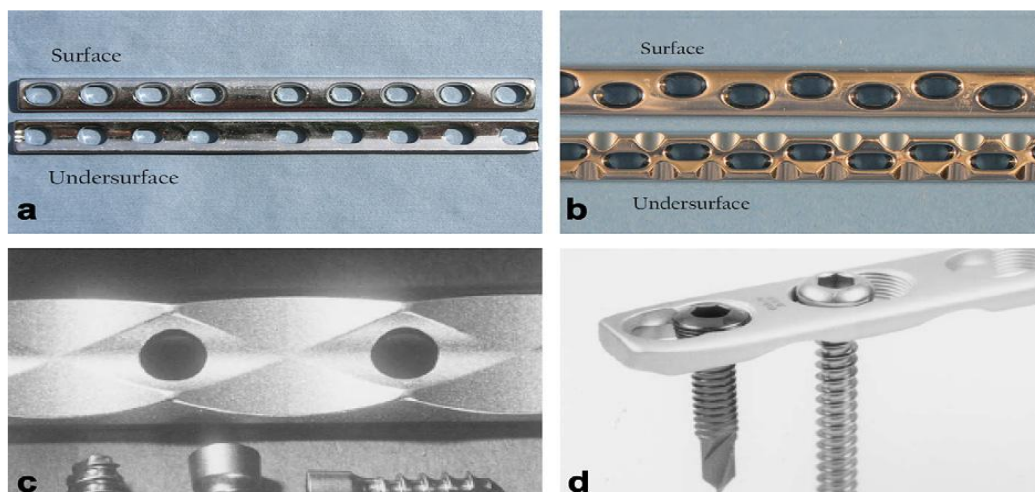


Figura 3.3: (a) Placa de compressão dinâmica, (b) Placa de compressão dinâmica de contato limitado, (c) Ponto de contato (superfície inferior), (d) Compressão por bloqueio. (MILLER; GOSWAMI, 2007).

De acordo com (FRIGG, 2003a) o aspecto inovador da LPC, placa bloqueadora de compressão, é uma combinação ideal de dois conceitos conhecidos de ancoragem nos implantes conforme a Figura 3.6, sendo esta combinação o conceito clínico para a maior flexibilidade possível do sistema atual de osteossíntese. Ao contrário do sistema convencional que são conhecidos como fixadores internos, PC-Fix, LISS, segundo ele o cirurgião pode decidir qual tipo de ancoragem pode utilizar dependendo do tipo de fratura e da qualidade do osso fraturado, dependendo da fratura a ancoragem do parafuso pode necessitar de um reposicionamento o que ocorre perfeitamente neste sistema LPC, que pode ser verificado na Figura 3.4 e 3.5, um modelo de placa em que o parafuso atende a uma angulação dando maior liberdade para a fixação da placa.



Figura 3.4: Visualização do modelo 3D - furo combinado (FRIGG, 2003b).

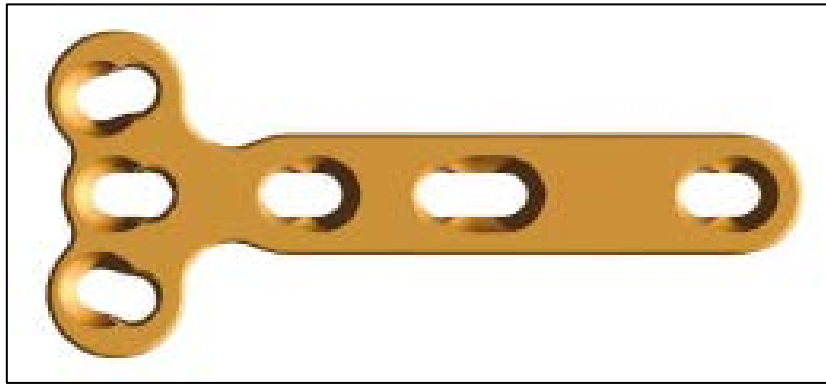


Figura 3.5: Proposta de projeto para uma placa de osteossíntese com furos combinados. (FRIGG, 2003b).

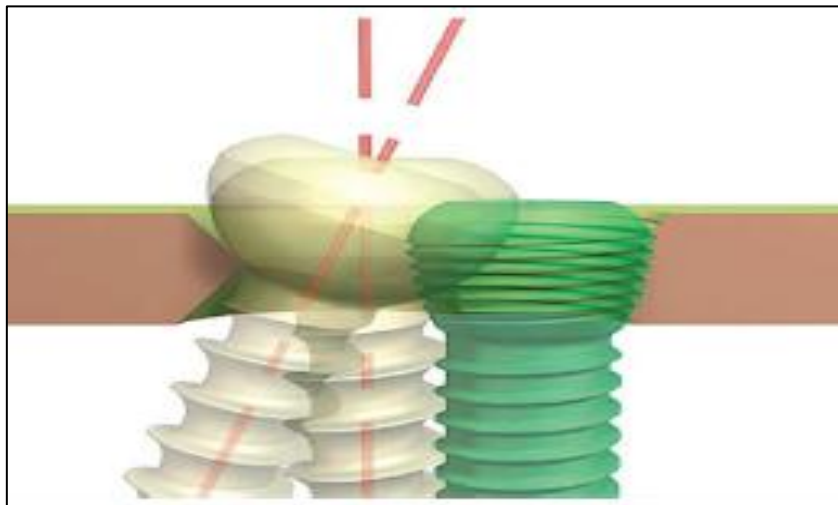


Figura 3.6: Teste de função do parafuso de compressão no furo da placa. (FRIGG, 2003b).



Figura 3.7: Furo combinado, sistema *Unilock*. (FRIGG, 2003b).

3.2. Avanços na Metalurgia

Os materiais desempenham papel importante para o sucesso no implante, o trabalho de Levert em 1829 citado por (DOLHEM, 2011) relatam o estudo com ouro, prata, chumbo e a platina na tentativa de compreender a interação entre organismo vivo e o metal. A partir deste marco então, começaram a variar os tipos de materiais para restauração das fraturas, outros materiais também foram estudados como marfim, ligas de bronze, ligas de chumbo, alumínio e aços, até mesmo o próprio osso. Todas essas pesquisas vislumbrava demonstrar uma menor infecção, ou seja, que não houvesse reação com o tecido humano.

(GREENHAGEN; JOHNSON; JOSEPH, 2011) considera Nichola Senn como sendo o pioneiro dos sistemas de implantes devido ao seu trabalho incansável na busca por soluções nesta área.

As primeiras placas foram construídas de aço revestidas por níquel, prata, alumínio e latão, no entanto todos estes materiais foram muito problemáticos devido às suas propriedades mecânicas, corrosão e suas incompatibilidades com os tecidos vivos.

Os primeiros resultados positivos vieram logo após o início da utilização do aço inoxidável, que havia sido desenvolvido antes da Primeira Guerra Mundial, porém este material não tinha sido ainda utilizado. Então com sua utilização surge o primeiro grande avanço no desenvolvimento de fixação óssea, algumas características deste material faz o mesmo ser utilizadas até os dias atuais em determinadas situações, excelente propriedade de resistência à corrosão, resistência ao desgaste e boa biocompatibilidade. As ligas de aço inoxidável 316L de grau cirúrgico não tem em sua composição o ferro, cromo e níquel e o que faz com que se tenha sucesso nos implantes diminuindo as reações, alergias e infecções é o baixo teor de carbono.

O titânio tem um elevado nível de biocompatibilidade atrelado ao baixo nível de corrosão bem como excelentes propriedades mecânicas.

3.2.1. Biomateriais

De acordo com (CHEN; THOUAS, 2015) as características comuns dos biomateriais é que eles podem entrar em contato direto com o corpo humano, Chen menciona o conceito de biomateriais como sendo uma substância que tenha sido manipulada para assumir uma forma como parte de um sistema complexo, é utilizada

para interagir com os componentes do sistema vivo. Em outras palavras podem-se expressar os biomateriais como sendo qualquer material biocompatível utilizado para substituir ou auxiliar uma parte física ou de tecidos de origem humana enquanto está em contato com ela. Deve-se mencionar que o prefixo “bio” de biomateriais refere-se ao termo “biocompatível” e não biológico ou biomédico como frequentemente é mencionado.

Para (PANDIT; PLANELL; NAVARRO, 2013) a maioria dos materiais de titânio são processadas a fim de evitar uma inclusão excessiva de O, N e H durante o recozimento uma vez que estes elementos podem influenciar a fragilização.

Já (ANDERSEN, 2013) completa que aços inoxidáveis para implantes têm uma estrutura cristalina cúbica de face centrada, nos aços esta estrutura é chamada de austenítica, esses aços não magnéticos sendo a sua principal característica, porque, em alguns momentos, os pacientes são expostos a altas intensidades magnéticas.

3.2.2. Biocompatibilidade

As próteses e implantes biomédicas são substituições artificiais de componentes estruturais originais de um sistema biológico, tal como o corpo humano, que tratam de suplantar a função do elemento original.

Dependendo do uso, estas substituições artificiais podem ser construídas dos materiais metálicos, poliméricos, cerâmicos ou combinações dos mesmos. Uma vez implantadas nos organismos vivos cada um destes materiais alternativos está sujeito a processos de degradação específicos.

O primeiro requisito para implantar um determinado material no corpo humano é a sua biocompatibilidade, o que equivale a ausência de reação orgânica. O material deve também suportar o meio ambiente corporal sem degradar-se. De acordo com um estudo de (AIRES, 1993) e (ANON, 1993) quanto mais eletronegativo for o metal com relação ao sangue menos trombogênico ele será.

Uma definição melhor de biocompatibilidade foi citada por (WILLIAMS, 2008) como sendo:

A biocompatibilidade de um dispositivo cirúrgico médico implantável de longo prazo refere-se a atribuição do dispositivo destinada a desempenhar sua função, com grau desejado de incorporação no meio, sem suscitar um efeito indesejado local ou sistêmico do paciente. (WILLIAMS, 2008).

O que queremos dizer quando falamos que um material é biocompatível?

Como podemos mediar a biocompatibilidade?

Como podemos fazer para melhorar a biocompatibilidade de um material?

Segundo (RATNER; SCHOEN, 2013) a ideia central de biocompatibilidade menciona que a mesma pode ser analisada utilizando ensaio “*in vitro*”. Embora uma variedade de interações químicas e físicas diretas pode ser importante. Por exemplo, a inibição da proliferação celular ou morte das células que são consideradas como resultados negativos em tais ensaios.

De acordo com (RATNER; SCHOEN, 2013) quatro fatores implicam no que referimos a biocompatibilidade;

1. Toxicologia no que diz respeito ao estudo e aceitação dos efeitos do material biocompatível.
2. Reações relacionadas a produtos de microbiologia externa de organismos que colonizam o biomaterial (por exemplo, contaminações).
3. Efeitos mecânicos, tais como atritos, irritações, compressão e o módulo de incompatibilidade, estão relacionados intimamente com o efeito do tamanho do implante.
4. Ampla variedade de interação com proteínas, células, e interações de tecidos biomateriais.

3.3. Placas de reconstrução

As placas de fechamento tem sua utilização desde a data do final de 1800, usadas para estabilizar uma fratura. As placas necessitam de uma superfície de contato entre o osso e o implante, conforme (IGNA, 2010) as primeiras placas de metal apresentaram deficiências, como corrosão, baixa resistência e problemas na união devido a não acompanhar a geometria dos ossos, que muitas vezes são complexos.

No trabalho de (UHTHOFF; POITRAS; BACKMAN, 2006), desde o ano de 1895 Lane introduziu pela primeira vez uma placa para estabilizar uma fratura conforme Figura 3.8, que foram seguidos também por outros como Lambotte em 1909 conforme Figura 3.9, que logo foram abandonadas devido as deficiências em suas características necessárias, neste caso a principal deficiência foi a corrosão.

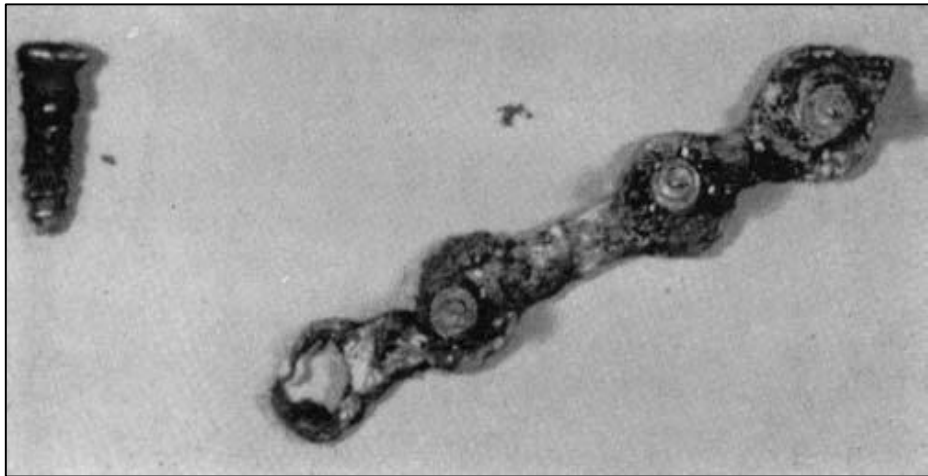


Figura 3.8: Placa produzida por Lane, abandonada devido a corrosão. (UHTHOFF; POITRAS; BACKMAN, 2006).

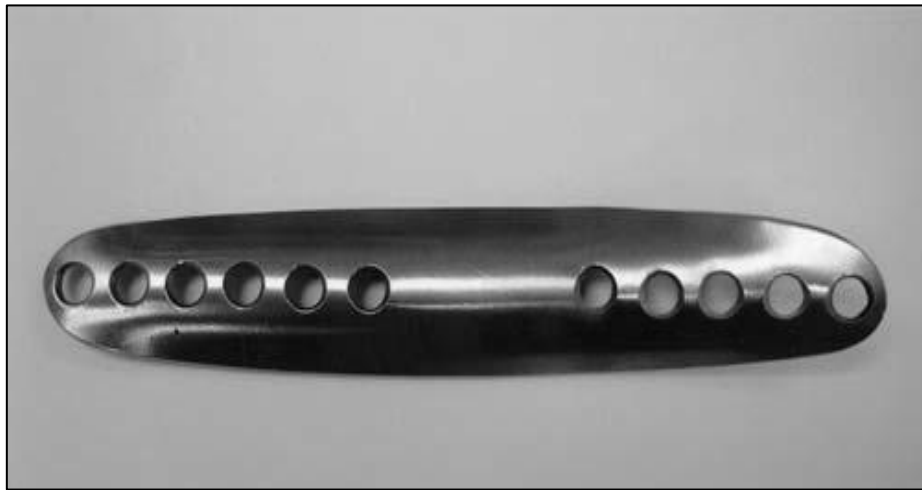


Figura 3.9: Placa desenvolvida por Lambotte, menor espessura, perfilada em ambas as extremidades. (UHTHOFF; POITRAS; BACKMAN, 2006).

Em 1958 Lambotte (UHTHOFF; POITRAS; BACKMAN, 2006) descreve uma placa para fixação óssea com furos ovais com a finalidade de proporcionar compressão e junção entre o osso fraturado com o aperto do pino de fixação conforme podemos observar na Figura 3.10.

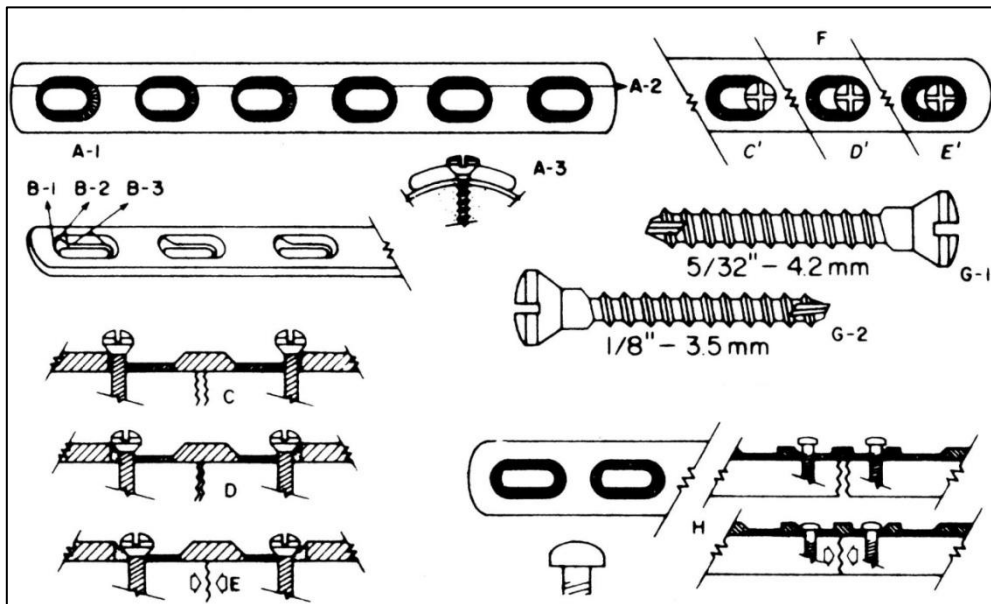


Figura 3.10: Desenho de placas com furos ovais projetados para compressão Inter fragmentária durante a fixação dos parafusos. (UHTHOFF; POITRAS; BACKMAN, 2006).

Muller et al citado por (UHTHOFF; POITRAS; BACKMAN, 2006) utilizando se de outra técnica apresenta um projeto que permite a compressão entre a fratura do osso por meio de um tensor que ficaria ancorado ao osso e a placa temporariamente, este mais pesado e robusto visto Figura 3.11. Com este projeto Muller e seu grupo abrem as portas para os diversos sistemas de fixação que estão sendo empregados até os dias de hoje.

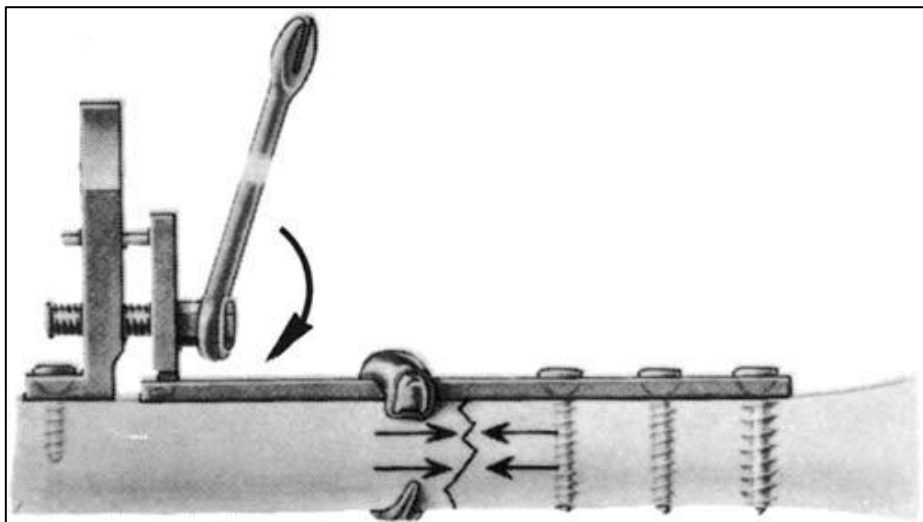


Figura 3.11: Placa desenvolvida por Muller (1965), alavanca de compressão Inter fragmentar fixada por um tensor que temporariamente é apertado. (UHTHOFF; POITRAS; BACKMAN, 2006).

3.4. Biomateriais metálicos atualmente utilizados e suas limitações

Segundo (GEETHA et al., 2009) os materiais mais utilizados atualmente para implantes cirúrgicos incluem o Aço Inox 316 L (316L SS), Cobalto Cromo (Co-Cr) o Titânio e suas ligas. Elementos como Ni, Cr e Co, são utilizados devido ao ambiente ser corrosivo. As ligas de Aço Inox 316 L bem como o Cr-Co possuem modulo elástico muito maiores que o modulo do osso humano conforme a Figura 3.12 , este fator leva a um afrouxamento do implante após um período. Apesar de ser uma liga de titânio (Ti-6Al-4V-ELI), é chamado comercialmente puro, foi desenvolvido para aplicações aeroespaciais, sua aplicação tendeu aos processos de reconstrução óssea através de placas e sistemas de fixação.

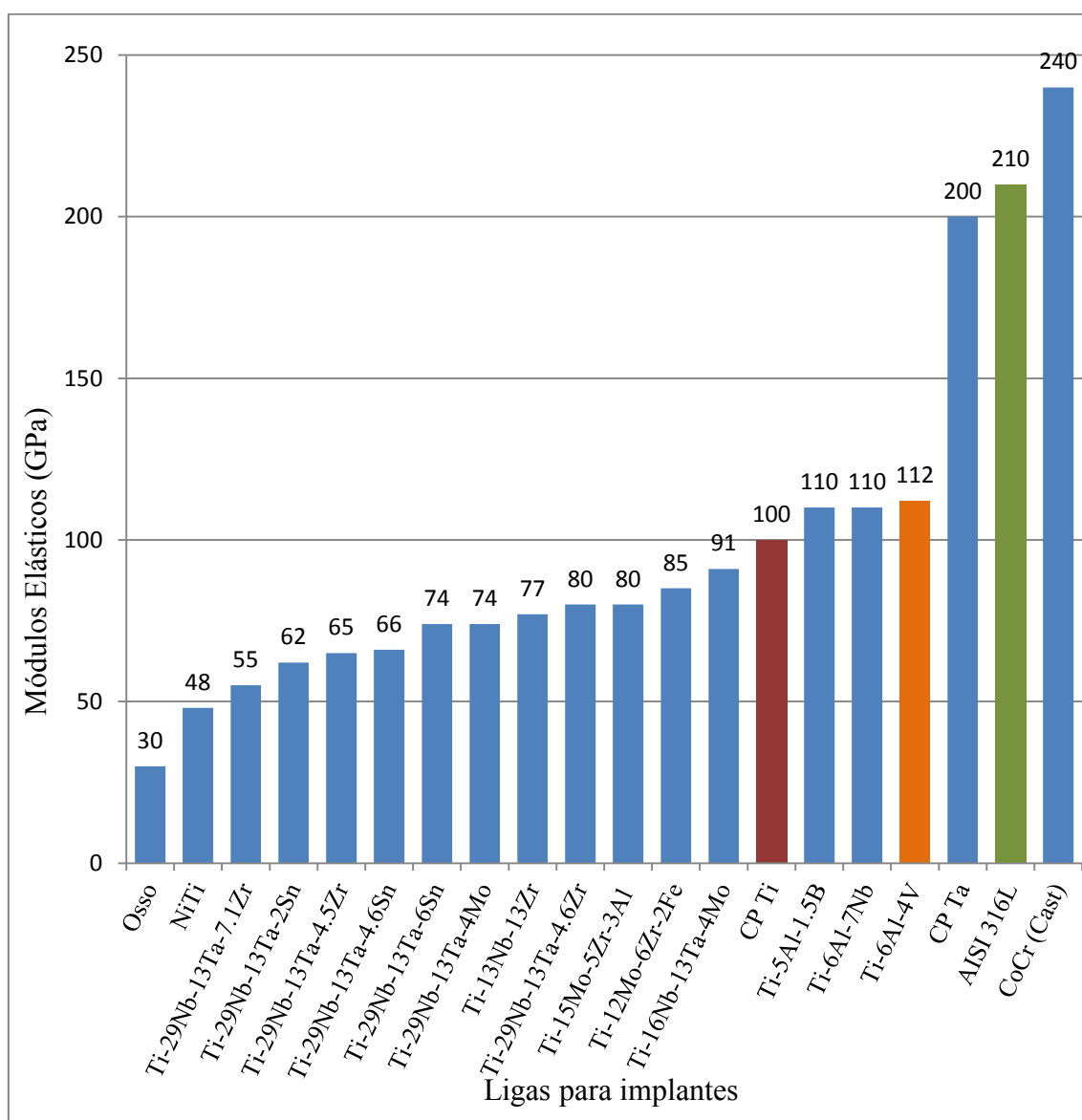


Figura 3.12: Módulos elásticos dos biomateriais.

Fonte: Adaptada de (GEETHA et al., 2009).

Em um estudo feito por (TEOH, 2000) a força exercida por ossos de braços e pernas esta entre 100 a 200 Mpa e que a fadiga destes materiais esta na em torno de 500 MPa e portanto foram considerados bons para sistemas de fechamento ósseo.

A Figura 3.13 mostra o gráfico contendo a resistência à fadiga dos principais materiais para implantes, bem como seus processos de fabricação, a seleção do material deve levar em conta o procedimento para confecção do implante.

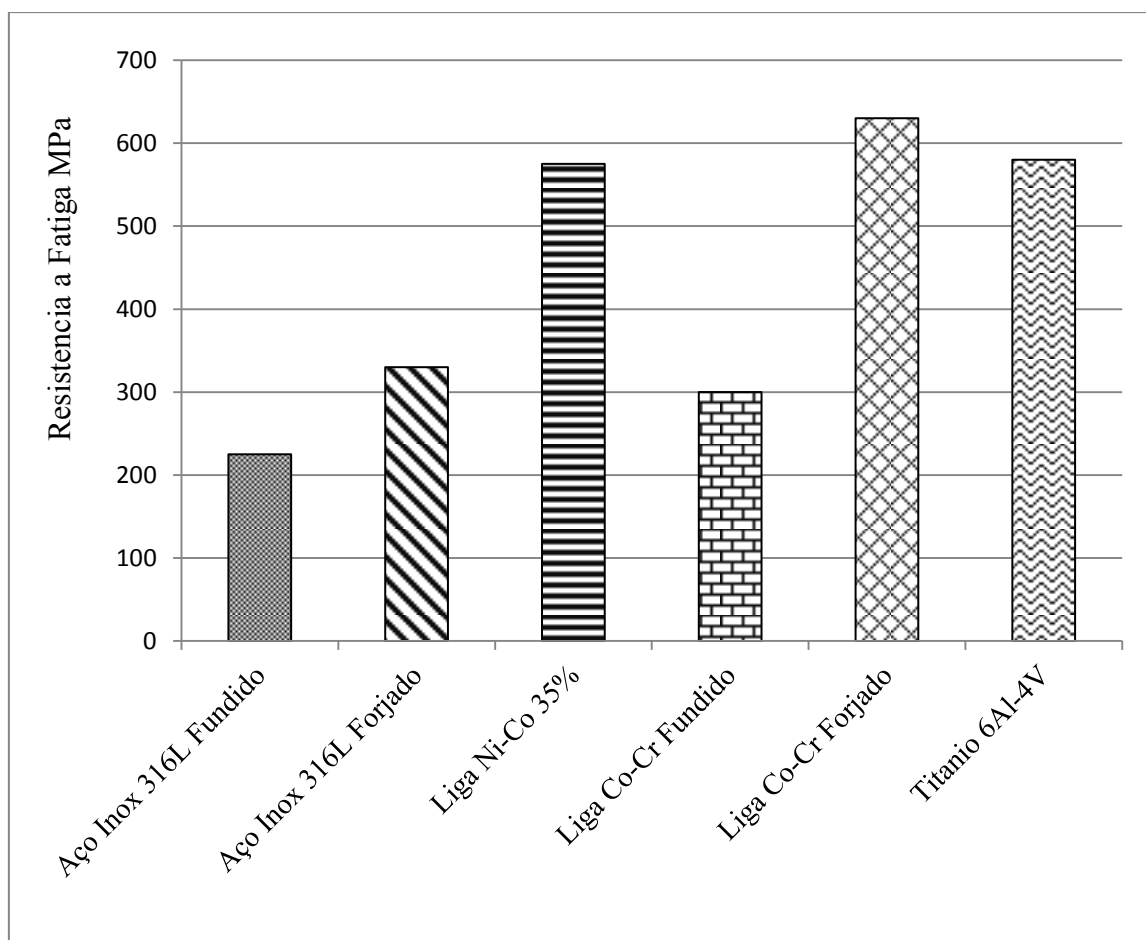


Figura 3.13: Resistencia a fadiga das ligas mais comuns para implantes.

Fonte: Adaptada de (TEOH, 2000).

3.5. Corrosão

A corrosão é um fenômeno natural crítico onde o metal em estado de maior energia tende a atingir um equilíbrio através da transformação dos componentes como minérios naturais, com os que têm menor energia. Conforme (SARGEANT; GOSWAMI, 2007), com a degradação dos metais, partículas são liberadas e estas

iniciam respostas inflamatórias e agudas. As partículas contaminam os tecidos que circundam o implante em grandes concentrações, estas contaminações dos tecidos adjacentes dependem do tipo de implante utilizado, bem como do estado do tecido. Todos os metais irão se corroer, a uma taxa determinada em sua área de superfície, esta corrosão varia de 10 a 50 nm. Para (SARGEANT; GOSWAMI, 2006) a corrosão ocorre em quatorze mecanismos conhecidos, estes incluem a fissura, fadiga, tensão, corrosão galvânica, corrosão intragranular. A corrosão intragranular é resultado de tratamentos térmicos mecânicos, a corrosão intersticial ocorre devido às impurezas na fabricação dos componentes metálicos para implantes, a corrosão é um processo importante, pois contribui para a liberação de íons no interior do corpo. Melhorar a superfície dos metais de implantes pode contribuir para diminuir a corrosão.

3.5.1. Formas de corrosão em implantes metálicos

Em geral os metais e suas ligas utilizados em implantes cirúrgicos se passivam pela formação de uma película superficial que inibe a corrosão, de acordo com (WILLIAMS; BROWN; MERRITT, 1988) exames de implantes ortopédicos recuperados, especialmente aqueles construídos em inox, tem mostrado frequentemente que há quantidades significativas de corrosão. A corrosão em implantes é mais comumente observada em espaços confinados, como fissuras, ou em situações de contato e fricção entre a cabeça dos parafusos e as partes escareadas das placas.

Apresentam-se a seguir uma breve descrição das diferentes formas comuns de corrosão:

3.5.1.1. Corrosão por pites

Segundo (PIDAPARTI; RAO, 2008) a corrosão localizada é conhecida por ser um dos principais mecanismos de danos que afetam a integridade de muitos materiais e estruturas, a corrosão geralmente inicia devido a alguma heterogeneidade química ou física na superfície do metal, tais como inclusões, partículas de segunda fase, falhas, danos mecânicos ou dislocações. As ligas contém numerosas partículas constituintes, as quais desempenham papel importante na formação do ponto de corrosão. Devido a serviços em ambientes especiais reações eletroquímicas acontecem e

cavidades de corrosão são facilmente formadas entre as partículas constituintes do metal.

Os aços inoxidáveis são razoavelmente suscetíveis a essa forma de corrosão, contudo a formação de uma liga com a adição de aproximadamente 2% de molibdênio aumenta significativamente a resistência à corrosão desses aços a corrosão por pites.

3.5.1.2. Corrosão por fissuras

É um tipo de ataque localizado que ocorre quando a superfície metálica está parcialmente isolada do meio. Pode ocorrer, por exemplo, em roscas ou uniões roscadas.

É um ataque severo que pode afetar ligas resistentes, pode ocorrer como consequência de diferenças na concentração dos íons ou dos gases dissolvidos na solução eletrolítica e entre duas regiões da mesma peça metálica.

3.5.1.3. Corrosão por fadiga

Para (AIRES, 1993) a corrosão por fadiga é uma fratura do material que ocorre a partir da interação de reações eletroquímicas, com danos mecânicos. Segundo ele, a consideração deste fenômeno é importante em implantes cuja função envolve resistência a cargas mecânicas, e movimentos cíclicos.

A corrosão por fadiga, também denominada como corrosão sob tensão ou trincamento resulta da ação combinada de uma tensão de tração que está sendo aplicada em um ambiente corrosivo, ambas as influências são necessárias. De fato alguns materiais que são virtualmente inertes em um meio corrosivo específico se tornam suscetíveis a essa forma de corrosão quando uma tensão é aplicada.

(AHMAD, 2006) lista diversos fatores mecânicos como sendo causadores da corrosão por fadiga que devem ser levados em consideração:

- ◆ Intensidade da tensão: Este é um fator de fundamental importância na prevenção de fratura frágil.
- ◆ Índice de tensão: É definido como a relação entre o mínimo e o máximo de tensão.

- ◆ Tensão cíclica: É a frequência da carga cíclica, afeta seriamente a corrosão por fadiga. A vida útil de um componente depende de dois fatores:
 - Número de ciclos de tensão necessária para iniciar trincas
 - Número de ciclos necessários para crescimento do raio da ponta da trinca antes da fratura ocorrer
- ◆ Amplitude da tensão
- ◆ Tensão média;
- ◆ Corrosão sob tensão;
- ◆ Fatores ambientais;
- ◆ Temperatura;
- ◆ Potencial do eletrodo;

3.5.1.4. Corrosão galvânica

A corrosão galvânica ocorre quando dois metais ou mais que possuem composições diferentes são acoplados eletricamente e ao mesmo tempo expostos a um eletrólito. Para complementar tal afirmação em sua publicação (AHMAD, 2006) diz que neste caso requer-se a presença simultânea de dois materiais diferentes mas em contato. Em um meio agressivo, segundo ele, o mais nobre dos metais se transforma em cátodo, permanecendo inalterado, o que custa maior sacrifício do metal menos nobre, o ânodo.

3.5.1.5. Corrosão intergranular

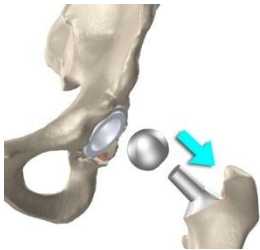
Como o próprio nome sugere, ocorre preferencialmente ao longo dos contornos dos grãos, para algumas ligas em alguns ambientes específicos, o qual é amparado pelo mesmo termo citado por (AHMAD, 2006).

Tabela 1: Características mecânicas e de corrosão de duas ligas metálicas usadas comumente para implantes. Adaptada de (CALLISTER JR, 2007).

Liga	AISI 316L (trabalhado a frio)	Ti-6Al-4V (forjado a quente)
Módulo de elasticidade [GPa]	196	120
Limite de escoamento a 0,2% [Mpa]	700	950
Limite de resistência a tração [Mpa]	875	1075
Alongamento na fratura (%)	12	13
Resistência ou limite de fadiga 10^7 ciclos [MPa]	383	580
Taxa de corrosão (mpa)	0,001-0,002	0,007-0,04

Em resumo aos conceitos de corrosão nos materiais, será apresentada uma tabela contendo os tipos de corrosão nos materiais convencionais utilizados para biomateriais de implantes:

Tabela 2: Tipos de corrosão nos materiais convencionais utilizados para biomateriais de implantes. Adaptado de (GEETHA MANIVASAGAM, 2010).

Tipo de Corrosão	Material	Localização do implante	Forma do implante
Corrosão por Pite	304 SS, Ligas a base de Cobalto	Ortopédicos/ Dental	
Fendas	316 L SS	Placas ósseas/Parafusos	
Corrosão sob tensão	CoCrMo, 316 LSS	Apenas “ <i>in vitro</i> ”	-
Corrosão por fadiga	316 SS, CoCrNiFe	Cimento ósseo	
Corrosão por fricção	Ti6Al4V, CoCrSS	Juntas de esferas	
Corrosão Galvânica	304SS/316SS, CoCr+Ti6Al4V, 316SS/Ti6Al4V ou CoCrMo	Implante oral, porca e parafusos	

Existem três métodos principais de evitar a corrosão; (1) isolamento dos eletrólitos e eletrodos através de camadas de proteção, (2) ausência de formação de pares galvânicos, e (3) uso de proteção galvânica, quanto à eliminação da corrosão por fadiga, deve-se prever no projeto, evitar entalhes, redução de tensão sobre os componentes.

3.6. Tipos de sistemas de fixação

São analisados dois tipos de sistemas de fixação, num primeiro caso os sistemas de fixação com parafusos de ângulos fixos, para a fixação das placas de fechamento ósseo, na segunda categoria podem analisar os sistemas de fixação com parafusos de ângulos variáveis. Para estes dois casos serão apresentados mecanismos de fixação para a concepção dos diferentes tipos. No sistema de fixação variável pode-se conseguir uma variação na ordem de 1 a 15°.



Figura 3.14: Sistema Surfix®; O parafuso com rosca na cabeça e travado por uma rosca e de travamento na placa. (CRONIER et al., 2010).

3.7. Modelos de sistemas de fixação angular

Serão apresentados abaixo os diferentes tipos de fixação com variação angular de placas de fechamento ósseo, é possível perceber na seleção do processo de fabricação destes sistemas, uma complexidade de cada sistema.

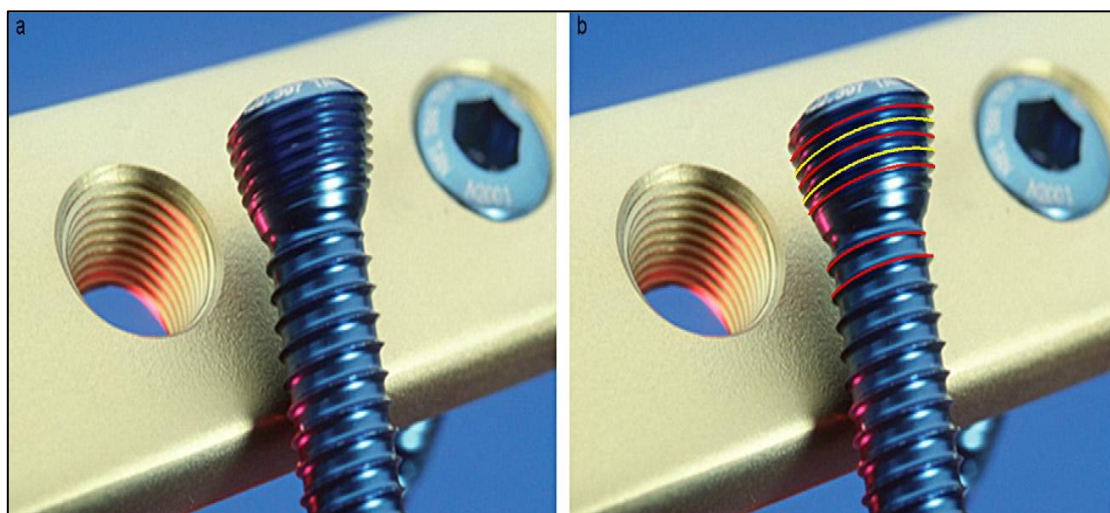


Figura 3.15: Sistema Intertravamento AO. A. Parafuso de cabeça com rosca e rosca no interno da placa. B. Duplo fio de rosca na cabeça com inclinação constante. (CRONIER et al., 2010).

É possível analisar neste sistema de fixação, Figura 3.15 e 3.16, a seleção do processo de fabricação, baseado numa peça roscada utilizando a cabeça do parafuso, neste sistema a rosca na cabeça do parafuso, faz com que ocorra a angulação do parafuso na placa, satisfazendo a necessidade da fixação em ângulos.

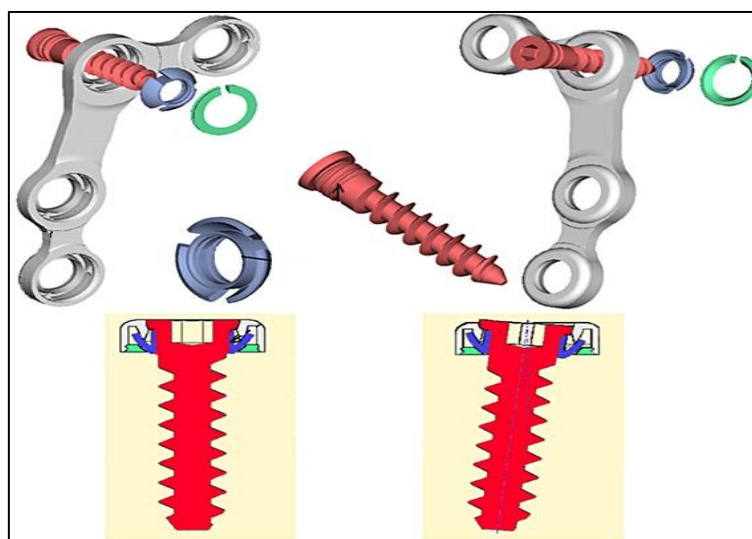


Figura 3.16: Newclip sistema de travamento com anel de expansão. (CRONIER et al., 2010).

O sistema Newclip possui um processo de seleção de vários materiais, neste sistema são vários componentes mecânicos para a fixação, trata-se de um excelente sistema de fixação, o mesmo atende as necessidades de variação angular,

pode-se verificar neste sistema de fixação de placas ósseas uma quantidade maior de componentes para a aplicação, esta quantidade está ligada diretamente ao processo de fabricação das peças levando a uma pequena dificuldade na montagem mecânica dos itens do modelo (CRONIER et al., 2010).



Figura 3.17: Biotech® modelo de placa com sistema de bloqueio. A cabeça do parafuso é roscada e cria rosca no polímero da placa. (CRONIER et al., 2010).

Mais adiante neste estudo pode-se entender melhor o processo de fixação dos diferentes tipos de sistemas, os testes apresentados demonstram com clareza as dificuldades encontradas, bem como seus princípios de escolha da seleção de materiais para confecção, podemos também entender melhor o processo de fabricação das placas de fechamento ósseo, dos parafusos e acessórios de fabricação. Faz-se perceptível também o entendimento das deformações das peças a fim de melhorar a resistência e fixação das placas.

3.8. Placas de fechamento ósseo

Segundo (KORNER et al., 2003) diversas fraturas expostas em adultos são tratadas com placas de fechamento ósseo, o que resulta em boa qualidade no seu resultado final na maioria dos pacientes, esta característica está ligada diretamente a condição óssea do indivíduo que receberá tal implante, para os casos de pessoas de idade avançada onde existe deficiência óssea, este resultado impacta negativamente.

Os sistemas de placas de fechamento ósseo com fixação por parafusos tem uma abordagem promissora, promovem uma estabilização da condição óssea, pois a fixação com parafusos garante força e aumenta significativamente a fixação da fratura.

Para (CHAO et al., 2012) nas duas últimas décadas ocorreu uma mudança no paradigma em relação a sistemas de fixação interna de fraturas de ossos longos, placas de fixações mais flexíveis têm tomado lugar das placas de fixação rígidas onde se necessitava de aberturas invasivas nos pacientes. É visto que se faz necessário a preocupação com a situação dos pacientes, os mesmos devem ser submetidos ao mínimo possível de trauma.

O tratamento cirúrgico de fraturas continua sendo um desafio, para (KARATAGLIS et al., 2011) as placas de bloqueio intramedulares têm sido utilizados com ótimos resultados satisfazendo as condições requeridas, para este autor a escolha do implante, os métodos de fixação devem ser selecionados de acordo com características do paciente com as indicações bem definidas, bem como as contra indicações se baseando em resultados dos estudos clínicos existentes.

As placas de bloqueio evoluíram através da necessidade de restaurar a fratura rapidamente e de forma satisfatória, como mencionado anteriormente, conforme (SZYPRYT; FORWARD, 2009) novas técnicas foram desenvolvidas para diminuir os danos durante as cirurgias invasivas das fraturas. Isto implicou não somente em novos sistemas de implantes, mas também em novas tecnologias de cicatrização e reconstrução dos tecidos.

Na Figura 3.18 verificam-se duas condições de fixação óssea, o sistema de travamento na cabeça do parafuso, pode viabilizar o fechamento ósseo, além de fornecer um espaço entre a placa de fechamento e o osso, o que faz com que ocorra normalmente a circulação neste ponto. Este modelo atende a característica de estabilização angular da fixação.

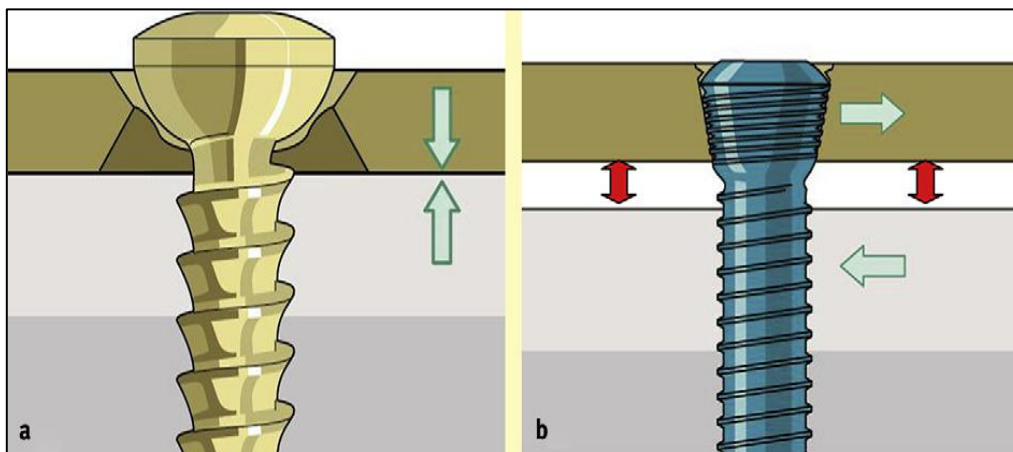


Figura 3.18: a) Parafuso padrão de fixação na superfície óssea. b) parafuso de cabeça abaulada fornece estabilização angular. (SZYPRYT; FORWARD, 2009).

No primeiro caso, sistema de fixação tradicional a força está direcionada da placa para o osso do paciente, no segundo caso a resistência esta concentrada entre o parafuso e a placa de fixação devido à rosca em sua cabeça abaulada, este ainda permite um sistema de fixação angular o qual permite a ancoragem na melhor qualidade óssea.

3.9. Parafusos para fixação

Segundo (UHTHOFF; POITRAS; BACKMAN, 2006) os primeiros sistemas de fixação por parafusos surgiram no ano de 1850 quando Rigaud usou dois parafusos para fixação de uma placa a uma fratura, a partir dessa descrição passou a ser então o primeiro cirurgião a utilizar a técnica de placa com fixação por parafusos, que permite a compressão entre ossos fraturados. O primeiro relatório publicado de fixação de placas com sucesso foi o de Carl Hansmann em 1886 na Alemanha que utilizou uma placa plana confeccionada de liga de cobre, níquel e estanho, utilizando parafusos unicorticais que foram perfurados através de uma fixação na placa.

De acordo com (RUSSELL, 2007) a primeira implantação completa de fixação por placa e parafusos foi realizada por William Stewart Halsted em 1893 utilizando uma placa de prata. Em 1956 George Bagby desenvolveu a primeira placa de compressão dinâmica com orifícios para alojamento dos parafusos criando assim uma compressão no local da fratura.

Placas e parafusos continuam evoluindo e sendo os dispositivos mais importantes nas cirurgias de reconstrução óssea. Estas evoluções fazem parte do mercado em expansão destes sistemas de reconstrução.

3.10. Caracterização mecânica

Em um trabalho proposto por (BARBAS et al., 2012) para projetar um padrão básico de implante ósseo diversos critérios devem ser levados em consideração, sendo eles:

- Propriedades elásticas, o mais próxima possível aos do osso cortical incluindo a anisotropia.
- A tensão máxima permitida que não deve ultrapassar 50 Mpa.
- A tensão máxima exercida em qualquer ponto deve ser menor que a tensão admissível definida pela formula (1):

$$\sigma_{ad} = \frac{\sigma_y}{k} \quad (1)$$

Onde:

σ_y = Tensão de cisalhamento

k = coeficiente de segurança

- Tamanho dos poros que deve ser superior a 100 μ m para facilitar a integração óssea.
- A porosidade deve estar na faixa entre 50% a 70% conforme definido por (BARBAS et al., 2012).

Para (VINEY, 2013) para quantificar com precisão a deformação provocada por uma carga, é necessário levar em consideração as dimensões do objeto para qual cada carga for aplicada.

3.11. Caracterização biológica

De acordo com (WOLF; COLEMAN; LEWERENZ, 2013) a toxicidade potencial de um material é determinada pela avaliação dos riscos toxicológicos, tais avaliações envolvem os seguintes fatores: (1) identificação de produtos químicos presentes nos dispositivos médicos; (2) avaliação do risco potencial de um implante no paciente expostos a esses riscos; (3) a determinação da relação química dose-resposta; (4) a combinação destas informações para caracterizar os riscos.

Os ensaios biológicos garantem de certa forma a minimização dos riscos de diversas naturezas a qual o paciente esta sujeito.

3.12. Falhas em implantes

Metais têm uma longa história no uso da reconstrução das estruturas ósseas devido a suas capacidades e propriedades mecânicas, porém a degradação dos metais implantados no corpo humano diminui a opção por escolha destes metais e ligas clinicamente utilizáveis, de acordo com (SIVAKUMAR; MUDALI; RAJESWARI, 1994) os materiais mais utilizáveis para implantes cirúrgicos atualmente são: aço inoxidável austenítico, liga de cobalto-cromo, titânio e suas ligas e aço inox 316 austenítico, são os que dão maior estabilidade mecânica, bem como possuem as menores reações químicas com os fluidos corporais.

Estes dispositivos mecânicos de reconstrução artificial têm sido considerados falhos quando devem ser substituídos ou retirados do corpo humano quando passam a não cumprir a função requerida. A Figura 3.19 ilustra uma fratura em um alojamento de parafuso no quinto furo.

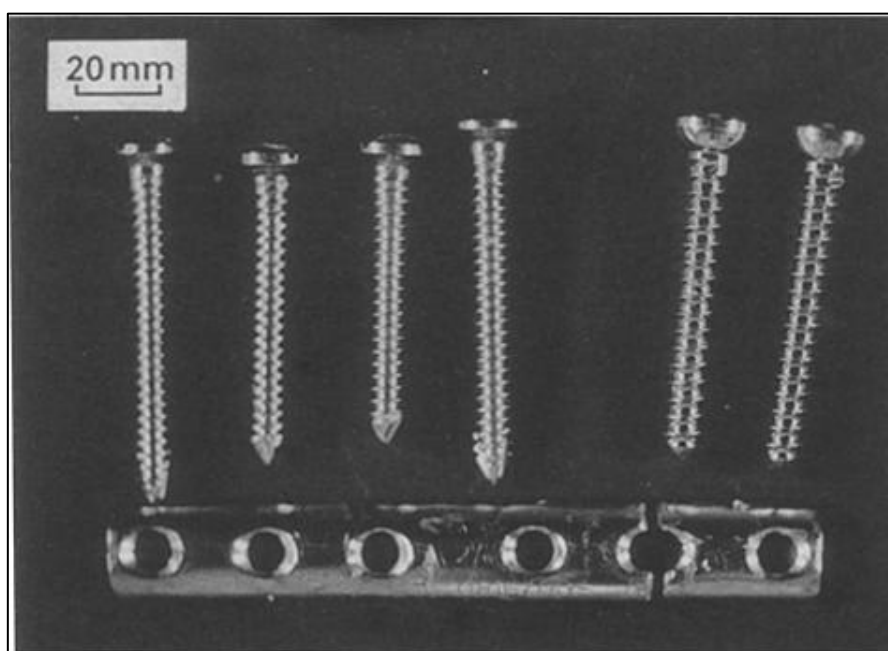


Figura 3.19: Fotografia da placa de compressão tubular de seis furos. Note que houve a fratura da placa no rebaixo do quinto furo. (SIVAKUMAR; MUDALI; RAJESWARI, 1994).

O estudo feito por (JACOBI-GRESSER; HUESKER; SCHÜTT, 2013) analisou-se que 34% dos pacientes apresentaram perdas precoce no implante, as falhas devem ser estudadas e entendidos seus principais mecanismos de degradação, o estudo para a correção de falhas deve ser sempre motivo de pesquisa.

3.13. Seleção de materiais.

A seleção dos materiais para sistemas de implantes são significativas e estão associados ao sistema utilizado para estabilização da fratura, bem como no *design*, com objetivo de reduzir o tempo de cicatrização do osso fraturado. Devem ser levadas em consideração, além dos requisitos e os efeitos de fabricação, as reações impostas pelos tecidos humanos, e seus fluidos corpóreos.

Os projetos de placas de restauração são apresentados de várias formas a proporcionar que o paciente possa se reestabelecer e retornar as suas atividades normais. Esta condição esta relacionada à condição biológica a qual o material esta sujeito, os tipos de ossos fraturados influenciam diretamente nesta escolha de material.

Do ponto de vista mecânico, a resistência do dispositivo e sua capacidade para sustentar as cargas existentes, devem ser identificadas para prever fatores que influenciam no desempenho da prótese, estas propriedades mecânicas e físicas, deve atender entre outros fatores, o baixo teor de impurezas, baixa permeabilidade magnética, deve possuir resistência à corrosão. Os implantes de biomateriais apresentam problemas na fixação (ancoragem) mecânica do implante ao osso, com o passar do tempo o mesmo começa a apresentar movimentação da prótese, estes movimentos ocasionam ou iniciam o processo de corrosão, o que levava a deterioração do implante.

No desenvolvimento dos materiais e métodos deste trabalho, foram determinados os módulos de cisalhamento e elástico de ligas de titânio e inox e, através do conhecimento das propriedades destes materiais, pode-se prever seu comportamento quando aplicado como um biomaterial. Com a determinação destes módulos pelo sistema dinâmico pode-se então determinar os módulos de próteses prontas para serem implantadas.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Serão descritos todos os equipamentos, métodos e materiais utilizados nos ensaios, assim como a descrição dos procedimentos durante a experimentação.

4.1. Materiais

Neste trabalho utilizaram-se três tipos de materiais, o Inox AISI 316L, a liga de Titânio ASTM F67 denominado Grau 4, e uma liga de Titânio ASTM F136 denominada Grau 5. Estes materiais foram cedidos por duas empresas fornecedoras de biomateriais para sistemas de reconstrução óssea.

4.1.1. Titânio Grau Cinco

O Titânio ligado 6Al-4V, com especificação ASTM F136 foi fornecido pela empresa Biortechnologies do Brasil em forma de barras cilíndricas com 3 metros de comprimento e 6,35 de diâmetro, possui acabamento superficial retificado e tratamento térmico de recozimento. A Tabela 3 apresenta a composição química, na Tabela 4 às propriedades mecânicas e na Tabela 5 a Metalografia, estas propriedades foram especificadas pelo fornecedor.

Tabela 3: Composição química (%) - Ti Gr5 – ASTM F136.

Elementos	N	C	H	Fe	O ₂	Al	V	Ti
%	< 0,01	0,01	0,002	0,18	0,10	5,94	4,0	Saldo

Tabela 4: Propriedades Mecânicas - Ti Gr5 – ASTM F136.

Alongamento (%):	19,58
Escoamento MPa:	842,2
Tração MPa:	952,4
R.A. 1 (%):	48,7

De acordo com a norma, estes métodos de ensaio para análise de metais e ligas são destinados principalmente testar materiais em conformidade com as especificações de composição.

4.1.2. Titânio Grau Quatro

O titânio grau quatro ASTM F67 foi fornecido pela empresa SANDINOX Biomateriais, os dados apresentados para este material são de responsabilidade desta empresa, estão contidos no Certificado de Qualidade, o material está disposto em barras cilíndricas de diâmetro 4,76 mm podendo ter comprimento de até 3.600 mm. Possui acabamento retificado com tolerância variando de +0 a - 0,030 mm, apresenta tratamento térmico de recozimento.

Nas tabelas 5 e 7 será apresentada respectivamente a composição química, contendo o percentual de elementos presentes no material, as propriedades mecânicas, a metalografia, e análise de carbono do titânio grau quatro.

Tabela 5: Composição Química (%) – Ti Gr4 ASTM F67.

Elemento	C	Fe	O	N	H	Ti
%	0,051	0,17	0,37	0,010	0,0027	saldo

Tabela 6: Propriedades Mecânicas – Ti Gr4 ASTM F67.

Alongamento (%):	23
Escoamento MPa:	658
Tração MPa:	799
Dureza HRC:	23,00

Tabela 7: Análise de Carbono (% massa/massa) – Ti Gr4 ASTM F67.

Elemento	C
Especificado Titânio NBR 5832-2-01 Gr. 3	0,10 máx.
Especificado NBR 5832-2-01 Gr.4A e 4B	0,10 máx.
Especificado ASTM F67 – 13 Gr.4	0,08 máx.
Obtido	0,037

4.1.3. Inox AISI 316 L

O inox utilizado para este estudo foi o AISI 316L fornecido pela empresa D&D Manufatureira Ltda., de acordo com o Certificado de Qualidade. O material está

disposto da seguinte maneira: barras cilíndricas com diâmetro de 4,76 mm podendo ter comprimento de até 3.000 mm com acabamento superficial retificado com tolerância variando 0,03 mm.

A Tabela 8 apresenta a composição química dos elementos presentes neste material.

Tabela 8: Composição Química – Inox 316L.

Elemento	Al	C	Co	Cr	Cu	P
%	0,000	0,024	0,080	16,240	0,300	0,036
Elemento	Mn	Mo	N ₂	Si	Ni	S
%	1,420	2,040	0,056	0,480	10,080	0,024

Tabela 9: Propriedades Mecânicas – Inox 316L.

Alongamento (%):	50
Escoamento MPa:	294
Tração MPa:	567
Dureza HRC:	79,00

Para melhor análise dos dados a Figura 4.1 apresenta o gráfico dos três materiais estudados, com os valores dos ensaios dos comportamentos mecânicos, escoamento e resistência à tração.

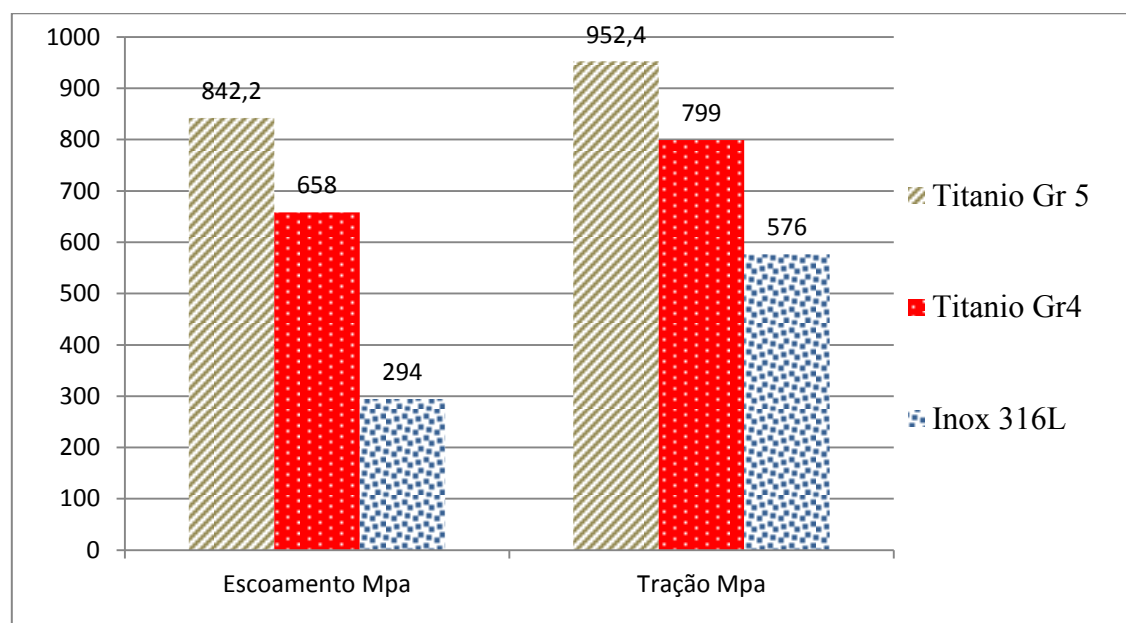


Figura 4.1: Gráfico comportamento mecânico.

Os materiais estudados quando implantados devem ter boa resistência a fadiga, pois estão sujeitos a carregamentos cíclicos, o titânio grau cinco apresenta maior valor tanto para o escoamento quanto para a tração, o que representa uma melhor condição de comportamento mecânico, seguido pelo titânio grau quatro e com valores mais baixos conforme o a Figura 4.1 o inox 316L, o escoamento é uma transição entre a deformação elástica e a deformação plástica, quando estes materiais atingem o limite de escoamento pode significar que a deformação do material se torna irreversível, ao chegar neste ponto ocorre então a falha do implante, iniciando uma sequencia de fatores como a corrosão, trincas entre outras características que levam a falha.

4.2. Confeção dos corpos de provas

A determinação das propriedades dos materiais é realizada por meio de ensaios, os corpos de provas foram confeccionados de duas maneiras distintas, de acordo com o tipo de ensaio, a saber, os ensaios mecânicos e as análises de superfície.

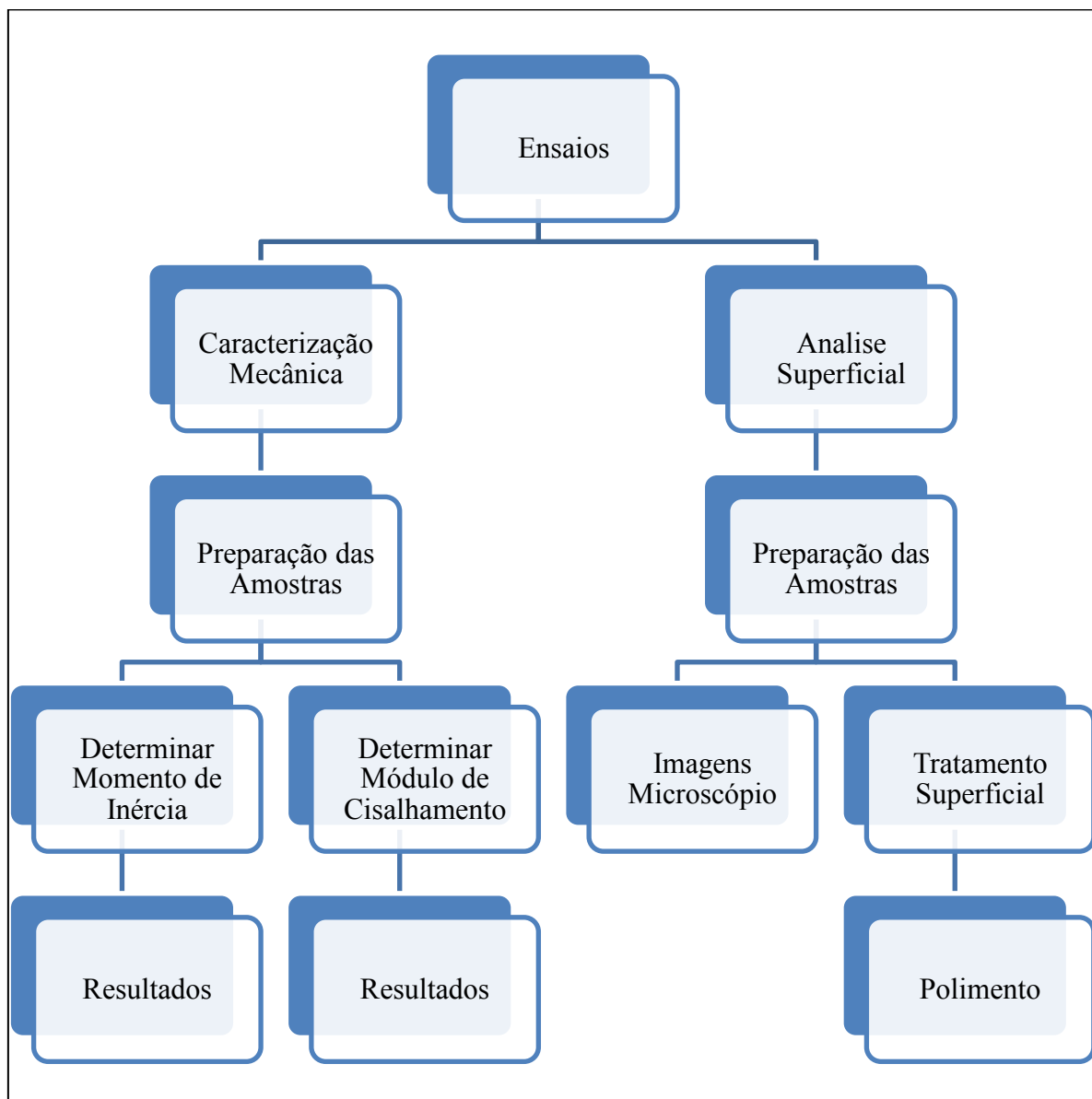


Figura 4.2: Fluxograma de processo preparação das amostras.

4.3. Métodos

4.3.1. Corpos de provas para ensaios mecânicos

Para (SOUZA, 1982) a melhor maneira para se determinar as propriedades mecânicas de um metal é ensaiar um corpo de prova retirado da peça. Assim os ensaios geralmente são feitos em corpos de prova normalizados pelas várias associações de normas técnicas. A Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) tem o método MB-4 onde são indicadas as formas e dimensões dos corpos de prova para cada caso.

Os corpos de provas para os ensaios mecânicos foram construídos em formas de bastões para que pudessem atender aos requisitos da máquina de ensaio e estão apresentados da seguinte maneira na Tabela 10:

Tabela 10: Dimensões dos corpos de provas para ensaios mecânicos.

Material	Diâmetro (mm)	Comprimento (mm)	Quantidade
Titânio Gr4	2,5	15,2	10
Titânio Gr5	2,5	15,2	10
Aço Inox 316 L	2,25	16,2	10

4.3.2. Ensaio para caracterização do módulo de cisalhamento de materiais pelo método dinâmico

É possível analisar as propriedades mecânicas dos materiais e definir o comportamento do material quando colocado a cargas externas, através da sua capacidade de resistir ou transmitir esses esforços sem se fraturar ou deformar-se de forma incontrolada. Com base nas propriedades mecânicas pode-se selecionar o material mais adequado para cada aplicação.

Dentre as propriedades mecânicas existentes estão os módulos elásticos, propriedades que avaliam diretamente a rigidez do material quando submetidos a solicitações como tração, compressão ou cisalhamento. Além disso, os módulos elásticos estão ligados a descrição de várias outras propriedades mecânicas, como por exemplo, a tensão de escoamento, a tensão de ruptura e a variação de temperatura crítica para a propagação de trincas sob a ação de choque térmico.

Este trabalho tratará da determinação experimental do módulo de cisalhamento (G) pelo método dinâmico, por meio de um sistema de medida que faz uso de um pêndulo de torção e da aplicação experimental da espectroscopia mecânica de relaxação.

4.3.3. Módulos elásticos para materiais isotrópicos

No caso de materiais isotrópicos, em que as propriedades não dependem da direção em que são medidas, os módulos elásticos são: Módulo de Elasticidade ou Módulo de Young, Módulo de Cisalhamento e Módulo Volumétrico.

- a) Módulo de Elasticidade ou Módulo de Young (E ou Y)

Para E é uma grandeza proporcional à rigidez de um material quando este é submetido a uma tensão externa de tração ou compressão. Basicamente, é a razão entre a tensão aplicada e sua deformação linear resultante, como mostra a equação a seguir.

$$E = \sigma / \epsilon \quad (2)$$

Em que:

E = Módulo de Elasticidade ou de Young (MPa).

σ = Tensão de tração ou compressão aplicada (MPa).

ϵ = Deformação elástica longitudinal específica (adimensional).

b) Módulo de Cisalhamento (G)

É uma grandeza proporcional à rigidez de um material quando este é submetido a uma tensão de cisalhamento, essa tensão relaciona-se com uma força aplicada paralelamente à superfície, com o objetivo de causar o deslizamento de planos paralelos uns em relação aos outros.

$$G = \tau / \gamma \quad (3)$$

Em que:

G = Módulo de Cisalhamento (MPa).

τ = Tensão de cisalhamento (MPa).

γ = Deformação elástica de cisalhamento (adimensional), pode ser calculada pela tangente do ângulo θ , como mostra a Figura 4.3.

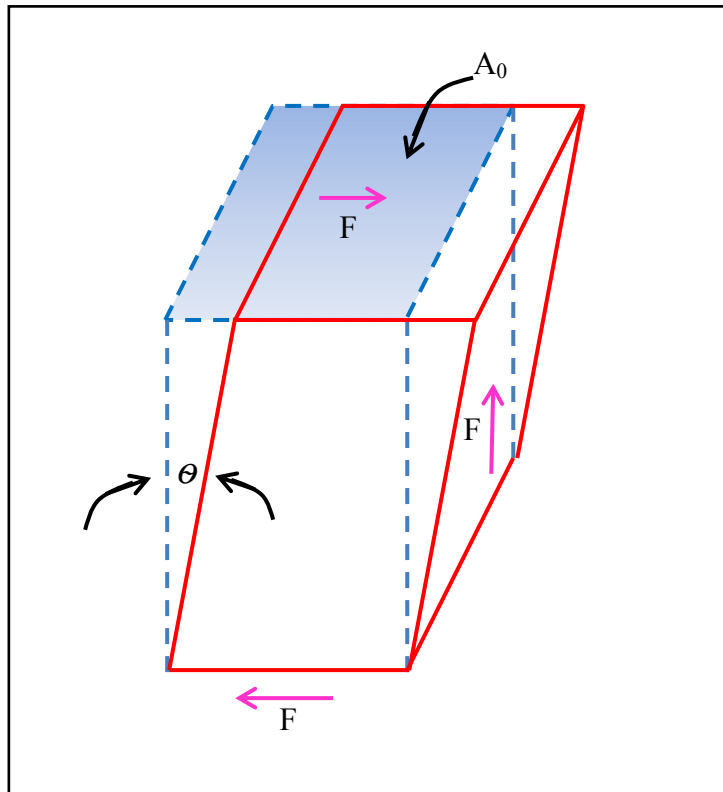


Figura 4.3: Representação do esforço de cisalhamento (γ). Adaptada de (CALLISTER JR, 2007).

c) Módulo Volumétrico (K)

Descreve a elasticidade volumétrica, ou a tendência de um objeto se deformar em todas as direções quando uniformemente carregado nessas mesmas direções (hidrostaticamente). É definido como a razão entre a tensão volumétrica e a deformação volumétrica. Este módulo é o inverso da compressibilidade.

$$K = - \frac{\Delta P}{\frac{\Delta V}{V_0}} \quad (4)$$

Em que:

K = Módulo Volumétrico (GPa).

ΔP = Variação de pressão (GPa).

$\Delta V / V_0$ = Deformação Volumétrica (adimensional).

Os módulos de cisalhamento e volumétrico podem ser correlacionados com o módulo de Elasticidade de acordo com o Coeficiente de Poisson (ν), que mede a deformação transversal em relação à direção longitudinal de aplicação da carga de um

material homogêneo e isotrópico. A relação estabelecida é entre as deformações ortogonais, como é mostrado na equação a seguir.

$$\nu = - \frac{\varepsilon_x}{\varepsilon_z} = - \frac{\varepsilon_y}{\varepsilon_z} \quad (5)$$

Em que:

ν = Coeficiente de Poisson (adimensional).

ε_x = Deformação específica na direção transversal x (adimensional).

ε_y = Deformação específica na direção transversal y (adimensional).

ε_z = Deformação específica na direção longitudinal z (adimensional).

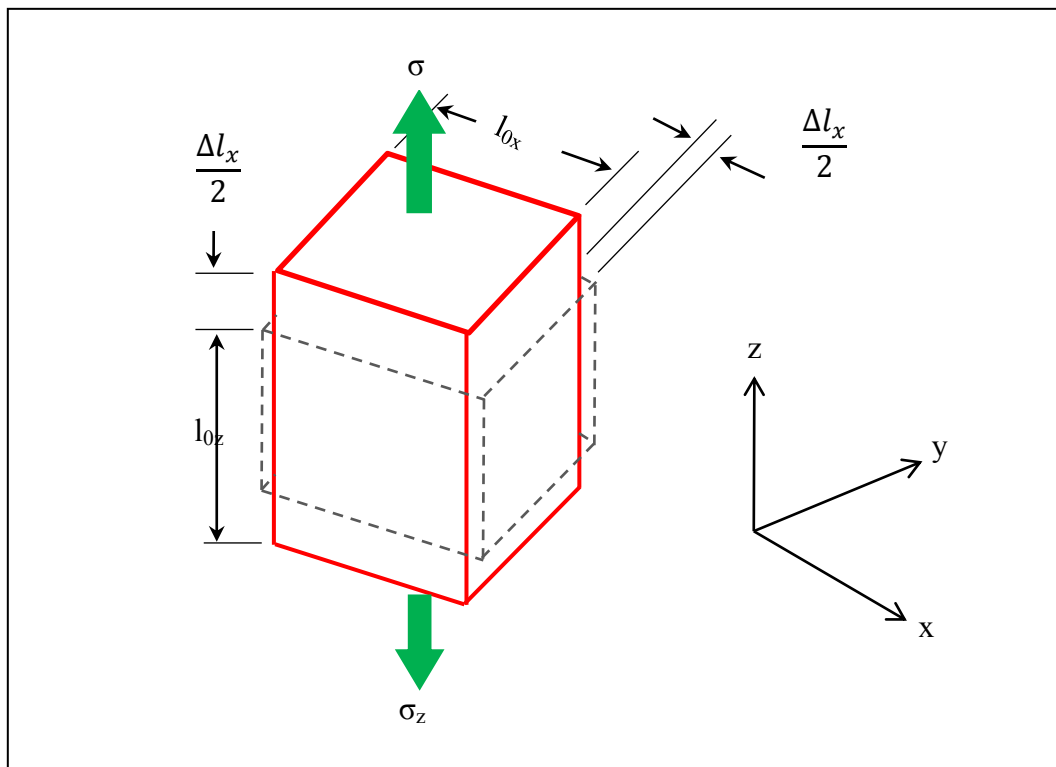


Figura 4.4: Representação das direções ortogonais do coeficiente de Poisson.

Adaptada de (CALLISTER JR, 2007).

O sinal negativo na equação do coeficiente de Poisson é adotado porque as deformações transversais (x e y) e longitudinal (z) possuem sinais contrários. Isso se refere ao fato de que quando o material é esticado (aumento longitudinal) o material contrai-se (reduz) nas direções transversais, como pode ser observado na Figura 4.4, através das linhas contínuas e tracejadas.

$$E = 2G (1 + \nu) \quad (6)$$

Em que:

E = Módulo de Elasticidade (GPa).

G = Módulo de cisalhamento (GPa)

ν = Coeficiente de Poisson (adimensional).

Em relação ao módulo volumétrico, tem-se:

$$E = 3K (1 - 2\nu) \quad (7)$$

Em que:

K = Módulo Volumétrico (GPa).

Para a ciência e engenharia dos materiais, os módulos elásticos são de suma importância, mais especificamente sobre as aplicações, a medição desses módulos é utilizada em:

- Simulações por elementos finitos de tensões mecânicas e deformações.
- Controle de qualidade: os módulos elásticos são sensíveis ao processamento e a microestrutura.
- Avaliação de dano causado por degradação físico-química do material.
- Avaliação de dano por choque térmico.
- Avaliação de dano por carga.

4.3.4. Métodos de Caracterização

Os módulos elásticos podem ser caracterizados por métodos quase-estáticos (ensaios destrutivos), por métodos dinâmicos ou por ultra-som, nesses dois últimos métodos o material ensaiado não sofre a falha. Os métodos quase-estáticos ou isotérmicos são baseados em ensaios mecânicos usualmente até a falha do material, os dinâmicos ou adiabáticos, em técnicas de ressonância não destrutivas.

Os valores determinados pelos métodos dinâmicos são levemente maiores que aqueles determinados pelos estáticos em virtude dos efeitos anelásticos presentes. Os métodos de caracterização estão expostos a seguir.

a) Métodos quase-estáticos (ensaios destrutivos)

Nos métodos quase-estáticos, são realizados ensaios mecânicos usualmente destrutivos nos quais os corpos de prova ficam inutilizados após a realização dos mesmos. Estes ensaios consistem na aplicação lenta de uma carga simultaneamente com a monitoração da deformação induzida. No caso dos métodos estáticos, a carga, que pode ser estática ou se alterar de maneira relativamente lenta ao longo do tempo, é aplicada uniformemente sobre uma seção reta ou superfície de um corpo, e a deformação é medida e relacionada ao módulo elástico que pode ser o módulo de Young ou cisalhamento dependendo do tipo de ensaio. Para tal, há três maneiras principais segundo as quais uma carga pode ser aplicada: tração e compressão para a determinação do módulo de Young e cisalhamento ou torcional para o módulo de cisalhamento, sendo mais comuns os ensaios sob tração. Neles o corpo de prova é deformado com carga de tração que é aplicada uniaxialmente, paralelamente ao eixo mais longo do corpo de prova. Estes ensaios são comumente conduzidos para metais à temperatura ambiente, pela facilidade de se prender o corpo de prova nos acessórios da máquina de ensaio.

O corpo de prova é submetido a uma tensão mecânica, que pode ser de tração, compressão ou cisalhamento, as deformações sofridas pelo corpo em função da tensão aplicada são medidas através de um extensômetro acoplado à amostra. A Figura 4.5 ilustra um ensaio típico de tração.

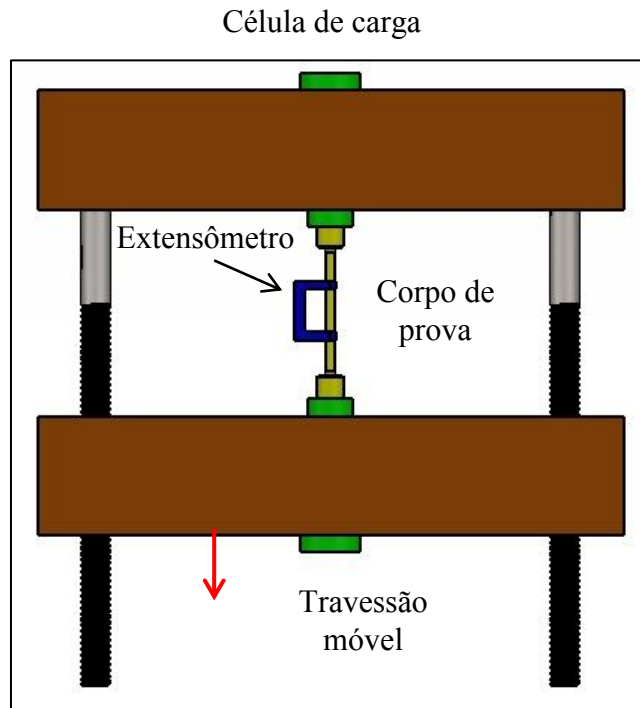


Figura 4.5: Representação esquemática de uma máquina que realiza ensaios de tração. Mede-se a tensão atuante e a deformação resultante no corpo.

Fonte: Adaptada de (CALLISTER JR, 2007).

A lei de Hooke relaciona a tensão aplicada com a deformação específica resultante no regime elástico de acordo com o módulo de elasticidade.

$$\sigma = E \cdot \epsilon \quad (8)$$

Em que:

σ = Tensão aplicada (GPa).

E = Módulo de Elasticidade (GPa).

ϵ = Deformação específica (adimensional).

Assim, o módulo de Elasticidade pode ser obtido pela curva tensão deformação baseado na lei de Hooke, como mostra a Figura 4.6.

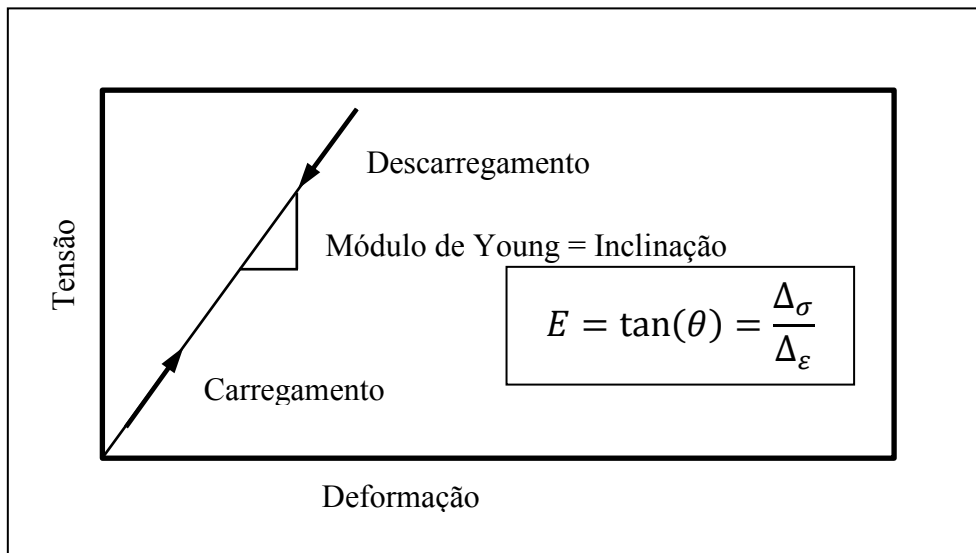


Figura 4.6: Obtenção do módulo de elasticidade através da curva tensão-deformação no regime elástico.

Fonte: Adaptada de (CALLISTER JR, 2007).

b) Métodos Dinâmicos (não-destrutivos)

Os métodos dinâmicos permitem obter informações tanto quantitativas (módulos elásticos) quanto qualitativas sobre a integridade de um componente mecânico, além do controle de suas propriedades, como mudanças de fase, por exemplo. O corpo de prova não fica inutilizado após o ensaio e pode ser empregado em sua função normalmente ou ensaiado muitas outras vezes. Por exemplo, no estudo do dano por choque térmico, é possível avaliar a evolução da resistência mecânica medindo-se o módulo de Young simultaneamente com a aplicação sucessiva de ciclos de choque térmico. Se fosse utilizada outra técnica seria necessária uma amostra para cada medição.

O princípio dos métodos dinâmicos ou adiabáticos consiste em calcular os módulos elásticos a partir das frequências naturais de vibração do corpo de prova e de seus parâmetros geométricos. Estas frequências possuem uma relação unívoca com os módulos elásticos.

Os métodos dinâmicos possuem a vantagem de empregar pequenas amostras, serem rápidos e não-destrutivos, além da aplicação de baixas cargas. Basicamente, são três os modos de vibração empregados, longitudinal, flexional ou torcional. Os dois primeiros permitem o cálculo do módulo de Young e o último possibilita a determinação do módulo de cisalhamento e o coeficiente de Poisson.

Do ponto de vista experimental, a metodologia pode ser separada em duas partes: a primeira consiste na excitação, detecção e obtenção das frequências de

ressonância, a segunda, no emprego de relações matemáticas e dos procedimentos computacionais, para obtenção dos módulos elásticos a partir das frequências de ressonância.

Neste trabalho utilizou-se o método dinâmico para a determinação do módulo de cisalhamento através da vibração torcional de corpos de seção transversal circular.

c) Métodos por ultra-som (pulso-eco)

Os métodos por ultra-som, chamados de pulso-eco são também não-destrutivos e consistem em emitir ondas ultra-sônicas (ondas acima de 20kHz) e captar seu eco. Neste método um pulso ultra-sônico é emitido por um transdutor eletro-acústico e quando encontra uma superfície refletora, parte ou toda a sua energia é refletida, retornando ao transdutor, calcula-se então o valor da velocidade do som, para percorrer esta distância e em seguida o módulo de Young.

O método por ultra-som é muito utilizado devido principalmente à sua simplicidade. Mas uma incerteza grande na medida origina-se da importância do coeficiente de Poisson neste caso e da impossibilidade em calculá-la, uma vez que medimos apenas a velocidade longitudinal do som e seria necessário conhecer também a velocidade transversal. Sendo assim, seu valor deve ser estimado, o que acarreta em erros na medida proporcionais à dispersão entre o valor real do coeficiente de Poisson e aquele estimado. Além disso, é necessário que a superfície de contato entre a amostra e os transdutores seja preenchida com um “agente de acoplamento” que permita a transferência de energia e elimine o ar entre eles.

As Figuras 4.7 e 4.8 ilustram o esquema de propagação do pulso ultrassônico e o esquema da captação do eco.

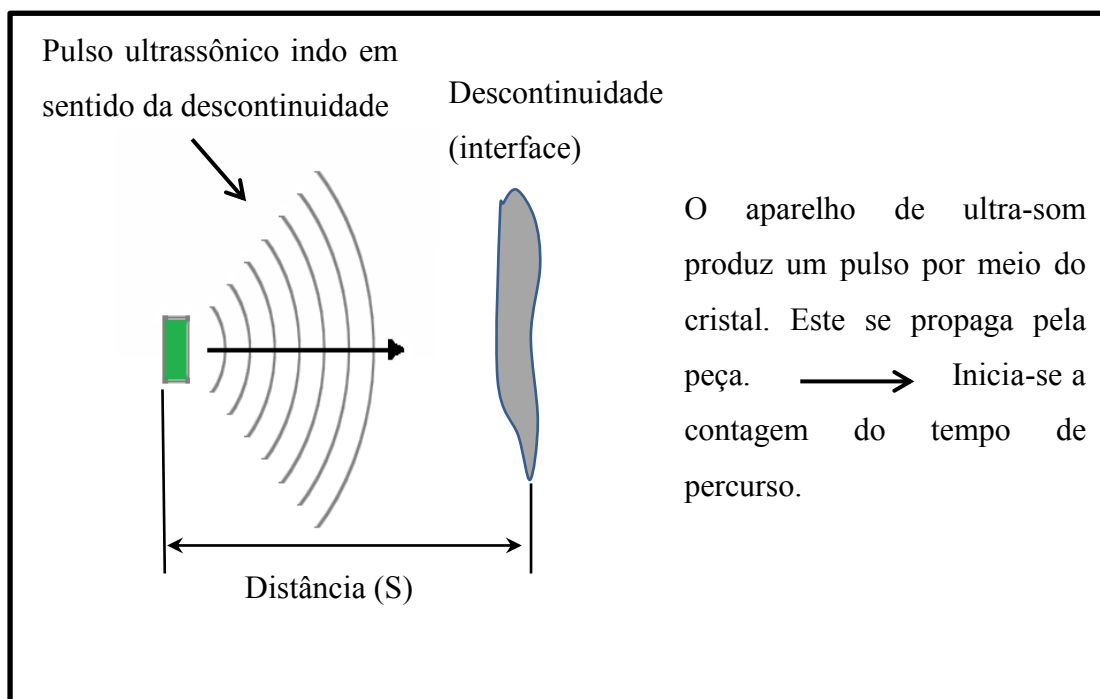


Figura 4.7: Esquema da propagação do pulso ultrassônico.

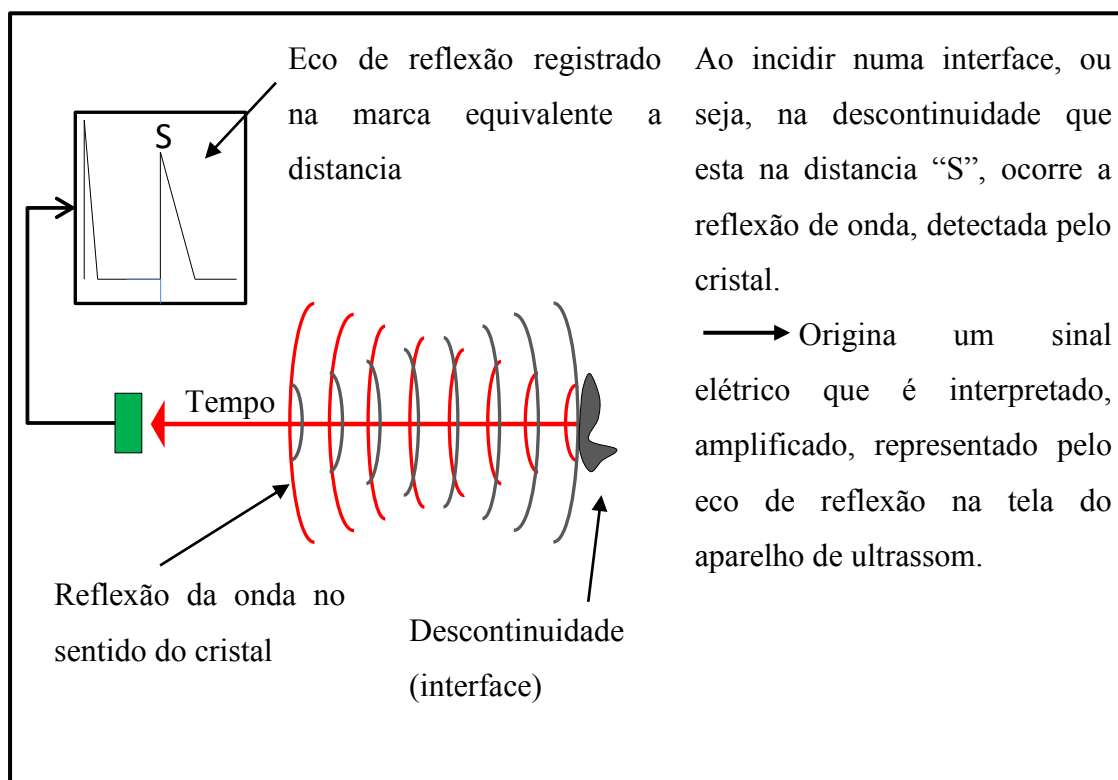


Figura 4.8: Esquema da captação do eco.

A Tabela 11 mostra um comparativo entre os métodos tratados acima e logo abaixo, constam as informações pertinentes em relação aos parâmetros analisados na tabela.

Tabela 11: Comparativo entre os métodos de caracterização dos módulos elásticos (ITC-ME, ATCP Engenharia Física, 2010).

Método	Ensaio destrutivo	Incerteza na medida	Tempo de Medida	Amostras caracterizáveis	Constantes Elásticas	Medidas em função da temperatura
Quase-estático	sim	15% ou mais	variável	principalmente metais	foco no E	difícil
Dinâmico	não	< 2%	segundos	qualquer sólido	E, G e ν	fácil
Ultra-som	não	até 15%	segundos	qualquer sólido	E com ν estimado	difícil

O Módulo de Cisalhamento dita o comportamento elástico do material sujeito a cargas como uma força transversal cortante ou uma torção, assim como o módulo de elasticidade dita o comportamento em condições de tração ou flexão.

A caracterização dos módulos elásticos permite, de forma empírica, a obtenção quantitativa de maneira precisa e confiável, podendo ser realizada por três métodos. O método quase-estático, que consiste em um ensaio não destrutivo através da aplicação gradual de uma força com o registro simultâneo da deformação, o método ultrassônico ou pulso eco, que consiste na emissão de uma onda ultrassônica (acima de 20kHz) e na captação deste eco, sendo não destrutivo e por fim há o método dinâmico que também não é destrutivo e consiste na caracterização por meio da frequência de vibração do material, podendo ser através de vibração longitudinal, flexional ou torcional.

A escolha do método dinâmico para a caracterização do módulo de cisalhamento para este trabalho foi baseada em diversas vantagens para sua execução, por ser uma técnica não destrutiva, os resultados concordaram com a literatura, o sistema de medida construído é de baixo custo e de fácil visualização do processo de relaxação pelo fato de se utilizar sensor de movimento rotativo.

4.3.5. Caracterização do ensaio

As medidas foram realizadas em um sistema de pêndulo de torção elaborado pelo professor Dr. Carlos Alberto Fonzar Pintão do Departamento de Física

na Faculdade de Ciências da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, conforme Figura 4.9.

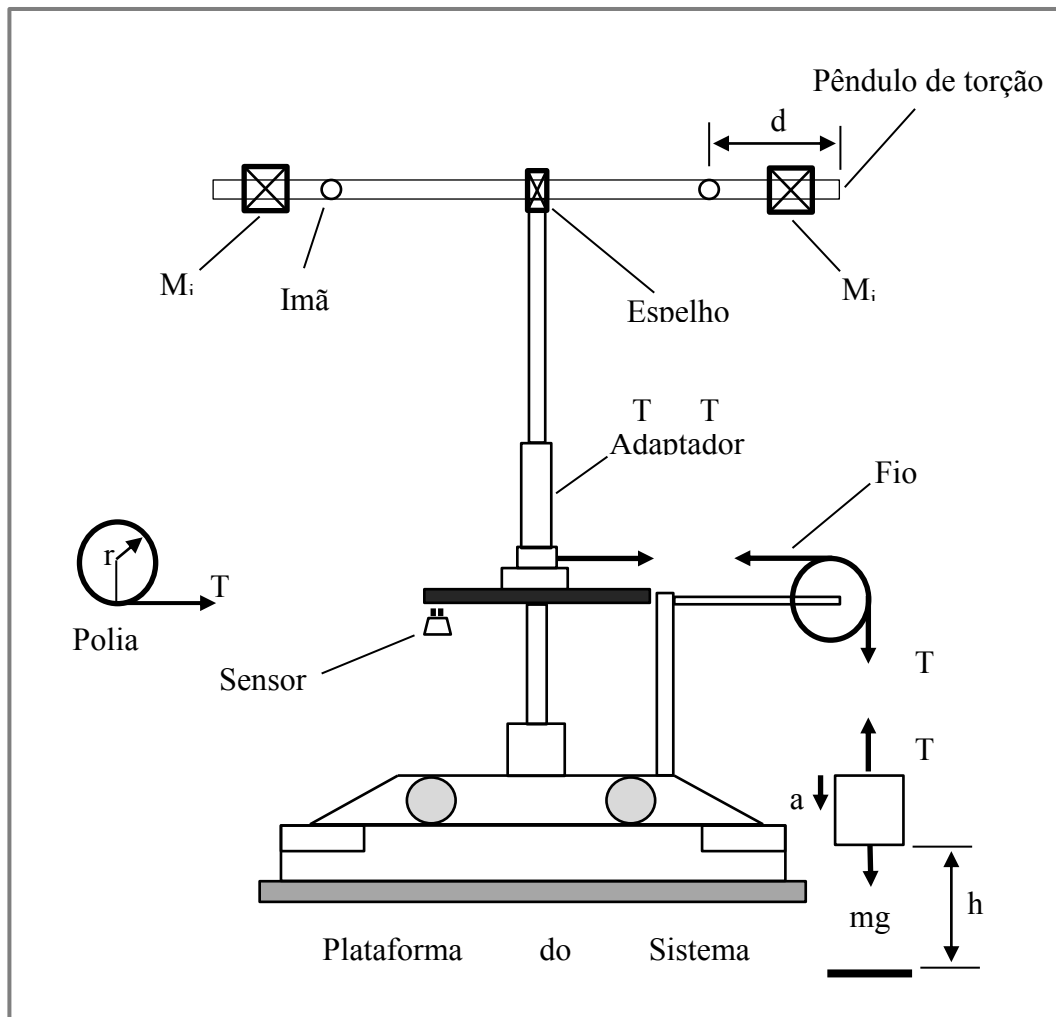


Figura 4.9: Esboço do pêndulo de torção acoplado ao sistema rotacional. (PINTÃO; ALMEIDA; GRANDINI, 2008).

O dispositivo é configurado de duas maneiras. Na primeira, a configuração é feita a fim de se obter o momento de inércia do sistema, posteriormente o sistema é alterado para realizar a vibração torcional do corpo de prova e obter os parâmetros necessários para processamento, ajuste e obtenção do módulo de cisalhamento.

A Figura 4.10 mostra foto do dispositivo onde os ensaios foram realizados. Nelas, o sistema está configurado para realizar a vibração torcional do corpo de prova. A configuração do sistema para realizar a medida do momento de inércia é levemente diferente em relação às imagens da figura 4.10 e 4-11.

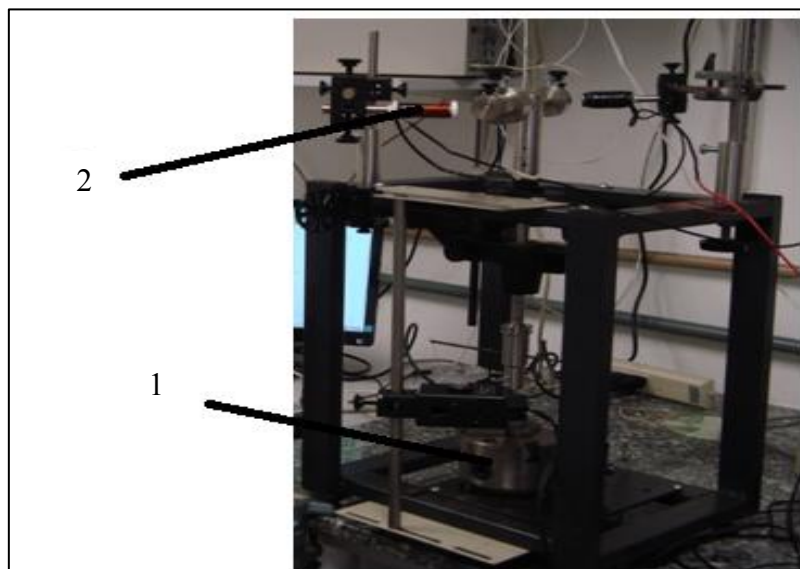


Figura 4.10: Foto do sistema de ensaio em ângulos diferentes. (1) Base de fixação. (2) Eletroímã.

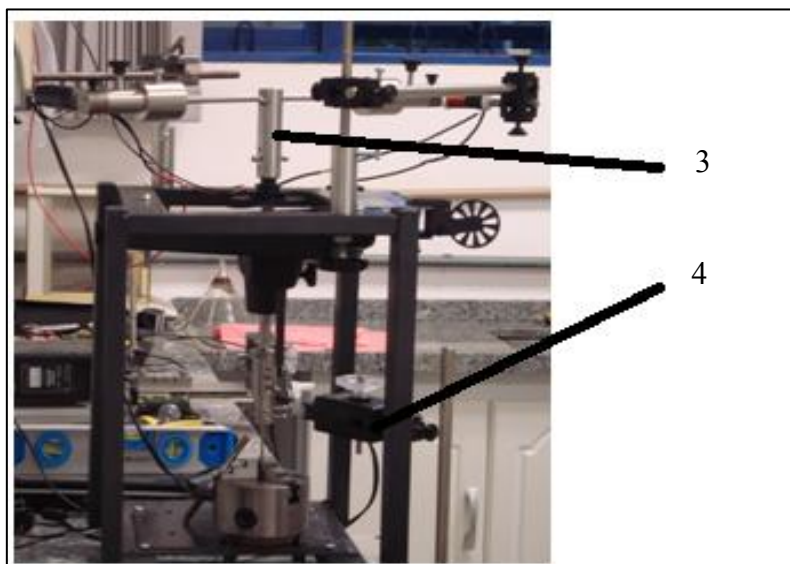


Figura 4.11: Foto do sistema de ensaio em ângulos diferentes. (3) Pêndulo de torção. (4) Sensor de movimento rotativo.

4.3.6. Métodos de obtenção do momento de inércia do sistema

Uma representação esquemática do sistema está mostrada na Figura 4.12. A massa (m) colocada na ponta inferior do fio inextensível varia de 25 a 305 g, para cada massa (m_i) é gerada uma aceleração angular (α_i) na polia indicada pelo número 1, portanto a velocidade angular (ω) é variável em relação ao tempo (movimento circular uniformemente variado), a rotação é gerada pelo “desenrolar do fio” na polia 1, conforme a queda da massa. Como a polia 1 está acoplada ao eixo vertical do pêndulo

de torção (dispositivo em forma de “T”) a aceleração angular é transmitida para o mesmo.

Através do software “*Data Studio*”, em conjunto com o sensor de movimento rotativo e a interface “*Science Workshop 750 Interface*”, a velocidade angular em função do tempo é registrada e representada em forma de gráfico para cada queda da massa (mi), a qual aumenta gradativamente de 20 em 20 g.

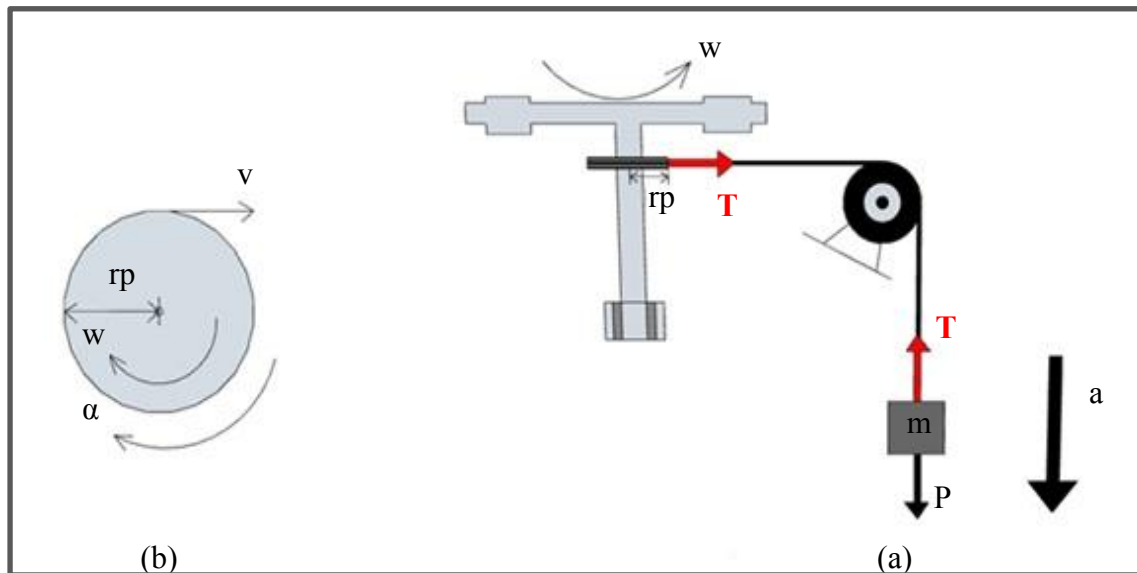


Figura 4.12: Representação. (a) Representação esquemática da configuração do sistema para se obter o momento de inércia do sistema. (b) Vista superior da polia 1.

O equacionamento e a metodologia utilizada para obtenção do valor do momento de inércia do sistema estão expostos a seguir.

Através da Figura 4.12 (b), pode-se facilmente obter a relação entre a velocidade escalar na periferia da polia (V) com a velocidade angular (W).

$$V = W \cdot r_p \quad (9)$$

Em que:

V = Velocidade escalar na periferia da polia (m/s).

W = Velocidade angular (rad/s).

r_p = Raio da polia 1 (m).

A derivada da equação (9) em relação ao tempo resulta em:

$$\frac{dV}{dt} = a \quad (10)$$

Em que:

a = Aceleração escalar (m/s^2).

Portanto, para polia 1, temos:

$$\frac{dV}{dt} = \frac{d(W.rp)}{dt} = a \quad a = \alpha.rp \quad (11)$$

Em que:

rp = Raio da polia 1 (m).

α = Aceleração angular (rad/s^2).

Para a massa (m) presa ao fio, Figura 4.12 (a), sabendo-se que aceleração (a) sofrida pela massa é a mesma aceleração escalar na polia 1, aplica-se o teorema do corpo livre:

$$\begin{aligned} Fr &= m_i.a \\ P - T &= m_i.rp.\alpha \\ T &= P - (m_i.rp.\alpha) \\ T &= m_i.g - (m_i.rp.\alpha) \\ T &= m_i.(g - rp.\alpha) \end{aligned} \quad (12)$$

Em que:

P = Peso da massa “m” (N).

T = Tração no fio (N).

m = Massa em queda (Kg)

g = Aceleração da gravidade (m/s^2).

α = Aceleração angular (rad/s^2).

O torque aplicado (ζ_{ap}) sobre a polia 1 é calculado por (Figura 4-11a):

$$\zeta_{ap} = T.rp \quad (13)$$

Em que:

ζ_{ap} = Torque aplicado sobre a polia 1. (N.m)

T = Tração no fio (N).

rp = Raio da polia 1 (m).

Portanto, o torque aplicado pode ser calculado pela adição das equações (12) e (13), como se segue:
Como:

$$\zeta_{ap} = T \cdot r_p \quad (13) \quad \text{e} \quad T = m \cdot (g - r_p \cdot \alpha) \quad (14)$$

Temos que:

$$\zeta_{ap} = m_i \cdot (g - r_p \cdot \alpha) \cdot r_p \quad (15)$$

Pela segunda lei de Newton, temos:

$$\begin{aligned} \zeta_{res} &= I_{sist} \cdot \alpha \\ \zeta_{ap} - \zeta_{at} &= I_{sist} \cdot \alpha \\ \zeta_{ap} &= I_{sist} \cdot \alpha + \zeta_{at} \end{aligned} \quad (16)$$

Em que:

ζ_{res} = Torque resultante (N.m).

ζ_{at} = Torque perdido devido ao atrito (N.m).

I_{sist} = Momento de inércia do sistema (Kg.m²).

α = Aceleração angular (rad/s²).

Com os gráficos de velocidade angular em função do tempo, fornecidos pelo software “Data Studio”, faz-se a linearização da curva resultante e assim pode-se obter a aceleração angular envolvida no movimento para cada gráfico gerado, ou seja, para cada queda de cada massa há uma aceleração angular. A derivada da velocidade angular em relação ao tempo nos fornece a aceleração angular, como mostra a equação (17).

$$\frac{dW}{dt} = \alpha \quad (17)$$

Portanto, cada massa (m_i) utilizada no sistema, gera uma aceleração angular (α_i) na polia 1 e consequentemente um torque aplicado ($\zeta_{ap i}$) na mesma.

Através da equação (15) cada torque aplicado em relação a cada massa pode ser determinado, uma vez que já obtivemos os valores da aceleração angular (α_i) correspondente a cada massa (m_i) utilizada, além dos valores da aceleração da gravidade (g) e do raio da polia 1 (r_p), que são conhecidos .

Por fim, é gerada uma reta de torque aplicado em relação à aceleração angular correspondente, através da inclusão dos valores na ordenada (torque aplicado) e abscissa (aceleração angular) no *software* “Origin 7.0”.

Uma reta é uma equação de primeiro grau, a qual tem a forma de:

$$y = m.x + b \quad (18)$$

Pode-se observar, através da equação (16) que também se trata de uma equação de primeiro grau, de forma análoga, temos:

$$\zeta_{ap} = I_{sist} . \alpha + \zeta_{at} \quad (16) \quad \text{e} \quad y = m.x + b \quad (19)$$

Portanto, há a analogia entre:

$$\begin{aligned} y &\text{ e } \zeta_{ap} \\ m &\text{ e } I_{sist} \\ x &\text{ e } \alpha \\ b &\text{ e } \zeta_{at}. \end{aligned} \quad (20)$$

Dessa forma, através da reta gerada de torque aplicado em função da aceleração angular, o momento de inércia do sistema pode ser determinado através do coeficiente angular (m) da reta, além do torque perdido por atrito que se trata do ponto (b) onde a reta cruza o eixo das ordenadas.

4.3.7. Métodos de obtenção do modo de cisalhamento (G)

A solução da equação diferencial do movimento do pêndulo dá origem à equação (21), deduzida pelo mesmo criador do sistema, a qual resulta no valor do coeficiente de cisalhamento do material ensaiado.

$$G = \frac{32L}{\pi D^4} \cdot I_{\text{sist}} \cdot (\omega_0)^2 \cdot \left(1 - \frac{\delta^2}{4\pi^2}\right) \quad (21)$$

Em que:

G = Módulo de cisalhamento [Pa].

L = Comprimento útil da amostra [m].

D = Diâmetro útil da amostra [m].

I_{sist} = Momento de inércia do sistema [kg.m²].

ω_0 = Velocidade angular relativa à oscilação do pêndulo de torção [rad/s].

δ = Atrito interno do material e atritos do sistema.

Cada amostra foi colocada no sistema de ensaio (Figura 4.10 e 4.11), sendo uma extremidade da amostra presa à base de fixação e outra presa ao pêndulo de torção. Através da força magnética exercida pela passagem de uma corrente no eletroímã, o pêndulo é atraído e preso ao eletroímã, em seguida cessava-se a passagem de corrente elétrica e o pêndulo era libertado, ocasionando uma vibração torcional do material até o repouso. Com o sensor de movimento rotativo, o *software Data Studio* registrou a posição angular (φ) em função do tempo durante a vibração.

Com a curva gerada, houve o seu ajuste a uma função do tipo “*wave form*” através do *software Origin 7.0*, como se segue:

$$\theta = A \cdot \exp\left(-\frac{x}{t_0}\right) \cdot \sin\left(\frac{\pi}{W} \cdot x - \frac{Xc}{W}\right) \quad (22)$$

Com o ajuste, o *software* nos fornece os valores de W e t₀, que são a frequência angular e tempo respectivamente. Com esses valores podemos calcular a velocidade angular de oscilação do pêndulo (ω_0) e os atritos (δ), conforme mostram as equações (23) e (24).

$$\omega_0 = \frac{\pi}{W} \quad (23)$$

$$\delta = \frac{2W}{t_0} \quad (24)$$

Dessa forma, podemos calcular o módulo de cisalhamento (G) através da equação 21, para cada amostra ensaiada. Lembrando que foram feitas três medições cada amostra em seis materiais diferentes, cada material possuía dez amostras.

Por fim, foi avaliado o erro associado ao módulo de cisalhamento obtido experimentalmente, através da teoria de propagação dos erros, conforme equação (25).

$$(\sigma_G)^2 = \left(\frac{dG}{dL} \right)^2 \cdot (\sigma_L)^2 + \left(\frac{dG}{dD} \right)^2 \cdot (\sigma_D)^2 + \left(\frac{dG}{dG_0} \right)^2 \cdot (\sigma_{G_0})^2 \quad (25)$$

Onde G_0 é definido por:

$$G_0 = I_{\text{sist}} \cdot (\omega_0)^2 \cdot \left(1 - \frac{\delta^2}{4\pi^2} \right) \quad (26)$$

O erro (σ_{G_0}) associado a G_0 é:

$$(\sigma_{G_0})^2 = \left(\frac{dG_0}{dI} \right)^2 \cdot (\sigma_I)^2 + \left(\frac{dG_0}{d\omega_0} \right)^2 \cdot (\sigma_{\omega_0})^2 + \left(\frac{dG_0}{d\delta} \right)^2 \cdot (\sigma_\delta)^2 \quad (27)$$

Deve-se notar, que as equações (25) e (27) tratam-se da aplicação da equação geral da teoria de propagação dos erros, em que se trabalha com as derivadas e desvios padrões (σ) das variáveis pertencentes ao processo de obtenção do módulo de cisalhamento.

Dessa forma, foi possível avaliar o erro associado ao módulo de cisalhamento obtido experimentalmente (σ_G), para cada amostra ensaiada.

4.4. Ensaaios de superfícies

4.4.1. Método

Neste tópico serão apresentadas todas as etapas para concepção dos corpos de provas para a caracterização superficial dos materiais, titânio e aço inox, método de desenvolvimento, instalações, monitoramento e análise dos dados.

4.4.2. Corpos de provas para ensaios de superfície

Os corpos de prova para os ensaios de superfície foram construídos nas formas de pastilhas.

Tabela 12: Dimensões das pastilhas para ensaios.

Material	Diâmetro (mm)	Espessura (mm)	Quantidade
Titânio Gr4	4,76	2,5	12
Titânio Gr5	6,35	2,5	12
Aço Inox 316 L	6,35	2,5	12

As amostras foram seccionadas a partir das barras do material de estudo pelo processo de torneamento convencional. Utilizando-se um bedame, as mesmas não obtiveram até neste momento nenhum tratamento superficial, somente o processo de usinagem.

Durante a operação de corte dos corpos de prova teve-se o máximo de cuidado para não modificar sua estrutura, por isso, durante o processo de usinagem a refrigeração foi constante e o fluido de corte empregado foi o BD-FLUID B90, fluido de corte de ultima geração da BONDMANN, na proporção de um litro de óleo solúvel para cinco litros de águas, no processo de usinagem convencional.

4.4.3. Confocal

A microscopia confocal de varrimento laser ultrapassa as limitações da microscopia convencional, pois facilita a geração de imagens com qualidade e utiliza uma técnica não destrutiva.

Para a realização da medição destas imagens utilizou-se o Laboratório de Física da UNESP campus Bauru, o equipamento utilizado foi o Microscópio Confocal modelo Leica DCM 3D, equipamento multiusuários convênio UNESP/CAPES (processo 755/46/01/011).

A escolha pela medição confocal atende a dois requisitos importantes: ensaios não destrutivos aliados à alta precisão, podemos ainda citar imagens com qualidade e grande velocidade na geração destas imagens.

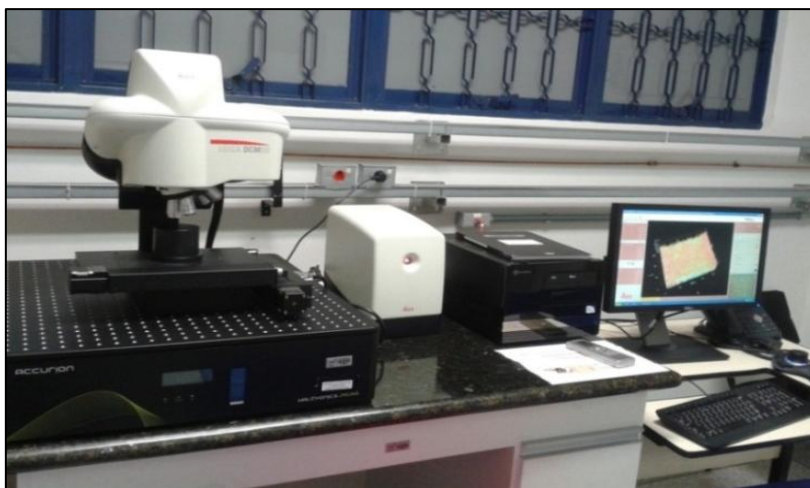


Figura 4.13: Microscópio Confocal - Leica DCM 3D – Laboratório de Física.

O sistema de microscopia confocal incorpora várias propriedades de melhoria de imagem conforme descrito por (JONES et al., 2005), sendo o mais importante destes é a melhor resolução espacial, que é a capacidade de distinguir duas entidades separadas. A resolução é o fator mais importante na determinação da qualidade de imagem em qualquer sistema de microscopia.

4.4.3.1.Princípio de funcionamento microscopia confocal.

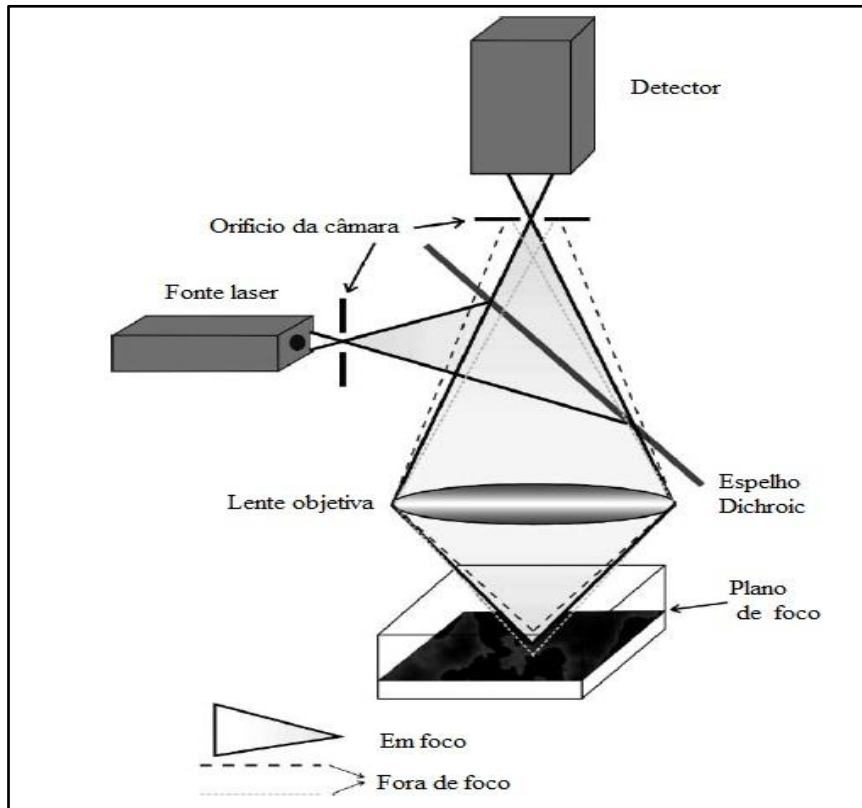


Figura 4.14: Princípio de funcionamento microscópio confocal. (MENÉNDEZ; DAVID; NISTAL, 2001).

4.5. Imagens das amostras após usinagem convencional

A Figura 4.15, 4.16 e 4.17 apresenta imagens em 3D das amostras de titânio Gr5, Gr4 e inox 316L, obtidas pela microscopia confocal logo após a usinagem convencional, é possível analisar a superfície do material bem como os riscos feitos pela ferramenta de desbaste na usinagem.

A superfície das peças apresentam perfis diferentes entre si às saliências e reentrâncias (rugosidades) são irregulares. Para dar tratamento e acabamento adequado, as superfícies são necessárias determinar o nível em que elas estão.

As imagens obtidas pela microscopia confocal de escaneamento a laser ultrapassa diversas limitações como no caso do descarte da peça após ensaio, facilita a geração das imagens em 3D de alta resolução.

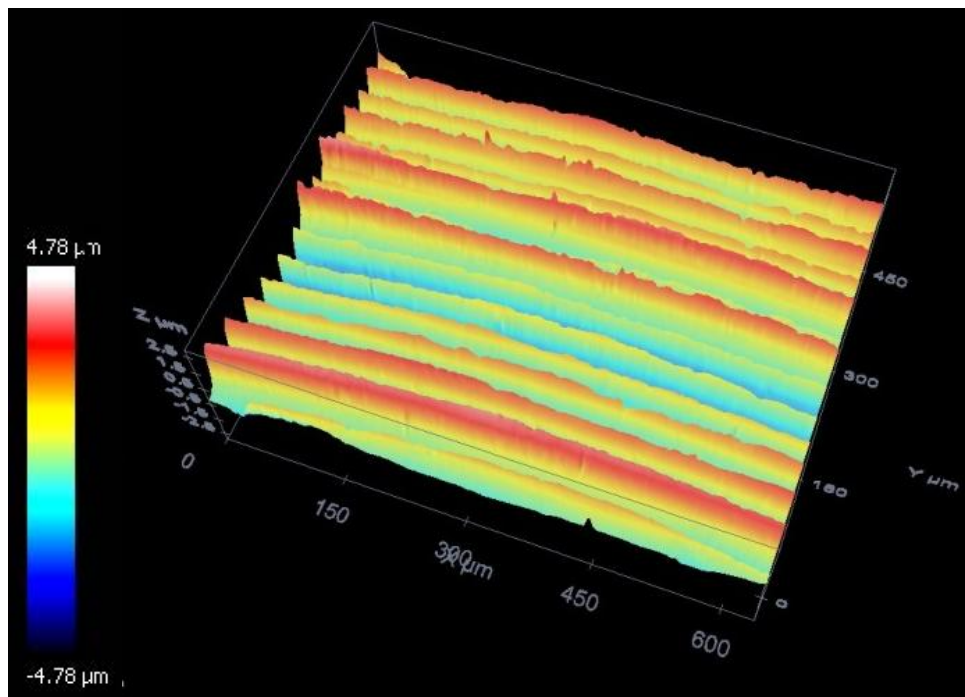


Figura 4.15: Topografia em 3D – Amostra de Liga de Titânio Gr5.

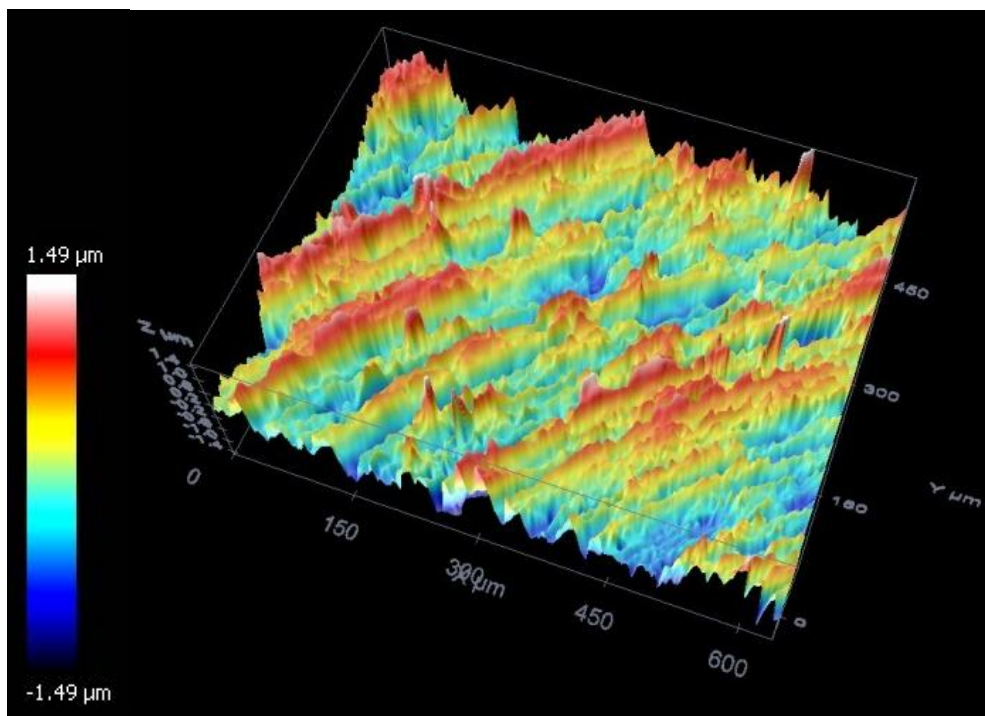


Figura 4.16: Topografia 3D – Amostra de Liga de Titânio Gr4.

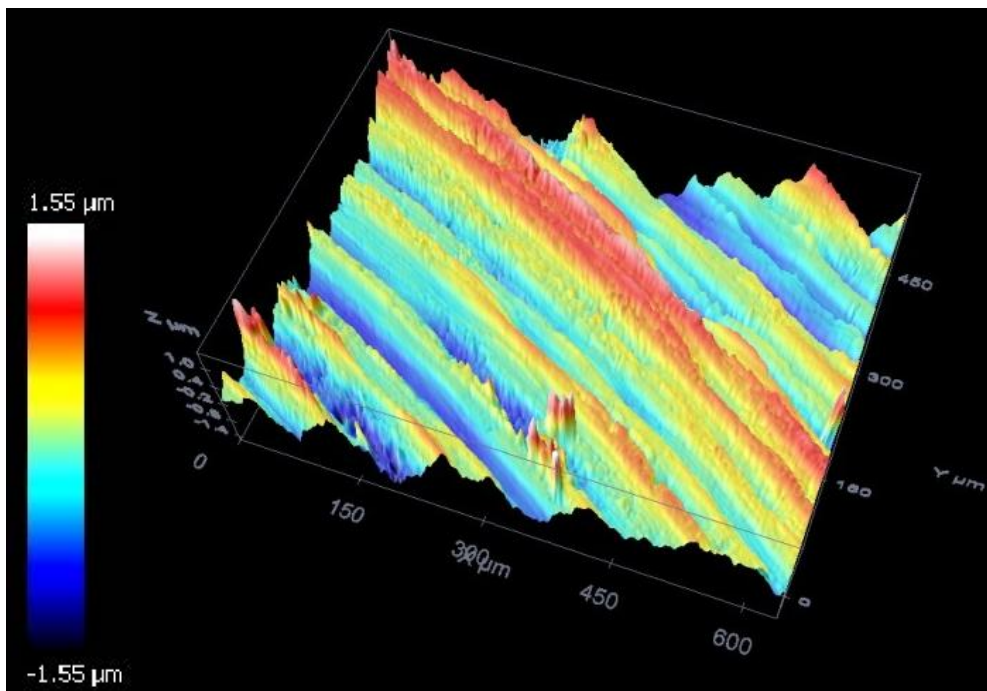


Figura 4.17: Topografia 3D – Amostra de Inox AISI 316 L.

A Figura 4.18 apresenta o perfil do software utilizado para a coleta dos dados, logo adiante será analisada a rugosidade média (R_a) e rms (*root mean square*), raiz do valor quadrático médio.

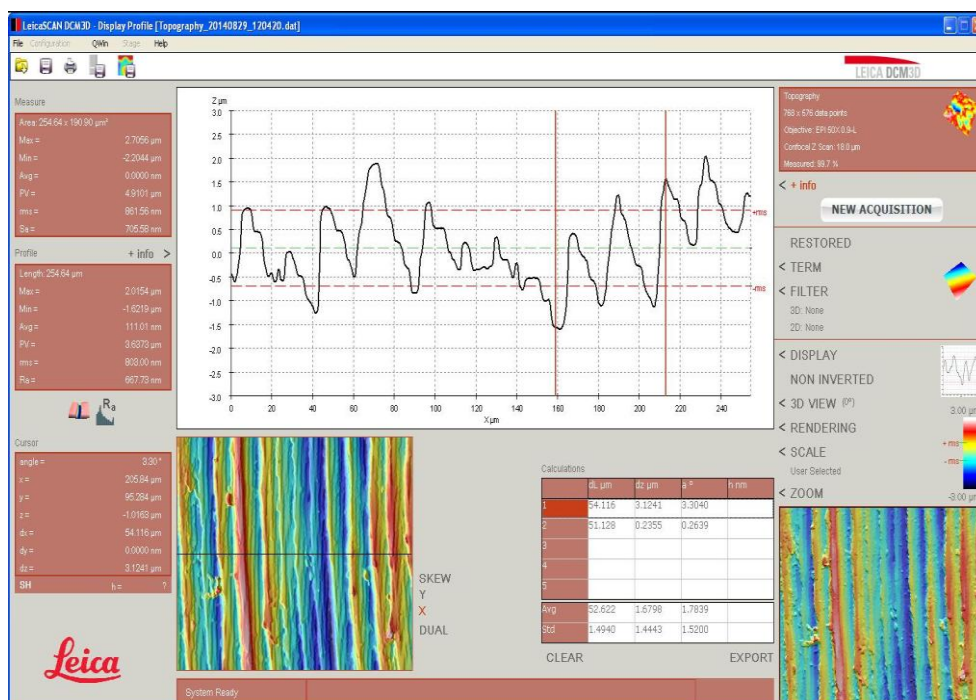


Figura 4.18: Perfil do programa Leica SCAN DCM3D atuando como sistema de medição da rugosidade e perfil das amostras.

4.6. Processos de preparação das amostras para imagens de superfícies

Após a coleta das imagens dos materiais foi feito o lixamento e o polimento das amostras para a caracterização biológica. As amostras foram usinadas em formas de pastilhas, estas pastilhas foram fixadas ao dispositivo central do porta amostras por meio de resina aquecida.



Figura 4.19: Dispositivo porta amostras de tratamento superficial com amostras fixadas para polimento.

4.7. Dispositivo de fixação das amostras

Para realizar o tratamento das amostras foi necessário fabricar um dispositivo básico de polimento de forma que o mesmo proporcionasse a manutenção da posição relativa entre os corpos de prova fixados. Este dispositivo está mostrado na Figura 4.20 e 4.21. O dispositivo é confeccionado em aço carbono, é composto por um corpo principal, robusto que dá a sustentação da amostra no momento do polimento, um eixo central onde são presas as amostras, as mesmas são fixadas com uma resina, que facilita e agiliza a troca e inversão das amostras. A resina é aquecida e dá aderência às amostras que são de diâmetro e espessuras relativamente pequenas. O eixo central possui um dispositivo superior na forma de roscas que dão liberdade de ajuste e posicionamento da amostra sobre a politriz.

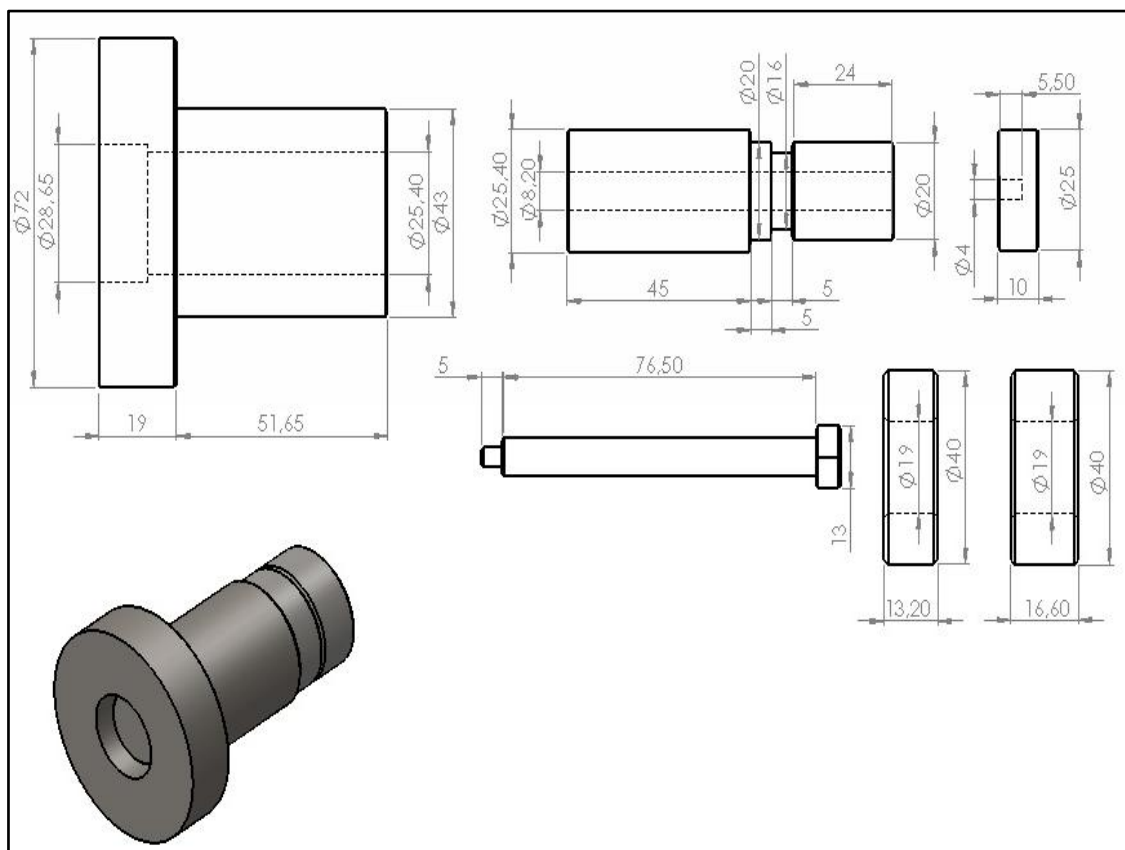


Figura 4.20: Porta amostra de polimento.

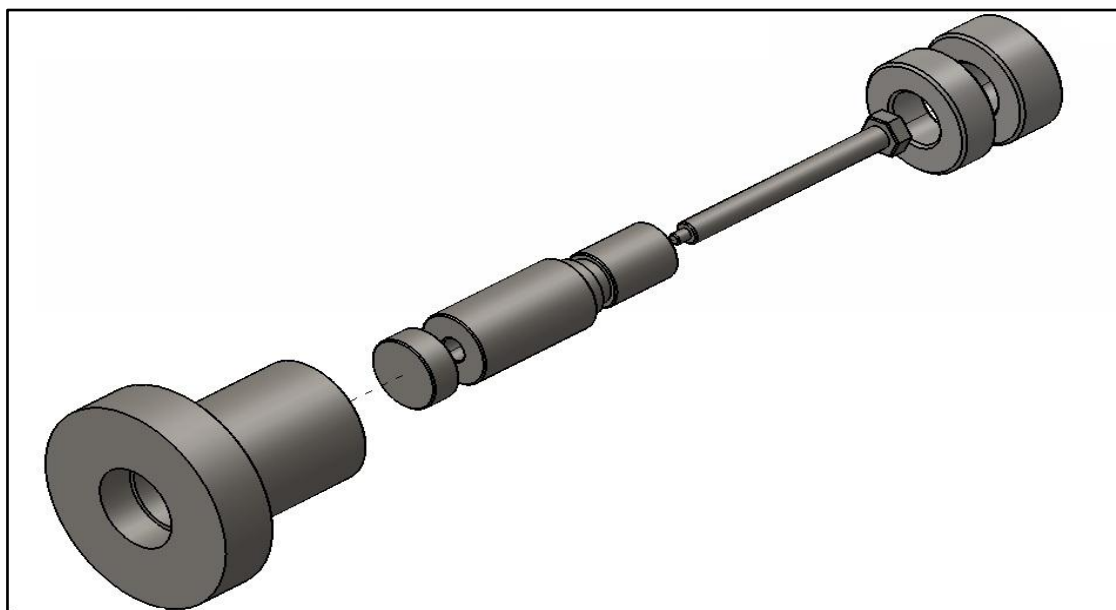


Figura 4.21: Sequência de montagem do porta amostra.

4.8. Lixadeira Politriz

A lixadeira poltriz utilizada foi da marca Arotec Figura 4.22, modelo AROPOL – E com painel eletrônico e controle de velocidade selecionável de 50 a 600

rpm, com sentido de giro horário e anti-horário, a mesma esta equipada com controle de irrigação e vazão, dispõe de prato intercambiável o que facilita a troca das lixas e panos

4.9. Sequência de polimento

Para a realização dos ensaios os 12 corpos de prova de cada material foram divididos em dois grupos, pois o carimbo não suporta fixação de mais de seis peças dependendo do diâmetro das pastilhas que no caso todas são menores que $\varnothing 6,35$ mm.

Como a superfície das pastilhas não estavam tão rugosas, provenientes de usinagem, foram utilizadas lixas do tipo d'água, fixadas no disco rotativo da politriz universal, em um trabalho semiautomático, com velocidade controlada em 500 rpm, e fluxo constante de água conforme a Figura 4.22.

O polimento teve início com uma lixa de granulometria de 220 mesh, todo o processo de polimento foi analisado a olho nu, onde se analisava a qualidade superficial baseado na isenção de riscos, então a lixa foi substituída por uma sequência das lixas de 320, 400, 600, 800 1000, 1200 mesh, e posterior a esse lixamento iniciou-se o processo de polimento.

Em todas as trocas de lixas fez-se uma lavagem nas amostras com água abundante e constante por um pequeno período de tempo a fim de limpar todas as impurezas que pudessem estar presentes na superfície da amostra.



Figura 4.22: Polimento da amostra na sequência de lixas.

Após o lixamento com toda a sequência de lixas observando o acabamento superficial polidos isento de riscos por fim deu-se a limpeza da superfície da amostra de modo a deixá-la limpa sem pó ou qualquer outro contaminante que pudesse danificar a face lixada antes de iniciar o polimento.

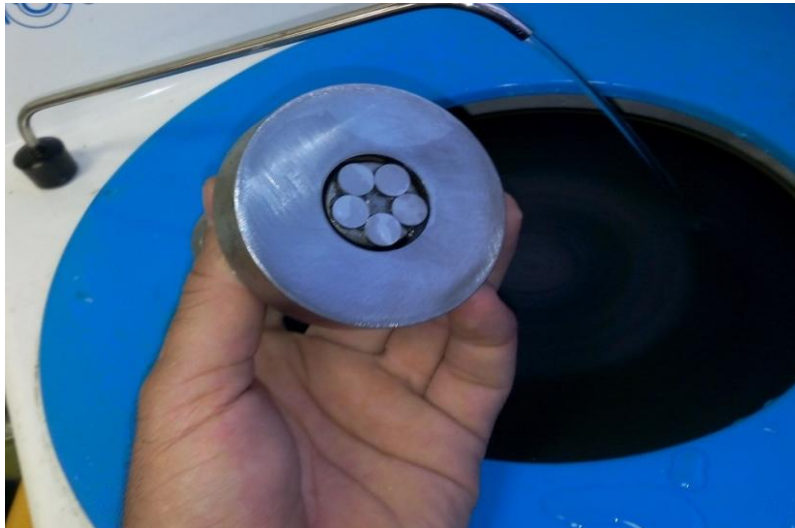


Figura 4.23: Fixação de amostra por resina no carimbo.

Efetuada a substituição da lixa pelo pano de polimento foi colocada a alumina 0,3 uma quantidade pequena de água foi adicionada a fim de melhorar o processo, a correta dispersão sobre o pano.

As amostras foram polidas em suas duas faces, devido a forma de fixação por resina houve a preservação da face polida no momento da troca de lados.

5. Resultados e Discussões

5.1. Resultado da caracterização mecânica

A curva originada e ajustada linearmente, de torque aplicado em função da aceleração angular, que dá origem ao momento de inércia do sistema está representada na figura abaixo.

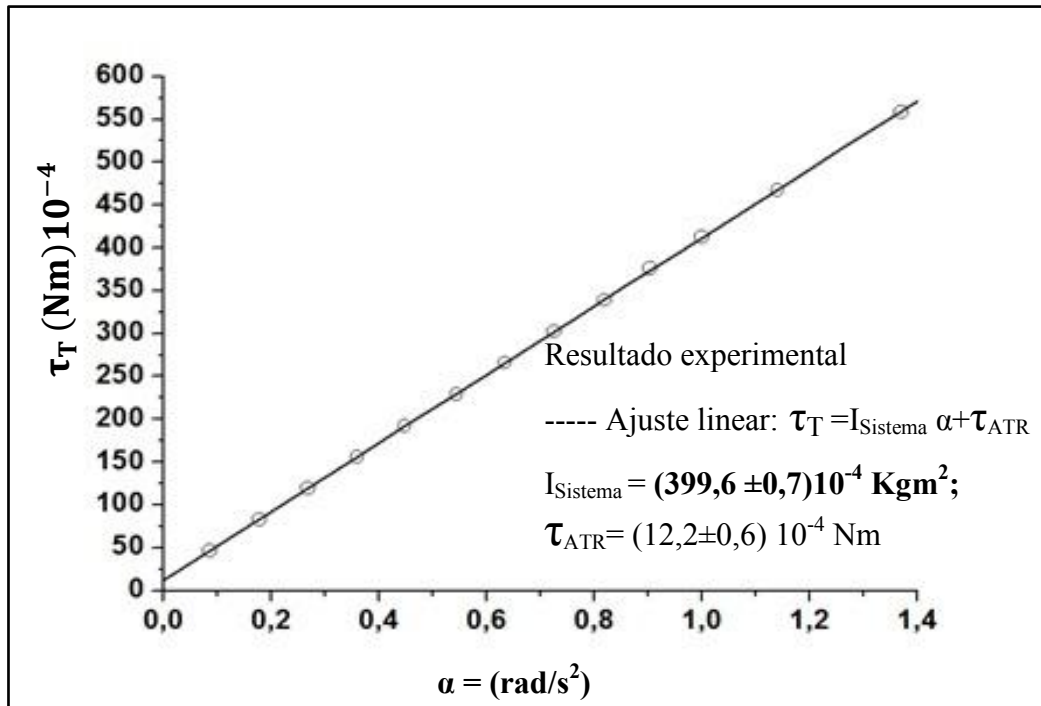


Figura 5.1: Ajuste linear de torque aplicado em função da aceleração angular, dando origem ao momento de inércia do sistema.

Através do coeficiente angular (m) da reta Figura 5.1, o momento de inércia foi determinado pelo sistema e será adotado para todos os cálculos dos módulos de cisalhamento (G), bem como os módulos de elasticidade.

$$I_{\text{sist}} = 399,6 \cdot 10^{-4} \text{ kg.m}^2$$

Os resultados do módulo de cisalhamento para cada material, variáveis e gráficos inerentes, estão expostos a seguir.

5.1.1. Aço Inox AISI 316 L

A curva ajustada do tipo “*wave form*” de posição angular (φ) em função do tempo de uma das medições feita em uma das amostras do aço inoxidável está representada abaixo.

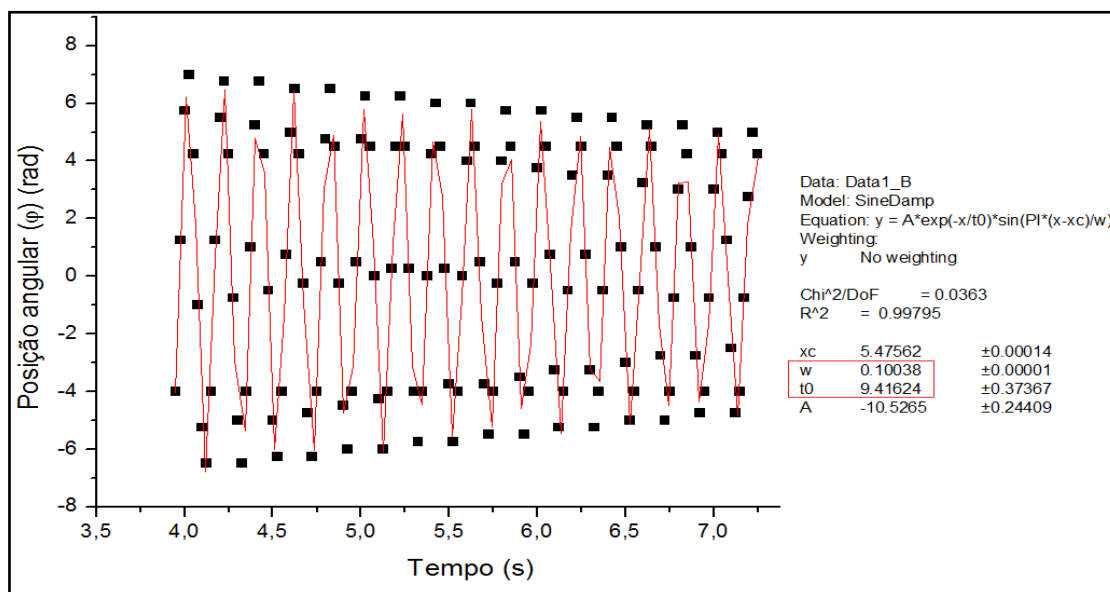


Figura 5.2: Ajuste “*wave form*” de posição angular em função do tempo para o aço inoxidável.

Os resultados do módulo de cisalhamento e seu erro associado, para cada amostra, estão apresentados na Tabela 13.

Tabela 13: Resultados do módulo de cisalhamento (G) e seu erro associado (σ_G) para cada amostra do aço inoxidável.

Amostra	G (GPa)	σ_G (GPa)
1	65,39	3,79
2	63,04	3,57
3	64,14	3,72
4	65,07	3,68
5	66,30	3,75
6	63,78	3,65
7	66,87	3,83
8	67,20	3,84
9	65,17	3,77
10	61,94	3,53

Assim, pode-se calcular uma média aritmética para o módulo de cisalhamento ($G_{\text{méd}}$) e para seu erro associado médio ($\sigma G_{\text{méd}}$).

$$G_{\text{méd}} = 64,89 \text{ GPa}$$

$$\sigma G_{\text{méd}} = 3,71 \text{ GPa}$$

Conclusivamente, pode-se expressar de maneira aproximada, um valor geral e sua variação para o aço inoxidável.

$$G = 65 \text{ GPa}$$

Para melhor visualização, pode-se verificar o gráfico na Figura 5.3 a disposição das amostras, com o desvio padrão, e a média apresentada.

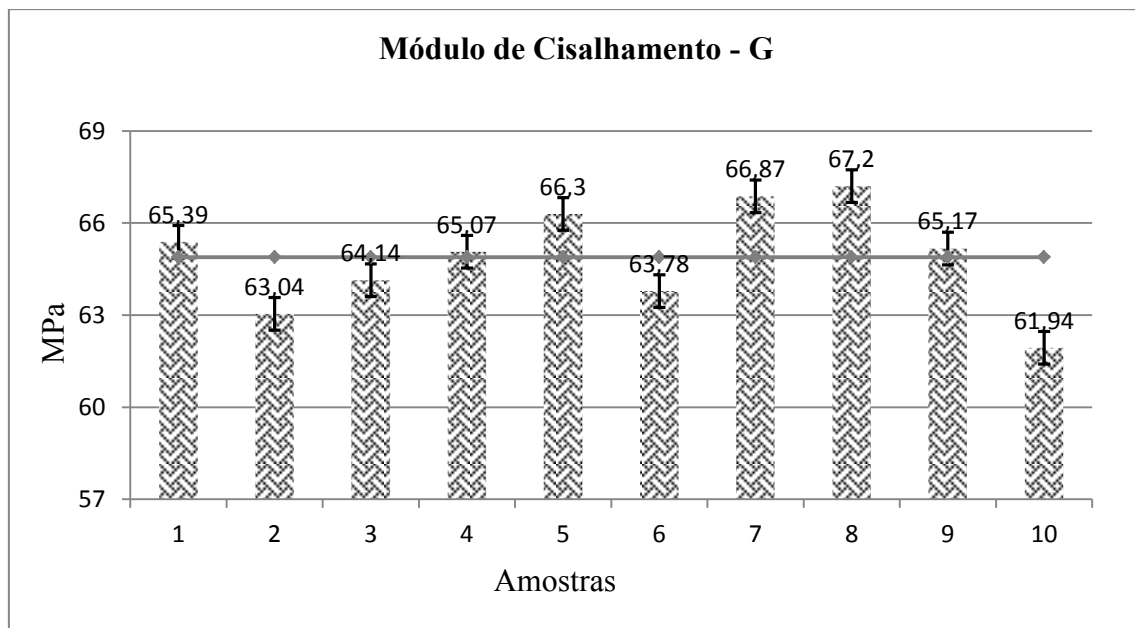


Figura 5.3: Módulo de cisalhamento para as amostras de Inox 316L.

Com um valor do coeficiente de Poisson (ν) de 0,3 para aços em geral (CALLISTER JR, 2007), pode-se expressar o módulo de elasticidade através do módulo de cisalhamento, com o mesmo erro associado, para o aço inoxidável.

$$E = 169 \text{ GPa}$$

5.1.2. Titânio

A curva ajustada do tipo “*wave form*” de posição angular (φ) em função do tempo de uma das medições feita em uma das amostras de titânio está representada abaixo.

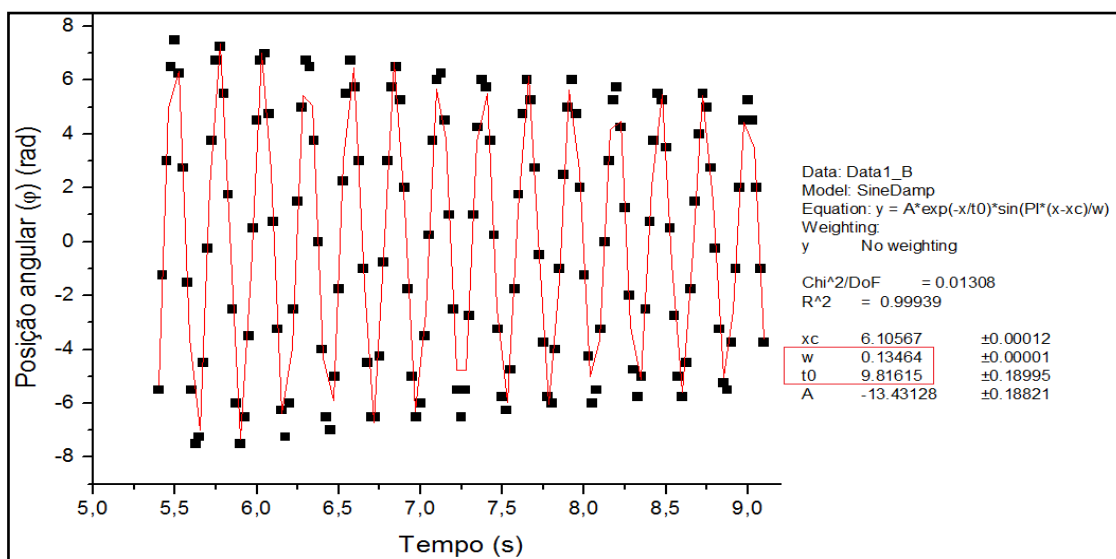


Figura 5.4: Ajuste “wave form” de posição angular em função do tempo para o titânio.

Os resultados do módulo de cisalhamento e seu erro associado, para cada amostra, estão apresentados na Tabela 14.

Tabela 14: Resultados do módulo de cisalhamento (G) e seu erro associado (σ_G) para cada amostra do titânio.

Amostra	G (GPa)	σ_G (GPa)
1	36,49	2,09
2	33,63	1,94
3	35,19	2,01
4	34,73	2,01
5	34,84	1,99
6	34,64	1,98
7	33,59	1,92
8	34,70	1,97
9	35,09	2,01
10	34,11	1,97

Assim, pode-se calcular uma média aritmética para o módulo de cisalhamento ($G_{\text{méd}}$) e para seu erro associado médio ($\sigma_{G_{\text{méd}}}$).

$$G_{\text{méd}} = 34,70 \text{ GPa}$$

$$\sigma_{G_{\text{méd}}} = 1,99 \text{ GPa}$$

Conclusivamente, pode-se expressar de maneira aproximada, um valor geral e sua variação para o titânio.

$$G = 35 \text{ GPa}$$

No gráfico da Figura 5.5 estão dispostos os valores do módulo de cisalhamento para o titânio, estão ainda inseridas no gráfico o desvio padrão e a média dos valores.

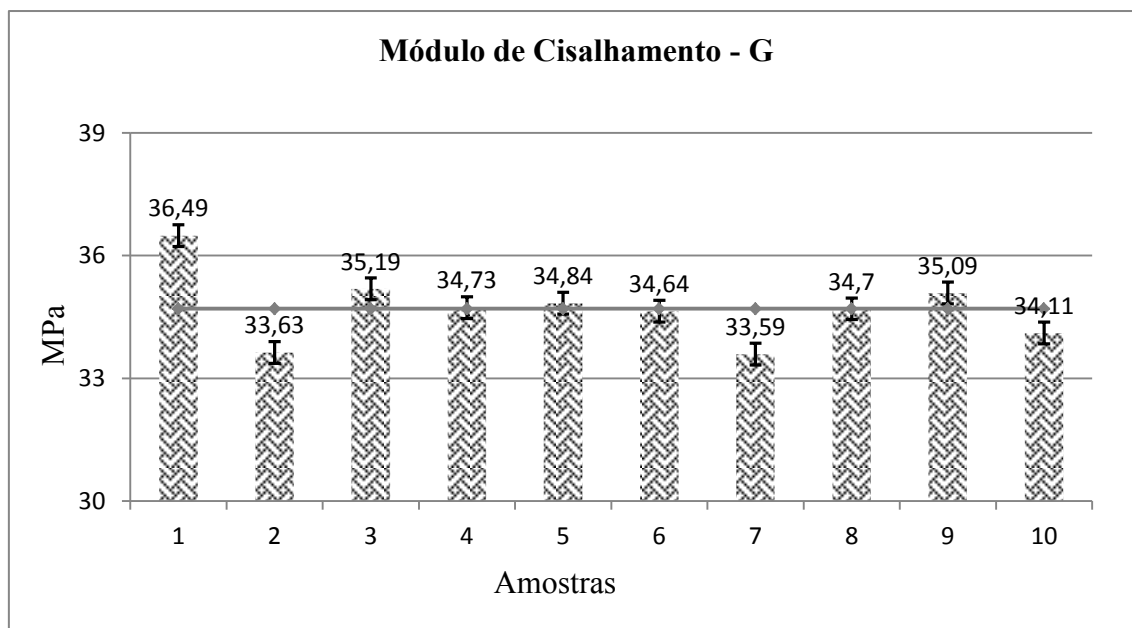


Figura 5.5: Módulo de cisalhamento para as amostras de Titânio.

Com um valor do coeficiente de Poisson (ν) de 0,34 para o titânio (CALLISTER JR, 2007), pode-se expressar o módulo de elasticidade através do módulo de cisalhamento, com o mesmo erro associado.

$$E = 94 \text{ GPa}$$

Os resultados obtidos experimentalmente para os módulos de cisalhamento, bem como os resultados para os módulos de elasticidade estão expressos, de maneira aproximada, na tabela a seguir. É importante ressaltar que outros materiais foram experimentados devido a isto os mesmos aparecem na tabela, a experimentação de outros materiais deu ainda mais credibilidade ao sistema de coleta de dados devido aos valores estarem todos próximos aos de referências.

Tabela 15: Resultados do módulo de cisalhamento (G) e módulo de elasticidade (E) para os materiais ensaiados.

Material	G (GPa)	E (GPa)
Aço 1045	70 ± 4	182 ± 4
Aço 1020	73 ± 4	190 ± 4
Aço Inoxidável	65 ± 4	169 ± 4
Alumínio	28 ± 2	75 ± 2
Latão	37 ± 2	99 ± 2
Titânio	35 ± 2	94 ± 2

Os valores dos módulos obtidos para o alumínio e latão estão significativamente próximos dos valores teóricos (CALLISTER JR, 2007), os valores obtidos para os aços (1045, 1020 e inoxidável) e o titânio, apresentaram uma pequena divergência em relação aos valores teóricos, cerca de uma dezena. Tal divergência pode ser explicada por desvios nas medições ou processos computacionais, por problemas de fixação ou ainda por imperfeições presentes nesses materiais, originadas durante o processo de fabricação. A razão real para as divergências deve ser estudada mais detalhadamente.

5.2. Imagens das amostras após usinagem convencional

A Figura 5.6 (b) apresenta imagens das amostras de titânio Gr5, logo após a usinagem convencional com ampliação de 20x é possível analisar a superfície do material bem como os riscos feitos pela ferramenta de desbaste na usinagem.

A superfícies das amostras apresentam perfis diferentes entre si as saliências e reentrâncias (rugosidades) são irregulares. Para dar tratamento e acabamento adequado as superfícies é necessário determinar o nível em que elas estão. A Figura 5.6 (a) apresenta as topografias em 2D das mesmas amostras, logo adiante será analisada a rugosidade media (R_a) e rms (*root mean square*), raiz do valor quadrático médio.

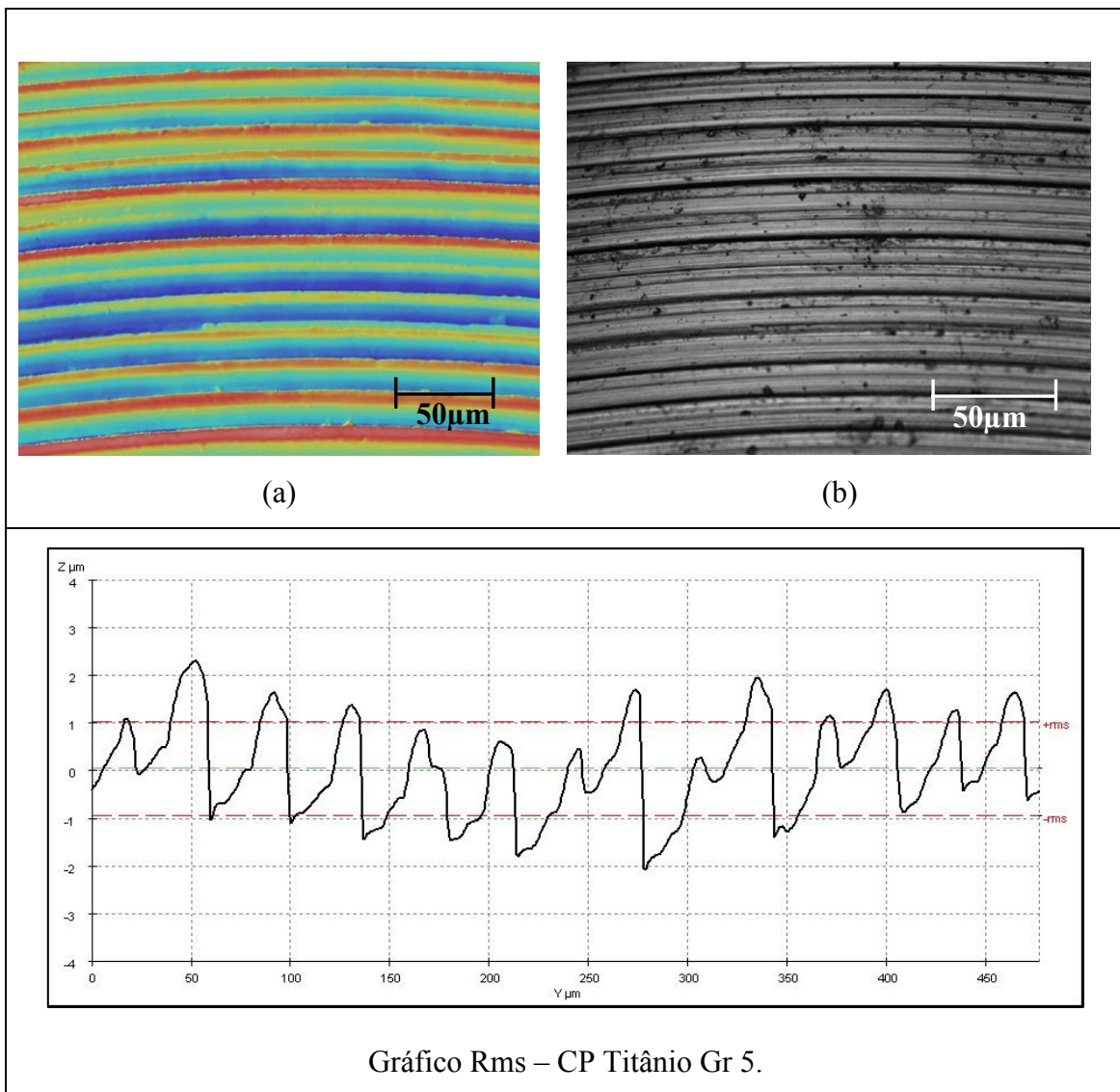


Figura 5.6: Rugosidade da superfície do CP Titânio Gr 5. (a) rugosidade do material em 2D; (b) imagem real do CP.

A Figura 5.6 (a) e (b) apresenta a imagem superficial da amostra de Titânio ASTM F136 chamado CP (comercialmente puro), porém trata-se de uma liga Ti6Al4V, dentre os materiais em estudo este apresenta o melhor acabamento superficial, esta característica se dá em função dos elementos de liga presentes no material.

A avaliação feita na Figura 5.6 (b) é uma imagem que indica a rugosidade do material que varia entre a coloração preta, que seria o ponto mais baixo até a cor branca que seria o ponto mais alto desta superfície, no caso da Figura 5.6 (a) a amostra apresenta uma variação de rugosidade entre a cor azul e vermelho sendo o azul a região mais baixa e vermelha a região mais alta.

O gráfico mostra o perfil da rugosidade do CP de Titânio Gr 5 após a usinagem. O valor do RMS foi medido 992,38 nm, conforme o gráfico apresentado na Figura 5.6, em que a Ra (rugosidade média) foi de 818,8 nm.

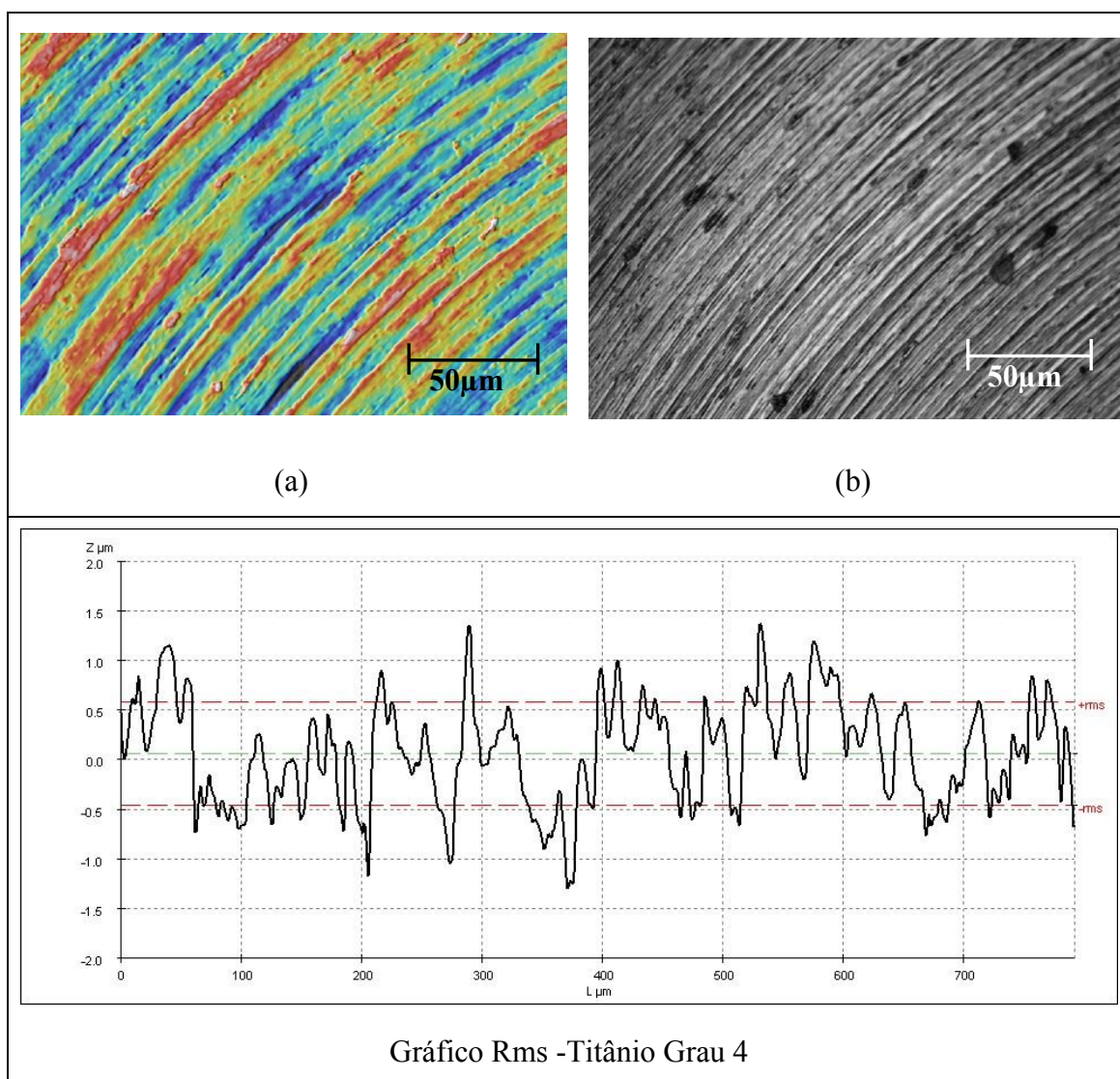


Figura 5.7: Rugosidade da superfície do CP Titânio Gr 4. (a) rugosidade do material em 2D; (b) imagem real do CP.

A usinagem dos corpos de provas foram todas efetuadas pelo processo de torneamento convencional a fim de minimizar o efeito na microestrutura foram utilizadas velocidades de corte de 150 m/min a uma taxa de remoção de 0,075 mm/ rev.

A Figura 5.7 (a) da amostra de titânio grau 4, verifica-se que a rugosidade media diminuiu em relação a rugosidade do titânio grau cinco, esta diminuição da rugosidade é relacionada aos elementos presentes na liga do material. O titânio grau quatro apresenta maior facilidade na usinagem, porém não apresenta boa aparência de acabamento.

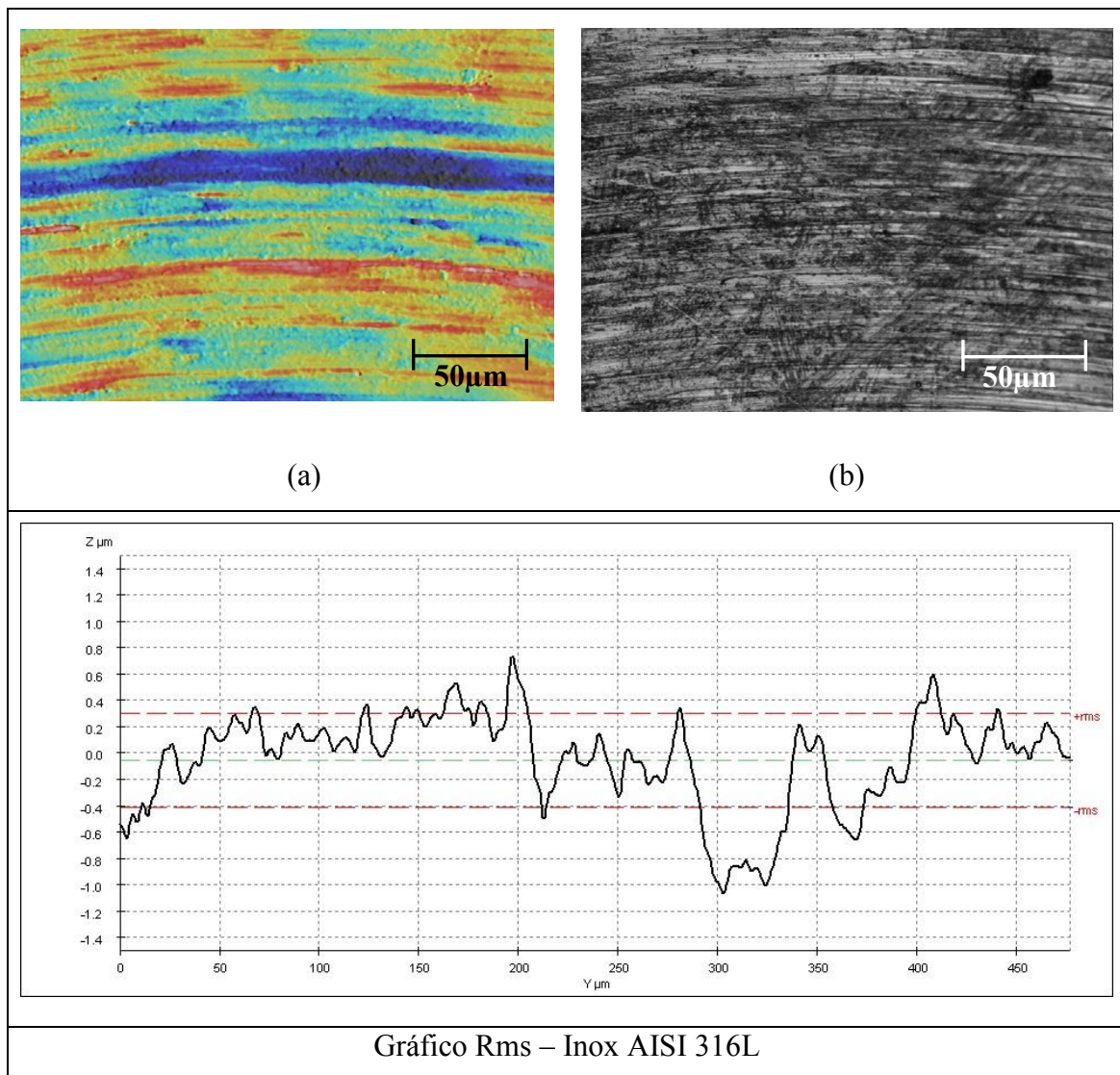


Figura 5.8: Rugosidade da superfície do CP Inco 316L. (a) rugosidade do material em 2D; (b) imagem real do CP.

As imagens obtidas antes da preparação das amostras dão a real noção das superfícies que por melhor usinadas que forem ainda apresentam sulcos que aumentam consideravelmente a superfície do material, este aumento pode significar condições relevantes na situação de implantes, conforme a Figura 5.8 onde pode ser observada melhor condição de absorção óssea, como pode ser também entendida como uma dificuldade para a osseointegração.

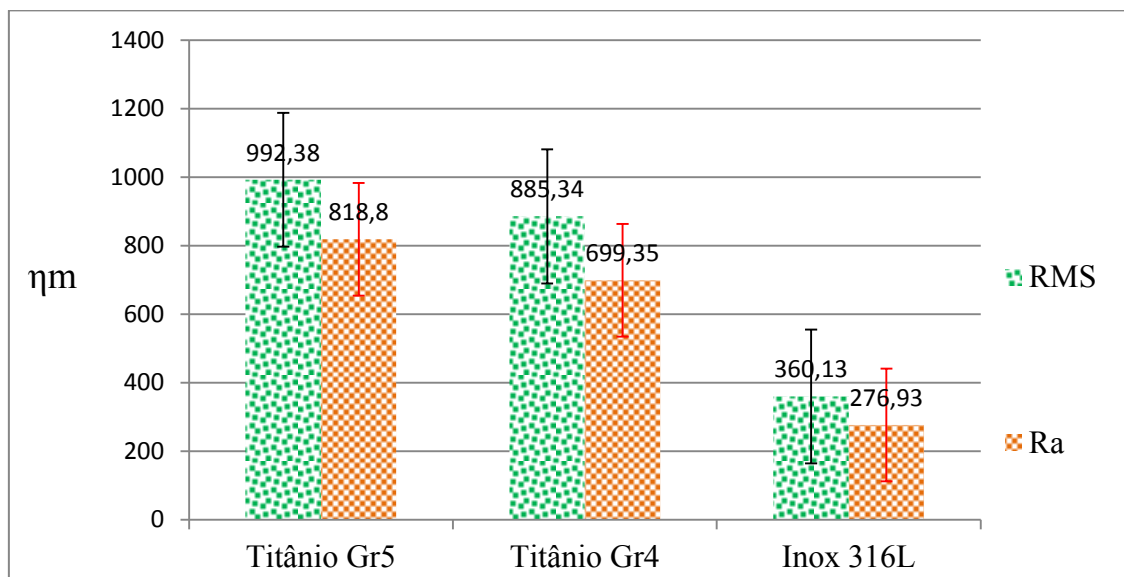


Figura 5.9: Gráfico da rugosidade - Titânio e Inox.

Na Figura 5.9 o gráfico da rugosidade dos materiais estudados deixa clara a caracterização superficial em que o Aço Inox 316 tem a menor rugosidade media e também o menor Rms, o que lhe atribui uma facilidade de remoção das placas ou sistemas de fixação após a estabilização da fratura, sendo o Inox 316L um biomaterial que apresenta em sua composição química um teor de 0,024% de carbono, e 16,240 de cromo conforme a Tabela 11 de composição química.

6. Conclusões

Em função dos resultados obtidos até o momento deste trabalho pode-se concluir que:

- Os resultados obtidos experimentalmente para módulos de cisalhamento, bem como resultados para os módulos de elasticidades para o titânio e o inox apresentam semelhança em relação aos valores teóricos. Podem apresentar pequena diferença, tal diferença pode ser explicada como desvios nas medições ou processos computacionais, podem ser ainda por problemas na fixação ou por imperfeições presentes nesses materiais originados durante os processos de fabricação.
- O titânio para aplicação em implantes cirúrgicos de reconstrução óssea apresenta uma combinação características marcantes, a baixa densidade e alta resistência, excelente resistência à corrosão, é um material biocompatível inerte às reações corpóreas, além dessas características pode-se verificar a capacidade de osseointegração, apresenta módulo elástico variando entre 90 e 110 GPa, em comparação com o inox 316L que apresenta módulo elástico de 170 a 200 GPa.
- Os ensaios efetuados pelo método dinâmico são primeiramente não destrutivo o que faz de um ensaio a sua principal característica por se tratar de custo baixo, podendo ser experimentada uma peça e após o experimento a mesma pode ser utilizada para implantes, ou até mesmo podem ser testadas antes de serem fixadas ao paciente.
- Ambas as superfícies dos biomateriais estudados são compatíveis para implantes com sistemas de reconstrução óssea. Em particular a comparação entre os materiais estudados, o titânio apresenta melhores características de aplicação, no caso do titânio grau cinco um melhor acabamento superficial pode ser obtido, a maior facilidade de usinagem se dá no Inox 316L. As ligas de titânio tem um potencial considerável em relação às ligas de inox devido a sua biocompatibilidade, o que não deve limitar estudos e o resultado a longo prazo.
- O campo dos biomateriais é uma ciência cada vez mais complexa, é necessário estar atento à complexidade em que o ambiente proporciona ao metal proposto para o implante, a necessidade de um design para o implante que proporcione à capacidade de se aproveitar a interação entre as propriedades físicas do material de implante ao osso a ser reconstruído.

- A Figura 5.9 apresenta um gráfico que contém uma abordagem geral para a compreensão e otimização para a utilização dos biomateriais em que o aço Inox 316 L apresenta menor rugosidade media, característica capaz de não aderir ao osso, no caso do titânio grau cinco uma maior área de superfície faz dele um material que se integra ao osso adicionado a este fator o titânio é um material inerte.
- Neste trabalho utilizou-se um processo investigativo das amostras. As imagens foram fotografadas utilizando-se processo de microscopia confocal de varrimento laser. As imagens destas amostras podem ser comparadas com as amostras obtidas pelo processo de caracterização biológico. Tal procedimento permitiu estudar a rugosidade das superfícies e topografias em varias escalas.

7. Propostas para trabalhos futuros

Manufatura aditiva com biomateriais para confecção de próteses de reconstrução óssea.

O conceito de prototipagem rápida é uma integração entre diversas disciplinas, apesar de ser atualmente utilizada para reprodução e criação de modelos complexos, pode auxiliar nesta importante condição de restauração das partes do corpo, atrelada a materiais inertes, os chamados biomateriais, dando início a um novo conceito de fabricação a biomanufatura.

Desenvolver e aprimorar um equipamento com baixo custo, capaz de produzir peças em biomateriais para implantes de próteses e reconstrução óssea em animais de pequeno porte.

O princípio de construção parte de uma prototipadora *homemade*, a qual tem baixo custo de fabricação. O cabeçote para extrusão está equipado com dispositivo para sinterização do material por um feixe laser capaz de sinterizar o biomaterial. Estudos realizados já demonstram em polímeros a capacidade de confecção de peças para restauração óssea.

Um software de modelagem 3D como no caso dos mais comuns, Solidworks ou Repetier-host, efetuam a modelagem da peça.

Imagens confocal serão utilizadas para análise das próteses impressas, as coletas dessas imagens não destroem a peça.

A determinação do módulo de cisalhamento do material será determinado pelo sistema dinâmico, que também são não destrutivo.

O desenvolvimento desta técnica está voltado para reconstrução óssea em animais, os quais são em muitos casos amputados devido ao trauma ocorrido, outros são sacrificados, isto ocorre nos casos mais graves e em outras situações os animais levam uma vida anormal, tentando se adaptar sem a falta de partes de seus membros.

A necessidade de encurtar o tempo do processo de fabricação dos sistemas de reconstrução óssea traz o benefício ao paciente. Os protótipos são muito importantes neste conceito a fim de ter zero defeito quando falamos em restauração de partes do corpo. As máquinas CNC executam este trabalho, porém com grandes limitações quando se trata de peças complexas como é o caso de próteses de reconstrução.

8. Referências Bibliográficas

AHMAD, Z. Chapter 4 - Types of Corrosion: Materials and Environments. In: AHMAD, Z. (Ed.). **Principles of Corrosion Engineering and Corrosion Control**. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2006. p. 120–270.

AIRES), F. R. M. (BUENOS. **Revista Medicina**. [s.l.] Fundacion Revista Medicina (buenos Aires), 1993.

ANDERSEN, P. J. B - Stainless Steels. In: LEMONS, B. D. R. S. H. J. S. E. (Ed.). **Biomaterials Science (Third Edition)**. [s.l.] Academic Press, 2013. p. 124–127.

ANON. Biodeterioro y corrosión de implantes y prótesis metálicos. **Medicina (B Aires)**, p. 260–274, 1993.

BARBAS, A. et al. Development and mechanical characterization of porous titanium bone substitutes. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 9, p. 34–44, maio 2012.

CALLISTER JR, W. D. **Ciência e engenharia de materiais: uma introdução**. 7. ed. ed. Rio de Janeiro:: LTC, 2007.

CHAO, P. et al. Biomechanical Concepts Applicable to Minimally Invasive Fracture Repair in Small Animals. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, v. 42, n. 5, p. 853–872, set. 2012.

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

CRONIER, P. et al. The concept of locking plates. **Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research**, v. 96, n. 4, p. S17–S36, jun. 2010.

DOLHEM, R. History of the orthopedic shoe. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, 26e Congres de Medecine Physique et de Readaptation, Nantes, 13-15 octobre 2011. v. 54, Supplement 1, p. e7, out. 2011.

FRIGG, R. Development of the Locking Compression Plate. **Injury**, Locking Compression Plate - LCP - A New AO Principle. v. 34, Supplement 2, p. 6–10, nov. 2003a.

FRIGG, R. Development of the Locking Compression Plate. **Injury**, Locking Compression Plate - LCP - A New AO Principle. v. 34, Supplement 2, p. 6–10, nov. 2003b.

GEETHA, M. et al. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review. **Progress in Materials Science**, v. 54, n. 3, p. 397–425, maio 2009.

GEETHA MANIVASAGAM, D. D. Biomedical Implants: Corrosion and its Prevention -A Review. **Recent Patents on Corrosion Science**, v. 2, p. 40–54, 2010.

GREENHAGEN, R. M.; JOHNSON, A. R.; JOSEPH, A. Internal Fixation: a Historical Review. **Clinics in Podiatric Medicine and Surgery**, Advances in Fixation Technology for the Foot and Ankle. v. 28, n. 4, p. 607–618, out. 2011.

HARRYSSON, O. L. A. et al. Direct metal fabrication of titanium implants with tailored materials and mechanical properties using electron beam melting technology. **Materials Science and Engineering: C**, v. 28, n. 3, p. 366–373, 1 abr. 2008.

IGNA, C. Current Concepts of Internal Plate Fixation of Fractures. **Bulletin of University of Agricultural Sciences and Veterinary Medicine Cluj-Napoca. Veterinary Medicine**, v. 67, n. 2, 2010.

JACOBI-GRESSER, E.; HUESKER, K.; SCHÜTT, S. Genetic and immunological markers predict titanium implant failure: a retrospective study. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 42, n. 4, p. 537–543, abr. 2013.

JONES, C. W. et al. Confocal laser scanning microscopy in orthopaedic research. **Progress in Histochemistry and Cytochemistry**, v. 40, n. 1, p. 1–71, 17 maio 2005.

KARATAGLIS, D. et al. New trends in fixation of proximal humeral fractures: A review. **Injury**, v. 42, n. 4, p. 330–338, abr. 2011.

KORNER, J. et al. The LCP-concept in the operative treatment of distal humerus fractures – biological, biomechanical and surgical aspects. **Injury**, v. 34, p. 20–30, nov. 2003.

MACKENZIE, P. M.; WALKER, C. A.; MCKELVIE, J. A method for evaluating the mechanical performance of thin-walled titanium tubes. **Thin-Walled Structures**, v. 45, n. 4, p. 400–406, abr. 2007.

MENÉNDEZ, B.; DAVID, C.; NISTAL, A. M. Confocal scanning laser microscopy applied to the study of pore and crack networks in rocks. **Computers & Geosciences, Geological Applications of Digital Imaging**. v. 27, n. 9, p. 1101–1109, 1 nov. 2001.

MICLAU, T.; MARTIN, R. E. The evolution of modern plate osteosynthesis. **Injury, Minimally Invasive Plate Osteosynthesis Part I**. v. 28, Supplement 1, p. A3–A6, 1997.

MILLER, D. L.; GOSWAMI, T. A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. **Clinical Biomechanics**, v. 22, n. 10, p. 1049–1062, dez. 2007.

PANDIT, A.; PLANELL, J.; NAVARRO, M. A - Titanium and Nitinol (NiTi). In: LEMONS, B. D. R. S. H. J. S. E. (Ed.). **Biomaterials Science (Third Edition)**. [s.l.] Academic Press, 2013. p. 120–124.

PIDAPARTI, R. M.; RAO, A. S. Analysis of pits induced stresses due to metal corrosion. **Corrosion Science**, v. 50, n. 7, p. 1932–1938, jul. 2008.

PINTÃO, C. A. F.; ALMEIDA, L. H. DE; GRANDINI, C. R. MEDIDA DO MOMENTO DE INÉRCIA DE UM PÊNDULO DE TORÇÃO PARA ESTUDO DE RELAXAÇÕES ANELÁSTICAS. **Revista Brasileira de Aplicações de Vácuo**, v. 25, n. 4, p. 189–192, 19 jan. 2008.

RATNER, B. D.; SCHOEN, F. J. Chapter II.3.2 - The Concept and Assessment of Biocompatibility. In: LEMONS, B. D. R. S. H. J. S. E. (Ed.). **Biomaterials Science (Third Edition)**. [s.l.] Academic Press, 2013. p. 588–592.

ROSSI, A. L. et al. Ultrastructure of regenerated bone mineral surrounding hydroxyapatite–alginate composite and sintered hydroxyapatite. **Bone**, v. 50, n. 1, p. 301–310, jan. 2012.

RUSSELL, T. A. An Historical Perspective of the Development of Plate and Screw Fixation and Minimally Invasive Fracture Surgery With a Unified Biological Approach: **Techniques in Orthopaedics**, v. 22, n. 3, p. 186–190, set. 2007.

SARGEANT, A.; GOSWAMI, T. Hip implants: Paper V. Physiological effects. **Materials & Design**, v. 27, n. 4, p. 287–307, 2006.

SARGEANT, A.; GOSWAMI, T. Hip implants – Paper VI – Ion concentrations. **Materials & Design**, v. 28, n. 1, p. 155–171, 2007.

SHACKELFORD, J. F. **Ciência dos materiais**. 6 ed ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2010.

SIVAKUMAR, M.; MUDALI, U. K.; RAJESWARI, S. Investigation of failures in stainless steel orthopaedic implant devices: fatigue failure due to improper fixation of a compression bone plate. **Journal of Materials Science Letters**, v. 13, n. 2, p. 142–145, 1 jan. 1994.

SOUZA, S. A. DE. **Ensaio mecânicos de materiais metálicos**. São Paulo: Edgard Blücher Ltda, 1982.

SZYPRYT, P.; FORWARD, D. The use and abuse of locking plates. **Orthopaedics and Trauma**, v. 23, n. 4, p. 281–290, 2009.

TEOH, S. H. Fatigue of biomaterials: a review. **International Journal of Fatigue**, v. 22, n. 10, p. 825–837, nov. 2000.

UHTHOFF, H. K.; POITRAS, P.; BACKMAN, D. S. Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. **Journal of Orthopaedic Science**, v. 11, n. 2, p. 118–126, 1 mar. 2006.

VINEY, C. Chapter I.1.3 - Bulk Properties of Materials. In: LEMONS, B. D. R. S. H. J. S. E. (Ed.). **Biomaterials Science (Third Edition)**. [s.l.] Academic Press, 2013. p. 9–21.

WILLIAMS, D. F. On the mechanisms of biocompatibility. **Biomaterials**, v. 29, n. 20, p. 2941–2953, jul. 2008.

WILLIAMS, R. L.; BROWN, S. A.; MERRITT, K. Electrochemical studies on the influence of proteins on the corrosion of implant alloys. **Biomaterials**, v. 9, n. 2, p. 181–186, mar. 1988.

WOLF, M. F.; COLEMAN, K. P.; LEWERENZ, G. M. Chapter II.3.3 - In Vitro Assessment of Cell and Tissue Compatibility. In: LEMONS, B. D. R. S. H. J. S. E. (Ed.). **Biomaterials Science (Third Edition)**. [s.l.] Academic Press, 2013. p. 593–608.

XIE, D. et al. Characterization and mechanical investigation of Ti–O₂–x film prepared by plasma immersion ion implantation and deposition for cardiovascular stents surface modification. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms**, v. 289, p. 91–96, 15 out. 2012.

ZHOU, W. et al. The performance of bone marrow mesenchymal stem cell – Implant complexes prepared by cell sheet engineering techniques. **Biomaterials**, v. 31, n. 12, p. 3212–3221, abr. 2010.