



**PÓS-GRADUAÇÃO  
ENGENHARIA  
MECÂNICA**



**FEB**  
FACULDADE DE  
ENGENHARIA BAURU



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”  
FACULDADE DE ENGENHARIA DE BAURU**

**CARACTERIZAÇÃO DAS PROPRIEDADES  
MECÂNICAS DE BIOMATERIAIS METÁLICOS**

**Michel Cinto Landuci**

**Bauru – SP  
2016**

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”  
FACULDADE DE ENGENHARIA DE BAURU**

**CARACTERIZAÇÃO DAS PROPRIEDADES  
MECÂNICAS DE BIOMATERIAIS METÁLICOS**

**Michel Cinto Landuci**

Dissertação apresentada ao programa de pós-graduação em Engenharia Mecânica como requisito parcial à obtenção do título de mestre.

Orientador: Dr. César Renato Foschini

**Bauru – SP  
2016**

Landuci, Michel C.  
Caracterização das propriedades mecânicas de  
biomateriais metálicos / Michel Cinto Landuci, 2016  
90 f.

Orientador: César Renato Foschini

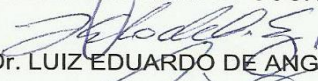
Dissertação (Mestrado)- Universidade Estadual  
Paulista. Faculdade de Engenharia, Bauru, 2016

1. Biomateriais. 2. Propriedades Mecânicas. 3.  
Titânio. 4. Aços inoxidáveis. 5. Ligas a base de  
cobalto I. Universidade Estadual Paulista. Faculdade  
de Engenharia. II. Título.

**ATA DA DEFESA PÚBLICA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DE MICHEL CINTO LANDUCI, DISCENTE DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA, DA FACULDADE DE ENGENHARIA.**

Aos 08 dias do mês de setembro do ano de 2016, às 14:00 horas, no(a) Anfiteatro da Pós-Graduação, reuniu-se a Comissão Examinadora da Defesa Pública, composta pelos seguintes membros: Prof. Dr. CESAR RENATO FOSCHINI - Orientador(a) do(a) Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Bauru, Prof. Dr. LUIZ EDUARDO DE ANGELO SANCHEZ do(a) Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Bauru, Prof. Dr. CARLOS ALBERTO FORTULAN do(a) Departamento de Engenharia Mecânica / Escola de Engenharia - USP - São Carlos, sob a presidência do primeiro, a fim de proceder a arguição pública da DISSERTAÇÃO DE MESTRADO de MICHEL CINTO LANDUCI, intitulada **CARACTERIZAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE BIOMATERIAIS METÁLICOS**. 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. LUIZ EDUARDO DE ANGELO SANCHEZ

  
Prof. Dr. CARLOS ALBERTO FORTULAN

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DE MICHEL CINTO LANDUCI APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA, DA UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA DE BAURU, EM 08 DE SETEMBRO DE 2016.

BANCA EXAMINADORA:

Professor Dr. César Renato Foschini  
Presidente e Orientador  
Departamento de Engenharia Mecânica – UNESP Bauru

Professor Dr. Carlos Alberto Fortulan  
Titular  
Departamento de Engenharia Mecânica – USP São Carlos

Professor Dr. Luiz Eduardo Ângelo Sanchez  
Titular  
Departamento de Engenharia Mecânica – UNESP Bauru

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente ao meu pai e minha mãe por esta oportunidade que me foi concedida desde os primeiros anos de escola até o presente momento. Também às minhas irmãs, cunhado e sobrinho pela força moral.

Agradeço à minha esposa e filho, pelo apoio incondicional.

Imensamente grato ao meu orientador Dr. César Renato Foschini que não mediu esforços para tornar este trabalho realidade, sempre o levarei como mestre e amigo.

Agradeço ao professor Dr. Carlos Alberto Fortulan por conceder a oportunidade de realizar os ensaios de tração em seu Laboratório na USP de São Carlos.

Agradeço ao pessoal que esteve envolvido nas realizações dos ensaios mecânicos, sendo eles: Hamilton J. Mello, João F. P. Lovo e Luiz A. Penazzi.

Grato à empresa Bionnovation Biomedical e aos seus gestores Heddie Ricci e Carlos Eduardo Pereira Ferreira pelas amostras disponibilizadas com qualidade.

Agradeço ao programa de pós-graduação em Engenharia Mecânica da UNESP de Bauru pela oportunidade da possibilidade de me tornar mestre.

Por fim e não menos importante agradeço a toda banca examinadora pela atenção, paciência e ensinamentos.

## RESUMO

A engenharia está presente em diversos segmentos tecnológicos, entre eles, a ciência dos biomateriais. Após a segunda guerra mundial, o desenvolvimento rápido de novos materiais e tecnologias levaram alguns cientistas e cirurgiões a visualizarem aplicações médicas para alguns materiais nobres que se apresentaram altamente eficazes em termos de resistência mecânica e principalmente pela característica inerte apresentada. Para os biomateriais, muitos parâmetros devem ser analisados para assegurar a eficiência do material a ser utilizado, tendo em vista que este estará em contato íntimo com um organismo vivo e esta interação não pode ser prejudicial, tanto para o organismo quanto para o material, o qual se encontrará, muitas vezes, em um ambiente altamente agressivo. Este trabalho teve o objetivo de avaliar experimentalmente algumas propriedades mecânicas analisando representantes das principais classes de metais utilizados em aplicações médicas. Ainda, discorre sobre parâmetros biológicos, químicos e físicos através de estudos realizados por cientistas ao redor do mundo. Os metais analisados experimentalmente foram: titânio comercialmente puro, uma liga de titânio, aços inoxidáveis martensíticos e uma liga a base de cobalto. Tais materiais foram submetidos a ensaios de tração e dureza para análise das propriedades mecânicas correlacionadas. A elevada resistência mecânica da liga a base de cobalto e da liga de titânio puderam ser observadas quando comparadas com os demais materiais, sendo até 73% maior em relação ao aço inoxidável e ao titânio comercialmente puro. Em contrapartida a ductilidade da liga a base de cobalto é 68% maior quando comparada com a liga de titânio, sendo muito similar em relação aos aços inoxidáveis e titânio comercialmente puro. A liga a base de cobalto também se mostrou superior em termos de dureza, sendo 60% maior em relação à liga de titânio, até 117% maior do que o aço inoxidável e até 181% maior do que o titânio comercialmente puro, resultando em um indicativo de uma maior resistência ao desgaste desta liga quando comparada com os demais materiais analisados.

**Palavras-chave:** Biomateriais; Propriedades mecânicas; Titânio; Aço inoxidável; Liga a base de cobalto.

## ABSTRACT

Engineering is present in several technology segments, among them, the science of biomaterials. After World War II, the fast development of new materials and technologies has led some scientists and surgeons to visualize medical applications for some noble materials which appeared highly effective in terms of mechanical strength and especially by inert characteristic presented. For biomaterials, many parameters must be analyzed to ensure the efficiency of the material to be used, given that this will be in close contact with a living organism and this interaction may not be harmful, both for the body and for the material, which will often meet in a highly aggressive environment. This work aimed to experimentally evaluate some mechanical properties analyzing representatives of major classes of metals used in medical applications. Besides, it talks about biological, chemical and physical parameters through studies conducted by scientists around the world. The metals analyzed experimentally were: commercially pure titanium, a titanium alloy, martensitic stainless steel and a cobalt-based alloy. Such materials were subjected to tensile and hardness testing for analysis of correlated mechanical properties. The high strength of cobalt-based alloy and the titanium alloy could be observed when compared to other materials, being up to 73% higher compared to stainless steel and commercially pure titanium. On the other hand, the ductility of the cobalt-based alloy is 68% higher when compared to titanium alloy, being very similar compared to stainless steel and commercially pure titanium. The cobalt-based alloy also showed superior in terms of hardness, being 60% higher than in the titanium alloy, up to 117% higher than stainless steel and up to 181% higher than the commercially pure titanium, resulting in an indicative of a higher wear resistance of this alloy when compared to other materials analyzed.

**Key- Words:** Biomaterials; Mechanical properties; Titanium; Stainless steel; cobalt based alloy.

## SUMÁRIO

<b>BANCA EXAMINADORA</b> .....	i
<b>AGRADECIMENTOS</b> .....	ii
<b>RESUMO</b> .....	iii
<b>ABSTRACT</b> .....	iv
<b>ÍNDICE DE TABELAS</b> .....	ix
<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b> .....	xi
<b>SÍMBOLOS E ABREVIACÕES</b> .....	xii
<b>1 - INTRODUÇÃO</b> .....	1
<b>2 - OBJETIVOS</b> .....	3
<b>3 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	4
<b>3.1 - Biomateriais</b> .....	4
<b>3.2 - Propriedades de biomateriais</b> .....	4
<b>3.3 - Tipos de biomateriais</b> .....	6
3.3.1 - Metais .....	6
3.3.2 - Polímeros.....	6
3.3.3 - Cerâmicas .....	6
3.3.4 - Compósitos.....	6
3.3.5 – Biomateriais naturais.....	7
<b>3.4 - Desenvolvimento histórico de biomateriais metálicos</b> .....	7
<b>3.5 - Definições de biomateriais</b> .....	8
<b>3.6 - Definições de biocompatibilidade</b> .....	8
<b>3.7 - Classificação de dispositivos médicos</b> .....	9
<b>3.8 - Considerações essenciais no projeto de biomateriais metálicos</b> .....	10
<b>3.9 - Biocompatibilidade de elementos e seleção de elementos de liga</b> .....	10
<b>3.10 - Propriedades de materiais para implantes quando no corpo humano</b> .....	11

<b>3.11 - Osseointegração</b> .....	16
<b>3.12 - Aços inoxidáveis</b> .....	16
3.12.1 - Resistência à corrosão .....	17
3.12.2 - Biocompatibilidade de elementos de liga usados em aços inoxidáveis ....	18
3.12.2.1 - Ferro .....	18
3.12.2.2 - Cromo.....	19
3.12.2.3 - Níquel.....	19
3.12.3 - Propriedades mecânicas dos aços inoxidáveis .....	20
3.12.4 - Fadiga.....	21
<b>3.13 - Ligas a base de cobalto</b> .....	22
3.13.1 - Resistência à corrosão .....	23
3.13.2 - Biocompatibilidade de elementos usados em ligas a base de cobalto .....	24
3.13.2.1 - Cobalto .....	24
3.13.2.2 - Molibdênio .....	24
3.13.2.3 - Tungstênio .....	24
3.13.3 - Biocompatibilidade de ligas a base de cobalto .....	25
3.13.4 - Propriedades mecânicas de ligas a base de cobalto .....	25
3.13.5 - Fadiga.....	26
<b>3.14 - Ligas de titânio</b> .....	27
3.14.1 - Microestrutura .....	27
3.14.2 - Classificação do titânio e suas ligas .....	28
3.14.3 - Biocompatibilidade de elementos de liga usados em ligas de titânio .....	29
3.14.3.1 - Titânio .....	29
3.14.3.2 - Vanádio .....	30
3.14.3.3 - Alumínio.....	30
3.14.3.4 - Nióbio.....	30
3.14.4 - Biocompatibilidade das ligas de titânio .....	30

3.14.5 - Microestrutura e propriedades mecânicas gerais .....	31
3.14.5.1 - Ligas de titânio de fase $\alpha$ .....	31
3.14.5.2 - Ligas de titânio de fase $\alpha+\beta$ .....	31
3.14.5.3 - Ligas de titânio de fase $\beta$ .....	32
3.14.6 - Fadiga.....	33
3.14.7 - Resistência ao desgaste .....	35
<b>3.15 - Terceira geração de biomateriais.....</b>	<b>37</b>
<b>4 - MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>38</b>
<b>4.1 - Materiais empregados .....</b>	<b>38</b>
<b>4.2 - Métodos aplicados .....</b>	<b>40</b>
4.2.1 – Testes de composição química.....	40
4.2.2 – Ensaio de tração.....	40
4.2.2.1 - Procedimentos de ensaio .....	43
4.2.3 - Ensaio de dureza .....	43
4.2.3.1 - Procedimentos de ensaio .....	45
<b>5 – RESULTADOS E DISCUSSÕES.....</b>	<b>46</b>
<b>5.1 – Testes de composição química.....</b>	<b>46</b>
<b>5.2 - Ensaio de tração.....</b>	<b>47</b>
5.2.1 - Titânios.....	48
5.2.2 - Aços inoxidáveis.....	50
5.2.3 - Liga a base de cobalto.....	52
5.2.4 - Síntese .....	53
<b>5.3 - Ensaio de dureza .....</b>	<b>54</b>
5.3.1 - Titânio .....	55
5.3.2 - Aços inoxidáveis.....	55
5.3.3 - Liga a base de cobalto.....	56
5.3.4 - Síntese .....	56

<b>6 - CONCLUSÕES</b> .....	58
<b>7 – SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS</b> .....	59
<b>8 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	60
ANEXO A – Gráficos tensão x deformação originados pelo software para os materiais de titânio e liga de cobalto .....	67
ANEXO B – Gráficos tensão x deformação originados pelo software para os aços inoxidáveis .....	68
ANEXO C – Resultados da composição química do aço 455 XM-16 .....	69
ANEXO D – Resultados da composição química do aço UNS S42010.....	70
ANEXO E – Resultados da composição química da liga Co-28Cr-6Mo .....	71
ANEXO F – Resultados da composição química da liga Ti-6Al-4V .....	72
ANEXO G – Resultados da composição química do Ti-cp G2 .....	73
ANEXO H – Resultados da composição química do Ti-cp G4 .....	74

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Uso de biomateriais .....	4
Tabela 2 - Relevância das propriedades relacionadas aos biomateriais .....	5
Tabela 3 - Relevância dos processos de fabricação relacionados aos biomateriais .....	5
Tabela 4 - Algumas classificações de dispositivos médicos .....	10
Tabela 5 - Elementos químicos no corpo humano .....	11
Tabela 6 - Propriedades mecânicas de materiais metálicos e do osso cortical.....	12
Tabela 7 - Condições mecânicas de fadiga de alguns implantes .....	14
Tabela 8 - Categorias dos aços inoxidáveis e aplicações médicas típicas .....	16
Tabela 9 - Composição química das variantes do aço 316L .....	18
Tabela 10 - Propriedades mecânicas das variantes do aço 316L .....	21
Tabela 11 - Limites de fadiga do aço 316L (um ou dez milhões de ciclos).....	22
Tabela 12 - Ligas a base de cobalto usadas em implantes cirúrgicos .....	23
Tabela 13 - Propriedades mecânicas de ligas a base de cobalto.....	26
Tabela 14 - Normas do titânio e suas ligas usadas em implantes médicos .....	29
Tabela 15 - Propriedades mecânicas do titânio e suas ligas.....	33
Tabela 16 - Limite de fadiga de ligas de titânio usadas em implantes .....	34
Tabela 17 - Comparação das ligas de titânio de fase $\alpha$ , quase- $\alpha$ , $\alpha+\beta$ e $\beta$ .....	35
Tabela 18 - As três gerações dos biomateriais .....	37
Tabela 19 - Dimensões das amostras conforme ASTM E8 .....	38
Tabela 20 - Especificações do equipamento de ensaio de tração .....	40
Tabela 21 - Composição química do Ti-cp G2.....	46
Tabela 22 - Composição química do Ti-cp G4.....	46
Tabela 23 - Composição química do Ti-6Al-4V .....	46
Tabela 24 - Composição química do aço UNS S42010.....	46
Tabela 25 - Composição química do aço 455 XM-16 .....	46
Tabela 26 - Composição química da liga Co-28Cr-6Mo .....	47

Tabela 27 - Propriedades mecânicas dos materiais de titânio .....	50
Tabela 28 - Propriedades mecânicas dos aços inoxidáveis .....	52
Tabela 29 - Propriedades mecânicas da liga Co-28Cr-6Mo.....	53
Tabela 30 - Quadro expositivo das propriedades mecânicas de todos os materiais analisados .....	53
Tabela 31 - Valores obtidos de microdureza-Vickers para os materiais de titânio .....	55
Tabela 32 - Valores obtidos de microdureza-Vickers para os aços inoxidáveis .....	55
Tabela 33 - Valores obtidos de microdureza-Vickers para a liga Co-28Cr-6Mo.....	56
Tabela 34 - Quadro expositivo dos valores de microdureza-Vickers para todos os materiais analisados .....	56

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Representação esquemática do corpo de prova de formato cilíndrico.....	38
Figura 2 - Foto das amostras ensaiadas.....	39
Figura 3 - Foto do equipamento de ensaio de tração Bionix MTS .....	41
Figura 4 - Foto da fixação do corpo de prova no equipamento de ensaio de tração Bionix MTS .....	42
Figura 5 - Foto das amostras da liga Ti-6Al-4V após o rompimento .....	42
Figura 6 - Equipamento de ensaio de microdureza-Vickers da Mitutoyo .....	43
Figura 7 - Foto do momento da indentação do equipamento na amostra .....	44
Figura 8 - Foto das amostras de Ti-6Al-4V utilizadas nos ensaios de dureza .....	44
Figura 9 - Representação esquemática dos locais das indentações na superfície das amostras .....	45
Figura 10 - Gráfico tensão x deformação do Ti-cp G2 .....	48
Figura 11 - Gráfico tensão x deformação do Ti-cp G4 .....	48
Figura 12 - Gráfico tensão x deformação da liga Ti-6Al-4V .....	49
Figura 13 - Gráfico tensão x deformação das amostras gerais de titânio .....	49
Figura 14 - Gráfico tensão x deformação do aço UNS S42010 .....	50
Figura 15 - Gráfico tensão x deformação do aço 455 XM-16 .....	51
Figura 16 - Gráfico tensão x deformação das amostras gerais dos aços inoxidáveis ...	51
Figura 17 - Gráfico tensão x deformação da liga Co-28Cr-6Mo .....	52
Figura 18 - Gráfico tensão x deformação de todos os materiais analisados .....	54
Figura 19 - Gráfico dos valores de dureza de todos os materiais analisados .....	56

## SÍMBOLOS E ABREVIACÕES

ASTM – American Society for Testing and Materials.

CCC – Estrutura cúbica de corpo centrado.

CFC – Estrutura cúbica de face centrada.

cp – Comercialmente puro.

CP – Corpo de prova.

G2 – Grau 2.

G4 – Grau 4.

HB – Dureza na escala Brinell

HC – Estrutura hexagonal compacta.

HV – Dureza na escala Vickers.

TCC – Estrutura tetragonal de corpo centrado.

UNS – Unified National Special.

USA – United States of America.

$\alpha$  – Alfa, estrutura HC do titânio.

$\beta$  - Beta, estrutura CCC do titânio.

$\omega$  - Omega, estrutura hexagonal ou trigonal (distorcida) do titânio.

## 1 – INTRODUÇÃO

Os materiais metálicos continuam sendo utilizados na fabricação de dispositivos médicos pela mesma razão que os levaram à seleção inicial para tais fins há décadas atrás, a alta resistência mecânica e à fratura desta classe de materiais os tornam eficazes no desempenho de seu serviço em situações de grandes solicitações. Combinado com a relativa facilidade de processamento, em formas simples ou complexas, usando técnicas de fabricação disponíveis como fundição, forjamento, usinagem, entre outras, esses materiais têm sido selecionados principalmente nos campos da ortopedia e odontologia, porém são amplamente utilizados também em dispositivos para implantes cardiovasculares, neurovasculares e neuromusculares [1].

Em termos de mercado de biomateriais, nota-se uma expressiva expansão ao longo dos últimos anos. Em 2008, este mercado movimentou US\$ 25.6 bilhões mundialmente, tendo a seguinte distribuição: 43% nos USA, 33% na Europa, 3% na Ásia (Pacífico), 2% no Brasil e 19% no restante do mundo. Em 2012, este mercado atingiu a cifra de US\$ 44 bilhões, tendo-se previsões de que atinja, em 2017, o total de 88,4 bilhões de dólares, com uma taxa de crescimento de 22,1% ao ano [2].

Globalmente, o segmento de maior sucesso em vendas é o de implantes ortopédicos, com perspectivas de atingir 58 bilhões de dólares em 2017 [3].

No Brasil, o mercado de biomateriais foi de 690 milhões de dólares em 2010, tendo-se a expectativa de que alcance 2 bilhões em 2017 (crescimento de 20%). Neste país, o ramo de maior movimento econômico também é o de produtos ortopédicos (37,5% do mercado total em 2009), seguido de biomateriais de uso cardiovascular (36% do total) [4]. Em 2011 as cirurgias ortopédicas chegavam, no Brasil, a quase 300 mil por ano, de acordo com dados do Sistema Único de Saúde reportados no Portal Brasil [5].

Nos últimos anos, o número total de pessoas idosas tem crescido tremendamente, passando de 4,9 milhões em 2002 para 39,7 milhões em 2010 [6]. Estima-se que 90% da população acima de 40 anos sofre de doenças degenerativas nas articulações, o que resulta na degradação das propriedades mecânicas do osso devido a um carregamento excessivo ou a uma carência na função biológica de cura óssea [7]. Desta forma, é previsível uma imensa demanda por biomateriais no futuro, sendo imprescindível o conhecimento de forma integral no assunto para garantir qualidade de vida aos usuários de tais dispositivos.

O processamento da fabricação determina a microestrutura do metal, que por sua vez determina as propriedades. Um entendimento das propriedades dos materiais e dos processos utilizados para alcançar as propriedades desejadas durante a fabricação destes componentes metálicos é crucial para garantir o bom desempenho do material durante o serviço. Enquanto a falha mecânica é indesejável em estruturas de engenharia, para os implantes cirúrgicos é inaceitável, pois pode resultar em dor ao paciente, podendo haver a necessidade de cirurgias de revisão e até mesmo causar a morte.

Os metais mais utilizados como biomateriais são aços inoxidáveis, titânio e suas ligas e as ligas a base de cobalto, por serem considerados resistentes e compatíveis

quando em contato com um organismo de forma satisfatória. Contudo, alguns estudos têm apontado, recentemente, alguns riscos à saúde causados pelo uso de alguns destes materiais devido à toxicidade de alguns elementos em relação ao organismo. Desta forma, alguns materiais têm sido desenvolvidos para contornar o problema da toxicidade devido à presença de alguns elementos na formação da liga, como é o caso do alumínio na liga de titânio e do níquel nos aços inoxidáveis austeníticos. Embora o níquel seja um elemento importante na composição da liga por estabilizar a estrutura cúbica de face centrada do ferro a temperatura ambiente, alguns estudos têm reportado a toxicidade deste elemento em pessoas que apresentam hipersensibilidade. Portanto, o aço inoxidável austenítico com baixo teor de níquel foi desenvolvido utilizando nitrogênio como elemento estabilizador da fase austenítica a fim de se evitar o problema da hipersensibilidade.

Visto a importância das propriedades mecânicas na seleção de materiais metálicos para aplicações médicas, a presente pesquisa visa analisar a resistência mecânica, a ductilidade e a dureza por meio de ensaios mecânicos para demonstrar as relações de compromisso dos materiais, discorrendo também sobre a importância das propriedades químicas, físicas e biológicas através de estudos já realizados ao redor do mundo.

## **2 – OBJETIVOS**

Os objetivos deste trabalho estão direcionados à análise experimental das propriedades mecânicas com o uso de representantes das principais classes de biomateriais metálicos utilizados em aplicações médicas por meio de ensaios mecânicos, de forma a relacionar as vantagens e desvantagens de um material em relação aos outros para uma correta seleção em termos das análises realizadas. Ainda, discorre sobre a importância das propriedades químicas, físicas e biológicas através de estudos já realizados, enriquecendo a compreensão sobre a seleção destes materiais metálicos aplicados para estarem em contato íntimo direta ou indiretamente com o organismo.

### 3 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

#### 3.1 - Biomateriais

A introdução de um material na medicina relaciona as propriedades e aplicações de materiais (sintéticos ou naturais) que são usados em contato com sistemas biológicos. Estes materiais são chamados de biomateriais, um campo estável e com forte crescimento com aproximadamente 60 anos de existência, que agrega aspectos tecnológicos da medicina, biologia, química e ciência dos materiais em conjunto com os princípios da engenharia, para exercer funções diversas em contato íntimo com um organismo [8], conforme tabela 1.

**Tabela 1** – Uso de biomateriais

<b>Função</b>	<b>Exemplos</b>
Substituição de parte doente ou danificada	Articulação artificial do quadril, máquinas de hemodiálise
Auxiliar a cura	Suturas, chapas ósseas, parafusos
Melhorar função	Marca-passo, lentes intraoculares
Corrigir função anormal	Marca-passo
Corrigir problema estético	Aumento das mamas, aumento maxilar
Auxiliar diagnósticos	Sondas e cateteres
Auxiliar tratamento	Cateteres e drenos

Fonte - J. B. Park, J. D. Bronzino, Biomaterials, Principles and Applications, Taylor & Francis Group, 2002.

#### 3.2 – Propriedades de biomateriais

As propriedades dos materiais definem o seu comportamento quando sujeitos a cargas e condições externas, através da sua capacidade de resistir a esforços e condições ao qual ele se encontra. Para os biomateriais, muitas propriedades são importantes para o desempenho do material implantado, como as propriedades mecânicas, físicas, químicas e biológicas, além da importância do processamento em que o material foi submetido em sua fabricação. As tabelas 2 e 3 mostram a relevância das propriedades e dos processos de fabricação para os biomateriais.

**Tabela 2 – Relevância das propriedades para os biomateriais**

<b>Propriedades</b>	<b>Relevância para Biomateriais</b>
<b>Mecânicas</b>	<b>De acordo com o carregamento</b>
Limite de escoamento	Importante
Limite de resistência à tração	Importante
Ductilidade	Importante
Tenacidade à fratura	Importante
Limite de fadiga	Muito importante
Módulo de elasticidade	Muito importante
Resistência à fluência	Importante para polímeros
Resistência ao desgaste	Muito importante
<b>Físicas</b>	<b>Somente em aplicações específicas</b>
Densidade	Implantes ortopédicos
Acústica	Monitoramento ultrassônico
Resistividade elétrica	Marca-passo cardíaco
Magnetismo	Ressonância
Propriedades ópticas	Espelhos
Expansão térmica	Osso cimentado e compósitos
<b>Químicas</b>	
Oxidação	Muito importante
Resistência à corrosão	Muito importante
<b>Biológicas</b>	
Bioadesão (osseointegração)	Muito importante
Resposta imune (alérgica, tóxica, cancerígena)	Muito importante

Fonte - J. A. Helsen, H. J. Breme, Metals as Biomaterials, Wiley, 1998.

**Tabela 3 – Relevância dos processos de fabricação para os biomateriais**

<b>Processamento</b>	<b>Relevância para Biomateriais</b>
Fundição	Importante para metais
Conformação	Importante para metais
Soldagem	Importante
Brazagem	Importante
Usinagem	Importante
Metalurgia do pó	Importante para dispositivos específicos
<b>Viabilidade</b>	
Preço do material	Importante
Custo do processamento	Importante
Aparência	Importante somente em aspectos estéticos

Fonte - J. R. Davis, Handbook of Materials for Medical Devices, ASM, 2003.

### 3.3 - Tipos de biomateriais

A maioria dos biomateriais sintéticos utilizados para implantes pertencem às classes dos materiais comuns, familiares à média de uso de materiais pela engenharia e ciência dos materiais. Em geral, estes materiais podem ser divididos nas seguintes categorias: metais, polímeros, cerâmicas e compósitos.

#### 3.3.1 - Metais

Os metais são os materiais mais utilizados para aplicações médicas, sua aplicação varia desde simples fios e parafusos até placas de fixação de fratura e próteses para substituição total de articulações para o quadril, joelhos, ombros, tornozelos, entre outros. Ainda, implantes metálicos são utilizados em cirurgias maxilofaciais, cardiovasculares e aplicações odontológicas. Apesar de muitos metais e ligas serem utilizados para aplicações médicas, os mais comumente empregados são: aços inoxidáveis, titânio comercialmente puro, ligas de titânio e ligas a base de cobalto [9].

#### 3.3.2 - Polímeros

Uma grande variedade de polímeros é utilizada na medicina como biomateriais. Suas aplicações vão desde próteses faciais a tubos traqueais, de partes para os rins e fígado, componentes para o coração, odontologia a articulações do quadril e joelhos. Materiais poliméricos são também utilizados para adesivos médicos e selantes para revestimentos que servem para uma grande variedade de funções [9].

#### 3.3.3 - Cerâmicas

Tradicionalmente, as cerâmicas são amplamente utilizadas como materiais de restauração odontológica, incluindo materiais para coroas, massas e dentaduras. Entretanto, seu uso em outros campos da medicina não é tão extenso quando comparados com os metais e polímeros devido à sua fragilidade, o que limita severamente seu uso em aplicações que estão sujeitas às solicitações de cargas por flexão e impactos [9].

#### 3.3.4 - Compósitos

Assim como as cerâmicas, os biomateriais compósitos mais bem sucedidos são utilizados no campo da odontologia como materiais restaurativos ou massas dentais. Apesar de os compósitos carbono-carbono e polímero reforçado com carbono serem de grande interesse em reparações ósseas e substituição artificial de articulações, estes materiais não têm demonstrado uma combinação apropriada de propriedades mecânicas e biológicas para estas aplicações. Materiais compósitos são, contudo, utilizados extensivamente para membros próstéticos, em que a combinação de baixa densidade e alta resistência mecânica os fazem materiais ideais para tais aplicações [9].

### 3.3.5 - Biomateriais naturais

Os biomateriais naturais são os materiais derivados do mundo animal ou vegetal. Uma das vantagens destes materiais para implantes é que eles são similares aos materiais do corpo humano. O campo da biomimética (ou mimetismo natural) está em crescimento. Materiais naturais não oferecem, geralmente, os problemas de toxicidade frequentemente apresentados por materiais sintéticos. Ainda, eles podem carregar proteínas específicas e outros sinais bioquímicos que podem auxiliar na integração ou regeneração tecidual. Entretanto, estes materiais podem levar a problemas de imunogenicidade. Outro problema que pode surgir, especialmente em polímeros naturais, é sua tendência em se decompor em temperaturas abaixo da temperatura de fusão. Esta tendência limita severamente sua fabricação para implantes de diferentes tamanhos e formas [9].

Um exemplo de material natural é o colágeno, que existe principalmente na forma de fibrilas, sendo a proteína mais prevalente no mundo animal. O colágeno forma um componente significativo do tecido conectivo como o osso, tendões, ligamentos e pele. Ainda, está presente na cartilagem das articulações e vasos sanguíneos. Existem pelo menos dez tipos diferentes de colágeno no corpo. Outros tipos de materiais naturais são: quitina (de insetos e crustáceos), queratina (dos cabelos) e celulose (das plantas) [9].

## 3.4 - Desenvolvimento histórico de biomateriais metálicos

O uso de materiais metálicos para aplicações em implantes médicos teve início no século 19, quando a indústria de metais começou a expandir durante a revolução industrial [10], o desenvolvimento inicial de implantes metálicos foi para suprir demandas de reparos ósseos, tipicamente, fixação de fraturas internas de ossos longos. Entretanto, quase nenhuma tentativa de implante de dispositivos metálicos como fios espinhais e pinos ósseos feitos de ferro, ouro ou prata teve sucesso até as técnicas assépticas de cirurgias serem implementadas na década de 1860 [10]. Desde então, materiais metálicos predominaram em cirurgias ortopédicas, sendo o principal material utilizado em dispositivos para este fim, incluindo dispositivos temporários como placas ósseas, pinos e parafusos até implantes permanentes para substituição total de articulações [11]. Ainda, metais também encontraram espaço para aplicações em práticas ortodônticas, como obturações e raízes dentárias [12]. Recentemente, investimentos em pesquisas em termos de biomateriais metálicos para aplicações em cirurgias de reconstrução de tecidos e órgãos, têm sido direcionadas à aplicação de ligas de titânio e níquel (NiTi) como stents vasculares [13] e desenvolvimento de novas ligas a base de magnésio para regeneração de tecido ósseo [14].

Apesar do grande número de metais e ligas capazes de serem produzidas em indústrias, poucas são biocompatíveis e capazes de serem implantadas por longos períodos. Os materiais mais utilizados para uso médico são: aço inoxidável, ligas a base de cobalto, ligas a base de titânio e outras ligas relativamente menos usadas como ligas de níquel-titânio, magnésio e tântalo [15]. Uma variedade de implantes médicos feitos

de materiais metálicos tem sido aprovada pela U.S. Food and Drug Administration (Administração de Alimentos e Drogas dos Estados Unidos - (FDA)) [16]. Os materiais a base de ligas de níquel-titânio e magnésio têm sido desenvolvidos recentemente pelas suas propriedades únicas como grande elasticidade das ligas NiTi e a degradabilidade das ligas de Mg, que podem, potencialmente, encontrar requerimentos mais especiais para tecidos [17]. Entretanto, alguns implantes médicos feitos com essas novas ligas desenvolvidas, ainda não estão aprovadas pela FDA, principalmente pela falta de estudos associados com a biocompatibilidade [17], o principal requisito para aplicações clínicas para qualquer implante biomédico.

### **3.5 - Definições de biomateriais**

Na ciência dos materiais, um biomaterial é definido como uma substância desenvolvida para ter uma forma que, sozinha ou como parte de um sistema complexo, é usada para ordenação, pelo controle de interações com componentes de sistemas vivos, objetivo de qualquer procedimento terapêutico ou de diagnóstico, em outras palavras, um biomaterial é qualquer material biocompatível, natural ou feito pelo homem, que é usado para substituição ou auxílio de parte de um órgão ou tecido, enquanto em contato íntimo com o mesmo [18].

Contudo no campo legal, dispositivos médicos são definidos como qualquer instrumento, aparato, implemento, máquina, ferramenta, implante, calibrador, software, material ou artigos relacionados, projetados para serem usados, sozinhos ou em conjunto, em seres humanos para um ou mais propósito específico de diagnóstico, prevenção, monitoramento, tratamento, investigação, suporte, sustento da vida ou desinfecção de dispositivo médicos [18].

### **3.6 - Definição de biocompatibilidade**

Um biomaterial é desenvolvido para ter um contato íntimo com tecido vivo, é essencial que o material implantado não cause efeitos prejudiciais. Segundo Williams, a biocompatibilidade cobre todos os aspectos da função do dispositivo, incluindo a interação de células e tecidos com o biomaterial implantado [19].

Os requisitos para essa biocompatibilidade são complexos e estritos, variando com a aplicação médica específica. A rejeição de um implante ortopédico devido à liberação tóxica de íons metálicos, por exemplo, acarretará em falha definitiva. Desta forma, um implante metálico deve ser feito de elementos não tóxicos e não deve causar reações inflamatórias e alérgicas no corpo humano. Um material usado satisfatoriamente em uma cirurgia ortopédica pode ser inapropriado para uma aplicação cardiovascular devido às suas propriedades trombogênicas. Em alguns estudos [20], a biocompatibilidade de biomateriais é mais classificada de acordo com sua habilidade de induzir células ou tecidos à morte (citotoxicidade), formação de câncer, dano genético (mutagenicidade), resposta imunológica (imunogenicidade) ou coagulação de sangue (trombogenicidade). Levando em consideração todos esses tipos de problemas

relacionados à biocompatibilidade, uma definição universal predominante foi fornecida pela FDA [16, 18], para concluir que o material não induz danos ao organismo. Assim, qualquer requisito de um dispositivo médico para desempenhar uma função usual é uma exigência baseada na segurança biológica, ou seja, biocompatibilidade.

Portanto, a biocompatibilidade de um dispositivo médico cobre tanto a compatibilidade do material quanto o seu projeto (geometria, controles mecânicos e elétricos). Muitas falhas clínicas de substituição de articulações, por exemplo, ocorrem por subdimensionamento da peça e não por problemas oriundos das propriedades dos materiais [21].

A biocompatibilidade de materiais para implantes não é apenas devido às interações químicas do material implantado com o sistema fisiológico do organismo (corrosão de ligas e toxicidade de íons metálicos), mas também aos impactos físicos do material implantado no entorno dos tecidos (propriedades mecânicas do material), embora as considerações por essas interações químicas sejam mais comuns em pesquisas. Dentro deste conceito mais confinado, a biocompatibilidade de um implante metálico é diretamente determinada pela resistência à corrosão e pelos efeitos biológicos da liberação de íons metálicos.

### **3.7 - Classificação de dispositivos médicos**

Dispositivos médicos são classificados por autoridades regulatórias governamentais, como a U.S. Food and Drug Administration (FDA), Medical Devices Bureau of Health Canada, European Commission on Health and Consumers (ECHC) e a Therapeutic Goods Administration (TGA) [22]. A classificação de dispositivos médicos é baseada na complexidade do mesmo, o nível de controle necessário para assegurar sua segurança e efetividade. Uma maior classificação é dada para dispositivos de acordo com o grau de invasão, conforme tabela 4, dependendo em que tecido o dispositivo é aplicado. A classe III corresponde a dispositivos implantáveis crônicos, classes I e II correspondem a materiais não implantáveis como instrumentos e ferramentas [22].

**Tabela 4** – Algumas classificações de dispositivos médicos

<b>Autoridade</b>	<b>Classe</b>	<b>Classe</b>	<b>Classe</b>	<b>Classe</b>
<b>TGA</b>	I	II a, IIb	III	
<b>FDA</b>	I	II	III	
<b>ECHC</b>	I	II a	II b	III
<b>Health Canada</b>	I	II	III	IV
<b>Descrição geral</b>	Não invasivo e/ou uso transitente	Minimamente invasivo, curto período	Curto/médio período de contato com o sangue, oral/mucosa nasal	Médio/longo período de contato, implantes crônicos, sistemas de controle
<b>Restrições</b>	Gerais	Gerais ou Específicos	Controle geral e aprovações de pré-comercialização	
<b>Risco à saúde</b>	Baixo	Baixo/moderado	Moderado/Alto	Alto
<b>Exemplos</b>	Instrumentos cirúrgicos, barreiras mecânicas	Lentes de contato, sondas	Implantes ortopédicos, máquina de diálise	marcapasso, bombas de perfusão, stents vasculares

Fonte: Handbook of biomaterials, Taylor & Francis, 1999.

### 3.8 - Considerações essenciais no projeto de biomateriais metálicos

O projeto e seleção de um biomaterial dependem de sua aplicação médica específica. Para servir de maneira segura e apropriada por um longo período de tempo sem rejeição, um implante metálico deve possuir algumas características como as seguintes, mas não limitadas a somente estas [22]:

- Excelente biocompatibilidade (não ser tóxico)
- Elevada resistência à corrosão.
- Propriedades mecânicas adequadas.
- Elevada resistência ao desgaste.
- Boa osseointegração (no caso de próteses ósseas).

### 3.9 - Biocompatibilidade de elementos e seleção de elementos de liga

Partindo do princípio que nenhum material é completamente inerte em organismo vivo por um período de tempo significativo, um pensamento imediato na seleção de elementos de liga pode ser através da seleção de elementos que já existem naturalmente no corpo. O corpo humano é composto por muita água, com células contendo 65-90% de água em termos de massa. Assim, a maioria da massa do corpo humano é proveniente dos elementos oxigênio e carbono, lembrando que, embora o

átomo de hidrogênio seja o mais presente em termos percentuais em átomos, resulta pouca massa, como se observar na tabela 5 [23].

**Tabela 5** – Elementos químicos no corpo humano

Elemento	O	C	H	N	Ca	P	K	S	Na	Cl	Mg	Restante
% em peso	65	18.5	9.5	3.3	1.5	1	0.4	0.3	0.2	0.2	0.1	<0.01
% em átomos	25.5	9.5	63	1.4	0.31	0.22	0.06	0.05	0.3	0.03	0.1	<0.01

Fonte: R.R Seelay, T.D. Stephans. Anatomy and physiology, McGrew Hill, 2006

Aproximadamente 96% da massa do corpo resulta de elementos como oxigênio, carbono, hidrogênio e nitrogênio, que são constituintes de água e proteínas. O resto (4%) são elementos existentes em ossos (Cálcio, Magnésio e Fósforo), sangue e fluidos extracelulares como os principais eletrólitos (Sódio, Potássio e Cloro) [23].

Outros elementos conhecidos como micronutrientes, são encontrados no corpo em quantidades extremamente baixas para o propósito de crescimento, desenvolvimento e fisiologia do corpo (Ferro, Cobre, Manganês, Iodo, Zinco, Selênio, Cobalto, Molibdênio e Cromo). É importante ter em mente que estes micronutrientes são todos tóxicos em quantidades altas, como demonstrado quando houve a adição de Cobalto para estabilizar a espuma da cerveja no Canadá contribuindo para a cardiomiopatia, que ficou conhecida como cardiomiopatia de bebedores de cerveja no Canadá [24].

Idealmente, elementos não tóxicos devem ser selecionados como elementos de liga no desenvolvimento de um material biomédico. Na realidade, nenhum metal é completamente inerte ou não tóxico, portanto, a construção de implantes metálicos requer o uso de ligas com elementos virtualmente inertes ou com aqueles que existem no corpo como micronutrientes ou, ainda, no caso de ligas reativas, com o uso de elementos com elevada resistência à corrosão, como o Titânio [24].

### 3.10 - Propriedades de materiais para implantes quando no corpo humano

O ambiente dentro do corpo humano é físico-quimicamente diferente das condições ambiente. Consequentemente, um metal que desempenha bem exposto ao ar pode sofrer uma corrosão severa no corpo, por exemplo, o aço inoxidável mais resistente à corrosão, causa, tipicamente, alergias crônicas e reações tóxicas no organismo, sendo observável somente depois de um longo período implantado [25]. Embora a resistência à corrosão determine o sucesso de um implante metálico de longa duração no organismo, diferentes partes do corpo possuem diferentes valores de pH e concentrações de oxigênio. Um implante que desempenha bem sua função em uma região do corpo pode sofrer uma quantidade inaceitável de corrosão em outra parte, devido à erosão ácida e oxidação.

Corrosão também é acelerada por íons aquosos, como é comumente visto em metais presentes em ambientes próximos a áreas costeiras. Em condições normais, a maioria dos fluidos corporais contém cerca de 0,9% de soluções salinas como o cloreto de sódio e outros íons, como em aminoácidos e em uma variedade de proteínas solúveis [26]. Ainda, o valor do pH do fluido corporal pode cair para 3-4 quando houver uma inflamação causada por cirurgia ou ferimento, devido às secreções celulares inflamatórias [27]. Combinado com flutuações na força iônica em relação à alta pressão sanguínea ou devido ao depósito de íons, o corpo humano apresenta um ambiente agressivo para qualquer implante. Além disso, a pressão interna parcial de oxigênio é em torno de um quarto da pressão de oxigênio atmosférica. Embora um teor menor de oxigênio seja menos reativo, baixos teores deste elemento, na verdade, acelera a corrosão de implantes metálicos por diminuir a capacidade de formação de filmes protetores e passivos de óxidos na superfície do metal [27]. Idealmente, a resistência à corrosão deve ser tal que a liberação de íons metálicos de um implante estará minimizada nas mais severas condições do corpo e permanecerá em um nível satisfatoriamente baixo por um longo período de tempo (mais de 30 anos) em condições fisiológicas normais.

Para substituir ossos, biomateriais devem possuir boa resistência mecânica e boa tenacidade. As propriedades mecânicas de importância geral para o desenvolvimento de biomateriais incluem o Módulo de Elasticidade (Young), limite de resistência à tração, limite de escoamento, limite de fadiga e a tenacidade [28]. Um sumário destas propriedades mecânicas dos biomateriais metálicos dominantes, sendo eles o Aço Inoxidável, as ligas a base de Cobalto e as ligas a base de Titânio, está apresentado na tabela 6.

**Tabela 6** – Propriedades mecânicas de materiais metálicos e do osso cortical

<b>Materiais</b>	<b>Módulo de elasticidade (GPa)</b>	<b>Limite de resistência à tração (MPa)</b>	<b>Tenacidade à fratura (MPa.m<sup>1/2</sup>)</b>
<b>Ligas CoCrMo</b>	240	900 - 1540	aprox. 100
<b>316L</b>	200	540 - 1000	aprox. 100
<b>Ligas de Ti</b>	105 - 125	900	aprox. 80
<b>Ligas de Mg</b>	40 - 45	100 - 250	15 - 40
<b>Ligas NiTi</b>	30 - 50	1355	30 - 60
<b>Osso cortical</b>	10 - 30	130 - 150	2 - 12

Fonte: H.J.R.M. Long, Biomaterials, 1998

Os aços inoxidáveis, titânio e suas ligas e as ligas a base de cobalto permanecem populares devido à habilidade de suportarem cargas significantes e sofrerem deformações plásticas antes de falharem, como indicado pelos seus respectivos limites de resistência à tração e tenacidade à fratura.

É importante mencionar que o Aço Inoxidável, as ligas a base de Cobalto e as ligas de titânio têm um Módulo de Young muito maior (mais de 100GPa) do que do osso cortical, que está apenas entre 10 e 30GPa [28]. Um Módulo de Elasticidade maior do implante pode fazer com que quase toda a carga seja suportada pelo dispositivo, fazendo com que o osso receba pouca carga, podendo ocasionar respostas biológicas como atrofia em torno do local do implante, necessitando de uma cirurgia de revisão. Isto é conhecido como efeito de blindagem por tensão (stress shielding effect). Assim, é desejável se ter um implante com um Módulo de Young similar ao do osso.

As condições mecânicas de trabalho dentro do corpo humano são complexas. Humanos, normalmente, caminham milhares de passos por dia a uma taxa de 1 Hz. Desta forma, implantes no esqueleto, como articulações artificiais do quadril, do joelho, fixações espinhais, chapas e fios podem sofrer fadiga durante o carregamento cíclico. No caso de articulações artificiais do quadril, a tensão pelo carregamento é muitas vezes maior do que o peso do paciente [27]. Isto ocorre quando a articulação do quadril está localizada fora do alinhamento perpendicular, como durante um passo, em que a maioria da massa do corpo se centraliza em apenas uma perna. A tensão pelo carregamento em uma perna é estimada, em média, em 50 MPa, se uma carga hipotética de cinco vezes a massa do corpo é aplicada não secção transversal de uma haste de prótese para quadril [27].

Assumindo que uma pessoa ande 2 mil passos por dia, o número total de passos estimado em 20 anos é em torno de 14 milhões de passos, originando esta mesma quantidade de ciclos ( $2000 \times 365 \times 20$ ) [27]. Este tipo de tensão cíclica também ocorre em implantes dentários, durante o movimento de mastigação e em implantes de tecidos não ósseos como eletrodos de marca-passos em resposta à atividade do miocárdio, como exemplifica a tabela 7. Em qualquer caso, o carregamento cíclico promove a falha do material mais eficientemente do que um carregamento estático.

A resistência à fadiga (limite de fadiga) refere-se à máxima amplitude de tensões cíclicas que podem ser aplicadas ao material sem causar falha por fadiga. A resistência à fadiga varia sensivelmente com a microestrutura, qualidade superficial e condições de serviço (frequência cíclica, desgaste e ambiente corrosivo). Um material sujeito a cargas cíclicas pode falhar muito antes do limite de resistência à tração e até mesmo abaixo do limite de escoamento do material. Falha por fadiga são perigosas porque elas ocorrem em condições normais de serviço e sem alertar antes de ocorrer a ruptura. Portanto, dispositivos médicos fabricados de qualquer material, o qual é esperado suportar milhões de deformações cíclicas ao longo de sua vida útil deve ser submetido a exames minuciosos de fadiga, uma vez que esta propriedade é a maior causa de falha prematura em implantes biomédicos. Fadiga, geralmente, se inicia em um local onde há concentração de tensão. Na realidade, nenhum material é perfeito, imperfeições podem surgir da heterogeneidade da microestrutura (impurezas, partículas de segunda fase e contornos de grãos), de defeitos de fabricação (cavidades, filetes, soldas, entalhes), ou imperfeições superficiais oriundas de processos de usinagem [29]. As Tensões concentradas localmente nestas imperfeições, quando o material está sujeito ao carregamento externo, podem ocasionar defeitos permanentes (deformações e micro trincas) que não podem ser removidos pelo descarregamento. Eventualmente, um

crescimento progressivo da trinca se desenvolve em condições normais de serviço até a falha catastrófica. Em resumo, a flutuação de tensão no material pode ocasionar o início e crescimento de uma trinca, a qual pode alcançar um tamanho crítico e a consequente fratura completa [29].

As condições mecânicas de trabalho de implantes ortopédicos são frequentemente complicadas pela ação conjunta de tensão e atrito, um cenário chamado de fadiga por atrito. Quando este fenômeno acontece, dois corpos são estaticamente pressionados, um em direção à superfície do outro, estando, ainda, sob a ação de tensões cíclicas. O atrito ocorre como um resultado de um movimento relativo de baixa amplitude, através do contato das superfícies dos componentes. Isso resulta na produção de partículas de óxidos e metais. Danos visíveis ocorrem com amplitudes tão baixas quanto  $10^{-4}$  mm [30]. Uma trinca pode se iniciar nestes locais de contato, propagando-se até a falha. Articulações artificiais de quadril, placas ósseas e fios estão suscetíveis a sofrerem este fenômeno de fadiga por atrito [27].

A fadiga também pode ser complicada por corrosão. Dentro do organismo, o desgaste superficial de materiais metálicos gera a liberação de íons, componentes e partículas metálicas. Esta liberação no tecido do entorno do implante pode provocar toxicidade e reações [31]. Um exemplo é a coloração preta do tecido ao redor do implante ortopédico, causada pela liberação de uma grande quantidade de partículas, conhecida pelo termo em inglês de “metallosis” [32]. Quando a fadiga ocorre em conjunto com a corrosão, o fenômeno é conhecido como fadiga por corrosão, quando a fadiga ocorre em conjunto com corrosão e atrito, o fenômeno é chamado de fadiga por corrosão e atrito. Implantes de biomateriais metálicos tendem a ser danificados por fadiga por corrosão ou por fadiga por corrosão e atrito no corpo humano [33]. Em resumo, o organismo é um ambiente quimicamente e mecanicamente hostil para materiais metálicos. Além disso, danos na superfície do implante que podem ser causados por um choque acidental de uma ferramenta cirúrgica durante uma operação, também podem diminuir a resistência à fadiga.

**Tabela 7** – Condições mecânicas de fadiga de alguns implantes

<b>Implantes</b>	<b>Carregamento</b>	<b>Frequência de carregamento (Hz)</b>	<b>Ciclos esperados em um período de serviço de 20 anos</b>
<b>Articulações</b>	Compressão 500 MPa Flexão 200 MPa	1	10 milhões
<b>Marcapasso</b>	Não avaliado	1	1 bilhão
<b>Obturações dentárias</b>	Não avaliado	1	10 milhões

Fonte: M. Sumita, T. Hanawa, Failure Processes in Biometallics Materials, Elsevier Science, 2003.

Os procedimentos de ensaio de fadiga para biomateriais metálicos podem ser encontrados nas seguintes normas americanas ASTM: F1801-97 (fadiga por compressão), F1717-96 (dispositivo espinhal), F1612-95 (haste de substituição total do quadril), F1539-95 (grampo), F1440-92 e E602 (ensaio de fadiga para biomateriais metálicos). De acordo a norma F1801-97, as condições padrões recomendadas para teste de tensão axial com espécimes cilíndricos são: 37°C, solução salina a 0,9% com uma frequência de carregamento de 1 Hz [18].

Procedimentos para prever a vida útil de materiais sujeitos a fadiga são conduzidos com o controle das condições de tensão e deformação. A escolha correta entre essas duas condições, requer um entendimento das condições cíclicas de serviço, como o carregamento cíclico durante o caminhar humano ou movimentos únicos de vários locais anatômicos. Uma haste localizada nas proximidades da artéria na região da articulação do joelho, por exemplo, pode experimentar uma deformação cíclica por flexão em resposta à flexão do joelho. Já uma haste de substituição total do quadril, a escolha do método é mais complexa. A região do quadril está sujeita a cargas cíclicas proporcionais ao peso do paciente em resposta a cada passo e requer um estudo detalhado da tensão [34].

O desgaste é um problema inevitável em qualquer substituição de articulação, independentemente do material utilizado. A escolha dos tipos de materiais para articulações é inicialmente determinada pelo tipo de articulação, o sistema esquelético contém uma grande variedade de articulações móveis entre ossos longos (quadril, joelho, tornozelo, ombro e cotovelo) e articulações mais estáticas (crânio, pulso e dentes). Articulações móveis podem ser categorizadas como congruentes ou incongruentes, dependendo de quão perto os ossos se ajustam. Em articulações congruentes, como as articulações de quadril e ombro, a extremidade do osso em forma de esfera se ajusta muito próximo do outro osso com a forma de cavidade, desta forma a tensão é distribuída uniformemente, tornando possível o uso de materiais como a cerâmica, nestes pontos do dispositivo em busca de resistência ao desgaste. Já em articulações incongruentes, como as articulações do joelho e tornozelo, o contato entre as duas superfícies rígidas e incongruentes cria grande concentração de tensão, que é compensada com a presença de camadas de cartilagem e fluidos, desta forma, cerâmicas não podem ser usadas, sendo os metais e polímeros de alta densidade, preferidos nestes casos [35]. Apesar de implantes de substituições de articulações, inicialmente, desempenharem seu papel biomecânico de forma satisfatória, um aumento gradativo na produção de partículas devido ao desgaste constante, pode levar a atração de macrófagos do sistema imunológico que reconhece as partículas como corpos estranhos (anticorpos), um mecanismo natural. Estas partículas sintéticas matam os macrófagos após a incorporação das mesmas [36].

Em resumo, partículas liberadas devido ao desgaste, causam respostas adversas severas, geralmente levando à necessidade de uma cirurgia de revisão. Portanto, alta resistência à fadiga, excelente resistência à corrosão e ao desgaste são as propriedades-chaves que determinam a longevidade de implantes para articulações no corpo humano.

### 3.11 - Osseointegração

A osseointegração é a união estável e funcional entre o osso e uma superfície implantada. Este fenômeno ocorre após a inserção do dispositivo dentro do osso e a migração das células ósseas para a superfície do mesmo [37].

A osseointegração de uma fixação no osso é definida como a aposição íntima de osso neoformado e reformado em congruência com as fixações, incluindo irregularidades de superfície, de forma que, com a análise por microscopia óptica, não haja interposição de tecido conjuntivo ou fibroso e seja estabelecida uma conexão estrutural e funcional direta, capaz de suportar cargas fisiológicas normais sem deformação excessiva e sem iniciar um mecanismo de rejeição [38].

### 3.12 - Aços inoxidáveis

Aço inoxidável é um nome genérico para uma grande variedade de ligas a base de ferro que contêm uma grande porcentagem (11-30% em peso) do elemento cromo e quantidade variada de níquel. Estes aços podem ser categorizados em dois grupos: cromo e cromo-níquel, de acordo com a composição química. Alternativamente, estes materiais podem ser agrupados em quatro famílias baseadas na característica da microestrutura da liga: Martensíticos, Ferríticos, Austeníticos e Duplex (Ferríticos e Austeníticos) [39]. Com exceção do tipo Duplex, cada um dos outros três grupos de aços inoxidáveis encontram aplicações para dispositivos médicos, conforme tabela 8. A dureza dos Martensíticos (acima de 97 HB) os classifica como ideais para instrumentos cirúrgicos e odontológicos. Os Ferríticos são pouco utilizados em aplicações médicas, já os Austeníticos são os mais utilizados, tanto em dispositivos não implantáveis quanto para próteses, enfatizando que para a implantação de dispositivos no organismo, os Austeníticos são os únicos aços inoxidáveis utilizados [39].

**Tabela 8** – Categorias dos aços inoxidáveis e aplicações médicas típicas

Material	Aplicação	Exemplos
Martensítico	Instrumentos odontológicos e cirúrgicos	Alicates ortodônticos, bisturis e outros instrumentos
Ferrítico	Instrumentos cirúrgicos muito limitados	Pinos guia e fixadores
Austenítico	Grande número de dispositivos médicos não implantáveis, Implantes de curto prazo, Substituições totais do quadril	Materiais para implante e instrumentação
Duplex	Ainda não aplicado como biomaterial	Sem aplicação

Fonte: J. R. Davis, Handbook of Materials for Medical Devices, ASM, 2003.

### 3.12.1 - Resistência à corrosão

A porcentagem mínima de cromo no aço inoxidável é de aproximadamente 11% em peso, a quantia necessária para prevenir a oxidação [39]. O aço inoxidável 316L tem sido largamente utilizado em dispositivos temporários para traumas ósseos como: placas, parafusos, pinos e também em dispositivos permanentes como substituição total da articulação do quadril.

O cromo no aço inoxidável tem uma grande afinidade com o oxigênio, permitindo a formação de um filme de óxido invisível rico em óxido de cromo na superfície do material (2 nm). Esta camada superficial é adesiva, promovendo regeneração na presença de oxigênio [40]. Melhorias na resistência à corrosão, bem como em algumas propriedades mecânicas são incorporadas no material com a adição de níquel. O níquel é o principal elemento de liga que estabiliza a formação de austenita no ferro a temperatura ambiente e contribui para o aumento da resistência à corrosão pela formação do filme de óxido protetor na superfície da liga [39]. É importante mencionar que o níquel é altamente tóxico para o corpo humano [40].

A adição de outros elementos de liga pode melhorar a resistência de mecanismos específicos de corrosão, ou desenvolver propriedades mecânicas e físicas desejadas. Por exemplo, a adição de molibdênio aumenta a resistência à corrosão por pites, causada pela formação de carboneto de cromo. A corrosão por pites é uma forma de corrosão localizada que leva a formação de pequenas cavidades no metal. A razão termodinâmica para a corrosão por pites é a formação de áreas anódicas e catódicas na região, levando a uma corrosão galvânica localizada nestas regiões ativas [41].

O cromo tem uma afinidade forte com o carbono, ocasionando a formação de carbonetos em regiões ricas em carbono, tipicamente, nos contornos de grãos. A precipitação de carboneto de cromo ( $\text{Cr}_3\text{C}_2$ ,  $\text{Cr}_7\text{C}_3$  e  $\text{Cr}_{23}\text{C}_6$ ) resulta na diminuição de cromo e a conseqüente redução na passivação de pequenas regiões no entorno do carboneto de cromo. Desta forma, a resistência à corrosão do aço nesta região específica pode ficar comprometida. A adição de molibdênio, que tem uma forte tendência de formação de carbonetos, pode atrair o carbono para a formação de carbonetos de molibdênio e assim reduzir a formação de carboneto de cromo. A química do aço 316L, que pode ser observada na tabela 9, é designada a maximizar a resistência à corrosão por pites e promover uma microestrutura livre de ferrita. Uma redução no teor de carbono promove um aumento na resistência à corrosão, por outro lado, o carbono contribui para o aumento da resistência mecânica do aço. Este elemento, normalmente, aparece com um teor aproximado de 0,03% em aços Austeníticos [39].

O nitrogênio é solúvel em quantidades relativamente altas em aços inoxidáveis Austeníticos e estabiliza a estrutura austenítica do ferro a temperatura ambiente. Este elemento pode ser usado como um substituto do níquel para aumentar a resistência mecânica, bem como melhorar a resistência à corrosão por pites. Em 1998, o aço ASTM 1586 (Orthinox) foi desenvolvido para uso como uma haste na substituição total da articulação do quadril. Ainda, aços austeníticos livres de níquel, isto é, com teores extremamente baixos de níquel, com alta concentração de nitrogênio (ASTM F2229) também foram desenvolvidos para uso médico [42]. Contudo, o aço inoxidável

Austenítico, não é suficientemente resistente à corrosão por um longo período de tempo. Usa-lo como material para implante resulta em limitar suas aplicações a dispositivos temporários, como os de fixações internas e dispositivos de tração. Nestas aplicações, o material é removido depois que a regeneração estiver concluída [43]. Atualmente, os aços inoxidáveis com alto teor de nitrogênio, Orthinox, são predominantes como material para haste no mercado médico de próteses para quadril [44].

**Tabela 9** – Composição química das variantes do aço 316L

ASTM /UNS	Cr	Ni	Mo	Mn	Si	Cu	N	C	P	S
<b>F138/S31673</b>	17.00	13.00	2.25	2.00	0.75	0.50	0.10	0.030	0.025	0.010
	19.00	15.00	3.00							
<b>F1314/S20910</b>	20.50	11.50	4.00	2.00	0.75	0.50	0.20	0.030	0.025	0.010
	23.50	13.50	6.00	3.00			0.40			
<b>F1586/S31675 (Orthinox)</b>	19.50	9.00	2.00	2.00	0.75	0.25	0.25	0.08	0.025	0.010
	22.00	11.00	4.25	3.00			0.50			
<b>F2229/S29108</b>	19.00	0.10	21.00	0.50	0.75	0.25	>0.90	0.08	0.03	0.010
	23.00		24.00	1.50						

Fonte: J. R. Davis, Handbook of Materials for Medical Devices, ASM, 2003.

### 3.12.2 - Biocompatibilidade de elementos de liga usados em aços inoxidáveis

Os elementos principais no aço inoxidável 316L (ASTM F138) são: cromo, níquel, molibdênio e manganês, adicionados na matriz de ferro. O desempenho biológico dos três elementos dominantes (ferro, cromo e níquel), com a bioatividade relacionada com a liberação destes elementos como íons solúveis ou partículas insolúveis estão expostos individualmente [45].

#### 3.12.2.1 - Ferro

O ferro é um elemento necessário em quase todo organismo vivo, desde bactérias primitivas até seres humanos. Este elemento está presente em todas as células do corpo humano e possui funções vitais. Muitas enzimas celulares vitais para a vida, como a catalase e a lipoxigenase, bem como os citocromos, que oxidam nutrientes alimentares para produzir energia, contêm ferro [46]. O ferro também é um componente essencial da hemoglobina, uma proteína no sangue que prende e carrega oxigênio para os tecidos a partir dos pulmões. Ferro é absorvido no corpo via oral e sua deficiência é uma das mais comuns deficiências nutricionais. Pequenas quantidades de ferro podem interferir nessas funções vitais e levar à morte. A consequência direta da deficiência de ferro é a anemia [47].

Grandes quantidades de ferro liberadas de implantes metálicos podem causar níveis excessivos de ferro no sangue, estes altos níveis de ferro reagem com peróxidos para produzir radicais livres, que são altamente reativos e podem causar danos ao DNA, proteínas, lipídios e outros componentes celulares. O ferro danifica células do coração e fígado, podendo causar efeitos significativamente adversos, incluindo coma, acidose metabólica, choque, falha do fígado, coagulopatia, problemas respiratórios, danos em órgãos e até mesmo morte se não tratado [48]. Estudos mostraram que o ferro se acumula no hipocampo do cérebro tendo relação com as doenças de Alzheimer e Parkinson [49]. Humanos sofrem com a toxicidade em uma concentração em torno de 20 mg/kg de massa corporal, sendo que 60 mg/kg é considerada uma dose letal [50].

### 3.12.2.2 - Cromo

O cromo é um cofator na regulação de níveis de açúcar no sangue. A deficiência de cromo pode causar hiperglicemia (elevado nível de açúcar no sangue) e glicosúria (glucose na urina). Desta forma, a concentração de cromo no sangue, plasma ou urina pode ser medida para monitorar a segurança em indivíduos expostos [51].

Entre a variedade dos possíveis estados de oxidação do cromo,  $Cr^{3+}$  e  $Cr^{6+}$  são as formas mais comuns, com a toxicidade dependendo do estado de oxidação do metal. A toxicidade do estado  $Cr^{3+}$  não tem sido explorada em termos de risco à saúde em trabalhos científicos, já o estado  $Cr^{6+}$  tem sido documentado como grande risco à saúde devido sua toxicidade e propriedades cancerígenas [52]. Sais de cromo (cromatos), os quais são utilizados, frequentemente, para a produção de couro, tintas, massas e anticorrosivos, também são a causa de reações alérgicas em trabalhadores. O contato com produtos que contêm cromatos pode levar a alergias e irritações dermatológicas, resultando na ulceração da pele [53]. Esta doença de pele é frequentemente encontrada em trabalhadores que ficam expostos a fortes soluções de cromato em industriais de galvanoplastia e de produção de cromo [54].

A toxicidade aguda do estado  $Cr^{6+}$  é devido às suas fortes propriedades oxidantes. Após alcançar a corrente sanguínea, os rins, fígado e células sanguíneas sofrem danos através das reações de oxidação, resultando em hemólise, causadora de falha nos rins e fígado [52]. A dose letal do estado  $Cr^{6+}$  varia entre 50 e 150 mg/kg [55]. A Organização Mundial da Saúde recomenda um máximo de 0,05 mg/l deste estado de oxidação do cromo no corpo [56].

### 3.12.2.3 - Níquel

O níquel existe na urease, uma enzima que auxilia na hidrólise da ureia. No sangue, este elemento está limitado ao fracionamento da albumina [57]. A maior parte de níquel no organismo é eliminada pela urina (90%). As concentrações estimadas deste elemento nos tecidos humanos são (em mg/kg): 173 no pulmão, 62 no rim, 54 no coração, 50 no fígado, 44 no cérebro, 37 no baço e 34 no pâncreas [58].

A deficiência de níquel têm se mostrado, em estudos com animais, um problema causador de muitos efeitos prejudiciais, resultando em consequências patológicas, incluindo crescimento reduzido, perda de peso, mortalidade perinatal, mudanças na pele e desenvolvimento desigual de cabelos e pelos [59]. Ainda, a deficiência de níquel interfere na incorporação de cálcio no esqueleto e ocasiona perda óssea de longos ossos das pernas. Estudos também mostraram que esta deficiência compromete a atividade de enzimas no coração, fígado e rins, podendo ocasionar a degeneração de músculos cardíacos e esqueléticos [60].

Similarmente ao cromo, a toxicidade do níquel foi inicialmente revelada por alergias relacionadas à pele, causando coceira e avermelhamento durante o uso de brincos e adornos [61]. A quantidade de níquel permitida em produtos utilizados em contato com a pele humana é regulada pela União Europeia e este elemento tem sido reconhecido como um dos mais importantes materiais alergênicos pela Sociedade Americana de Dermatite por Contato (American Contact Dermatitis Society) [62]. Estudos mostraram que a toxicidade do níquel incluem doenças respiratórias, rinite e sinusite crônicas, câncer na cavidade nasal e no pulmão, dermatite e reações de hipersensibilidade [63].

### 3.12.3 - Propriedades mecânicas dos aços inoxidáveis

A maioria das propriedades mecânicas (limite de escoamento, resistência à fadiga, limite de resistência à tração e alongamento) varia com o tipo da liga e seu processamento. Já os módulos elásticos (Elasticidade, Cisalhamento) são uma exceção, variando pouco para cada tipo de material. Os aços inoxidáveis para implantes são forjados e usinados [39].

Apesar do aço inoxidável 316L ser muito mais resistente em relação ao osso, em termos de módulo elástico, limite de resistência à tração e tenacidade à fratura, seu histórico de aplicação médica tem revelado que eles não são seguros para serem usados como um dispositivo permanente em locais com aplicação de carga, devido às condições de serviço no interior do corpo serem mais complicadas do que um simples carregamento compressivo, pois biomateriais metálicos implantados no corpo humano estão sujeitos a danos por fadiga, atrito e corrosão [64].

**Tabela 10** – Propriedades mecânicas das variantes do aço 316L

<b>Aços ASTM</b>	<b>Condições</b>	<b>Limite de resistência à tração (MPa)</b>	<b>Limite de escoamento (MPa)</b>	<b>Alongamento (%)</b>
<b>F138</b>	Recozido	490	190	40
	Conformado a frio	860	690	12
	Endurecido	1350		
<b>F1314</b>	Recozido	690	380	35
	Conformado a frio	1035	862	12
<b>F1586</b>	Recozido	740	430	35
	Conformado a frio	1000	700	20
	Endurecido	1100	1000	10
<b>F2229</b>	Recozido	931	586	52
	Conformado a frio 10%	1062	786	37
	Conformado a frio 20%	1262	952	25
	Conformado a frio 30%	1496	1227	19
	Conformado a frio 40%	1731	1551	12

Fonte: J. R. Davis, Handbook of Materials for Medical Devices, ASM, 2003.

#### 3.12.4 - Fadiga

O número de estudos em termos de comportamento por fadiga de aços inoxidáveis é baixo quando comparado com estes mesmos estudos com cobalto e especialmente titânio [65]. Isso acontece porque o uso de aços inoxidáveis austeníticos é confinado a dispositivos temporários, devido à sua pobre resistência à corrosão em fluidos corporais durante um longo período de tempo implantado, podendo ocorrer a liberação de íons prejudiciais para os tecidos adjacentes [66]. Estudos mostraram que o aço 316L tem menor resistência à fadiga e vida útil mais curta em soluções salinas em relação ao ar ambiente conforme tabela 11, sendo tipicamente entre 200 – 300 MPa em soluções biológicas aquosas [67]. De acordo com análises de elementos finitos, a tensão máxima em uma haste femoral no corpo é estimada em 200 MPa [68]. Desta forma, o aço inoxidável 316L é moderadamente aceitável em termos de fadiga. Além disso, o surgimento de trincas por fadiga tem sido relacionado com a presença de pites [69], que agem como concentradores de tensão e como localidades preferenciais para este surgimento de trincas por fadiga. Molibdênio e nitrogênio podem melhorar a resistência à corrosão por pites de aços inoxidáveis austeníticos, desta forma, a adição de tais elementos pode ser uma maneira efetiva de melhorar a resistência à fadiga por corrosão de dispositivos de aço inoxidável para implantes [70].

**Tabela 11** – Limites de fadiga do aço 316L (um milhão ou dez milhões de ciclos)

Ligas	Limite de fadiga no ar (MPa)/frequência	Limite de fadiga em solução salina (MPa)/frequência
316L Fundido/Forjado	220 / 20 Hz	200 / 2 Hz
316L conformado à frio	600 / 10 Hz	<600 / 10 Hz
316L conformado à frio	340 / 120 Hz	<340 / 120 Hz
316L Recozido	290 / 120Hz	<290 / 120 Hz

Fonte: B.W. Minto, C.V.S. Brandao, Acta Vet. Scand., 2008.

Os efeitos adversos dos íons de níquel para o corpo humano levou ao desenvolvimento do aço inoxidável austenítico livre de níquel para aplicações médicas. O nitrogênio substitui o níquel como elemento estabilizador da fase austenítica, bem como traz melhorias para as propriedades [71]. Combinando os benefícios de uma estrutura austenítica estável, elevada resistência mecânica, boa plasticidade, elevadas resistências à corrosão e ao desgaste e até biocompatibilidade superior, quando comparado ao aço 316L usado tipicamente, este novo aço (F2229) pode ser um ótimo substituto. Entretanto, a tenacidade destes aços deve ser analisada, uma vez que a grande quantidade de nitrogênio pode resultar em uma liga relativamente frágil [72].

Em resumo, o aço inoxidável austenítico permanece popular para aplicações como implantes devido a sua disponibilidade, baixo custo, facilidade de processamento, tenacidade e biocompatibilidade aceitáveis. Suas propriedades mecânicas podem ser controladas para aperfeiçoar resistência mecânica e ductilidade. Entretanto, implantes do aço inoxidável austenítico 316L são, frequentemente, degradados pelos processos de corrosão (pites, fadiga, atrito, tensão) no organismo. A resistência ao desgaste do aço 316L é relativamente pobre e as partículas liberadas podem levar a reações alérgicas no tecido do entorno, restringindo seu uso para aplicações permanentes de implantes. Atualmente, o 316L é amplamente utilizado em uma grande variedade de instrumentos cirúrgicos e dispositivos implantados de curta duração devido à economia de custo em relação aos outros materiais. Todavia, o aço inoxidável como material da haste para prótese permanente do quadril continua sendo usado com o desenvolvimento deste aço contendo altos teores de nitrogênio e baixíssimos níveis do elemento níquel. No final da década de 2000, hastes feitas com o Orthinox ocupavam 70% do mercado para substituição total do quadril no reino unido [72].

### 3.13 - Ligas a base de cobalto

As Superligas a base de cobalto e molibdênio foram inicialmente desenvolvidas por Haynes para uso em motores de avião, chamadas Stellite [73]. Estas ligas demonstraram elevada resistência mecânica a altas temperaturas e melhor resistência à corrosão quando comparada com outras superligas [74]. Ligas a base de cobalto para

uso em implantes médicos teve seu início na década de 30 [75], suas aplicações estão relacionados na tabela 12.

A liga CoCrMo, Vitallium, foi usada como material para aplicações odontológicas e posteriormente foi adaptada para aplicações ortopédicas na década de 40 [39]. A resistência à corrosão de ligas CoCr é maior que as dos aços inoxidáveis e possuem excelentes propriedades mecânicas [39].

**Tabela 12** – Ligas a base de cobalto usadas em implantes cirúrgicos

ASTM	Composição nominal	Processo	Aplicação médica
<b>F75 - 98</b>	Co-28Cr-6Mo	Fundido	Implante permanente
<b>F90 - 97</b>	Co-20Cr-15W-10Ni	Forjado	Implante de curto prazo
<b>F562 - 95</b>	Co-35Ni-20Cr-10Mo	Forjado	Implante permanente
<b>F563 - 95</b>	Co-Ni-Cr-Mo-W-Fe	Forjado	Implante de curto prazo
<b>F799 - 99</b>	Co-28Cr-6Mo	Forjado	Implante permanente
<b>F961 - 96</b>	Co-35Ni-20Cr-10Mo	Forjado	Implante permanente
<b>F1058 - 97</b>	Co-Cr-Ni-Mo-Fe	Forjado	Implante permanente
<b>F1537 - 94</b>	Co-28Cr-6Mo	Forjado	Implante permanente

Fonte: J. R. Davis, Handbook of Materials for Medical Devices, ASM, 2003.

### 3.13.1 - Resistência à corrosão

Ligas a base de cromo e cobalto são superiores aos aços inoxidáveis em termos de resistência à corrosão, demonstrando um desempenho excelente em um ambiente rico em cloro, o que é relacionado com sua composição química. A grande quantidade de cromo acarreta na formação espontânea de uma camada passiva de óxido ( $\text{Cr}_2\text{O}_3$ ) na superfície do metal quando no interior do organismo [76]. O cromo, molibdênio e níquel são responsáveis pela resistência à corrosão. O tungstênio pode ser adicionado para aumentar a resistência mecânica por solução sólida e controlar a distribuição e tamanho de carbonetos. Este elemento, entretanto, pode prejudicar a resistência à corrosão destas ligas, materiais com quantidades consideráveis de tungstênio são usados em aplicações de curto período de tempo devido à resistência à corrosão insatisfatória e liberação de íons e partículas de níquel quando usados em implantes de longa duração.

### 3.13.2 - Biocompatibilidade de elementos de liga usados em ligas a base de cobalto

Os elementos de liga principais em ligas a base de cobalto incluem cromo, níquel, molibdênio e tungstênio, além da matriz de cobalto.

#### 3.13.2.1 - Cobalto

O cobalto é um elemento essencial para a maturação de células vermelhas como constituinte da vitamina B12 [77]. Em quantidades altas de exposição, o cobalto pode causar efeitos adversos sérios à saúde [78]. Como o cromo e o níquel, o cobalto é introduzido no corpo via pulmões, oral, contato com a pele e liberação de íons e partículas de implantes. A dose letal média foi estimada entre 150 e 500 mg/kg [79]. Depois do níquel e cromo, o cobalto é o elemento mais causador de problemas dermatológicos pelo contato com o mesmo [80]. Ainda, foram relatados problemas neurológicos, musculares, dores de cabeça severas e anorexia devido à intoxicação por cobalto [81].

#### 3.13.2.2 - Molibdênio

O molibdênio é um elemento essencial para algumas enzimas importantes para o metabolismo celular, tais como a sulfito oxidase, xantina oxidase e aldeído oxidase [82]. O corpo humano contém cerca de 0,07 mg/kg de molibdênio, com concentrações maiores nos fígados e rins, e concentrações menores nas vértebras. Ainda, sua presença pode ser observada no esmalte dos dentes [83].

O molibdênio é muito menos tóxico do que outros metais (Co, Cr e Ni) de importância industrial. A exposição prolongada pode causar irritação da pele e olhos. A inalação ou ingestão direta deve ser evitada [84].

Estudos em humanos em relação à toxicidade do molibdênio não são encontrados com frequência, porém, alguns estudos em animais mostraram que a ingestão crônica de mais de 10 mg/dia pode causar diarreia, retardamento de crescimento, infertilidade e efeitos sobre os pulmões, rins e fígado [84].

#### 3.13.2.3 - Tungstênio

A importância biológica do tungstênio foi descoberta recentemente apenas para organismos procariontes [85]. A toxicidade do tungstênio é muito baixa, entretanto, materiais implantáveis feitos deste metal degradam rapidamente no organismo [86]. Enquanto os efeitos potenciais adversos à saúde em termos do tungstênio no organismo permanecem necessitando de estudos mais definitivos, alguns pesquisadores recomendam cuidados [87].

### 3.13.3 - Biocompatibilidade de ligas a base de cobalto

Avaliações *in vitro* mostraram que a liga CoCrMo é muito menos tóxica do que cobalto ou níquel puro devido a sua excelente resistência à corrosão [88]. O sucesso clínico do uso desta liga para haste de substituição total do quadril em 1960 demonstrou que estas ligas são bem toleradas no organismo, entretanto, pacientes com dispositivos que possuem articulações de contato metal-metal ficam expostos à liberação de partículas devido ao desgaste em longos períodos de tempo. As partículas liberam cobalto e cromo no sangue, antes de serem excretados na urina [89].

### 3.13.4 - Propriedades mecânicas de ligas a base de cobalto

Enquanto a excelente resistência à corrosão de ligas a base de CoCr é oriunda da presença do cromo, as propriedades mecânicas superiores, quando comparadas com os aços inoxidáveis, são oriundas da natureza cristalográfica do cobalto. O módulo de elasticidade do cobalto puro é muito similar ao módulo do ferro e níquel, em torno de 210 GPa sob tração e 180 GPa sob compressão [39]. As resistências à fadiga e ao desgaste das ligas de cobalto são superiores às das ligas ferrosas devido às suas duas estruturas compactas, a hexagonal compacta (HC) e a cúbica de face centrada (CFC). O mecanismo de fortalecimento nestes materiais é a transformação parcial da fase sólida da matriz de CFC para HC em resposta à tensão estabelecida durante um trabalho a frio. A presença de duas estruturas cristalinas compactas, porém distintas, estabelece uma barreira para a movimentação das linhas de discordâncias e resultam em maior resistência para o material. Ainda, a presença de elementos como o cromo, tungstênio, molibdênio e a formação de carbonetos, contribui para uma elevada resistência à fadiga destas ligas [39]. O processo de fabricação contribui significativamente nas propriedades mecânicas, peças conformadas por trabalho a frio possuem maior resistência mecânica quando comparadas com peças obtidas por fundição. As ligas a base de CoCr, em geral, são difíceis de se usinar. O método selecionado para a produção de implantes de ligas a base de cobalto depende do parâmetro analisado entre custo e propriedade. Quando a propriedade mecânica gerada pelo processo de fundição for suficiente, este método terá prioridade, quando uma resistência mais elevada for desejada, processos de conformação serão selecionados [39], a tabela 13, apresenta as propriedades mecânicas das ligas a base de cobalto de acordo com o processo de fabricação.

**Tabela 13** – Propriedades mecânicas de ligas a base de cobalto de acordo com o processo de fabricação

Ligas	Módulo de elasticidade (GPa)	Limite de resistência à tração (MPa)	Limite de escoamento (MPa)	Alongamento (%)	Limite de Fadiga (MPa) (1 milhão de ciclos)
<b>F75/Fundido, recozido</b>	210	650 - 890	450 - 520	15	200 - 310
<b>F75 metalurgia do pó</b>	250	1280	840		725 - 950
<b>F799/Forjado</b>	210	1400 - 1590	900 - 1030	28	600 - 900
<b>F90/Recozido</b>	210	950 - 1220	450 - 650		NA
<b>F90/conformado a frio</b>	210	1900	1610		590
<b>F562/Forjado</b>	230	1210	960 - 1000		500
<b>F562/conformado a frio, envelhecido</b>	230	1800	1500	8	690 - 790
<b>F563/recozido</b>	230	600	280	50	
<b>F563/conformado a frio</b>	230	1000 - 1310	830 - 1170	12 - 18	
<b>F563/conformado a frio, envelhecido</b>	230	1590	1310		
<b>F1058 trefilado</b>	230	1860 - 2280	1240 - 1450		

Fonte: J. R. Davis, Handbook of Materials for Medical Devices, ASM, 2003.

### 3.13.5 - Fadiga

Em geral, os valores de resistência à fadiga de ligas a base de cobalto são maiores do que as dos aços inoxidáveis em processos de fabricação similares. Ainda, estas ligas apresentam menor sensibilidade ao entalhe em relação aos aços inoxidáveis e ligas de titânio [90]. É importante notar que os valores de resistência à fadiga apresentados em literaturas, corresponde a ensaios realizados ao ar, em contato com o organismo, a vizinhança em que o dispositivo se encontrará é muito mais nociva. Testes realizados em soluções que simulam o fluido corporal apresentaram valores menores de resistência à fadiga em relação aos valores de testes realizados ao ar [91]. Para implantes com mais de 20 anos no organismo, as ligas a base de cobalto são tão inseguras quanto os aços inoxidáveis [68].

Ligas CoCrMo forjadas são caras, o que limita sua porcentagem do mercado médico, em comparação com os aços inoxidáveis [44]. As ligas de cobalto possuem um módulo de Young muito maior do que o osso cortical [76], resultando em uma distribuição de energia desigual durante o caminhar e solicitações de carga. Esta distribuição não uniforme pode causar danos ao osso, implante ou aos tecidos no entorno. A combinação desta diferença do módulo de elasticidade, liberação de partículas e movimentação em uma interface é danosa e frequentemente acelera a falha em implantes. Ainda, a liberação de elementos destas ligas como o níquel, cromo e

cobalto é tóxica, podendo causar reações alérgicas sistêmicas no organismo, o que aumenta a inflamação [89].

Em resumo, as ligas a base de cobalto são, em geral, superiores aos aços inoxidáveis em termos de resistência à corrosão, à fadiga e ao desgaste. Suas propriedades as fazem adequadas para uma vasta gama de aplicações ortopédicas, incluindo qualquer um dos componentes metálicos de todas as substituições de articulações, como os dispositivos de fixação de fratura. Apesar de imperfeito, as ligas CoCrMo forjadas permanecem como um dos materiais metálicos para implantes mais populares para sistemas articulados.

### 3.14 - Ligas de titânio

O titânio é um elemento de baixa densidade (aproximadamente 60% da densidade do ferro e a metade da densidade do cobalto) que pode ser melhorado em termos de resistência mecânica através da adição de elementos de liga ou processos de conformação. Titânio puro sofre uma transformação alotrópica em aproximadamente 885°C, mudando a sua estrutura cristalina de hexagonal compacta (fase  $\alpha$ ) para cúbica de corpo centrado (fase  $\beta$ ). Baseado em sua microestrutura depois do processamento, as ligas de titânio são categorizadas em quatro classes: ligas  $\alpha$ , quase- $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\alpha+\beta$ . O módulo de elasticidade do titânio e suas ligas é aproximadamente metade do módulo do aço inoxidável e ligas de cobalto. Comparado com aços inoxidáveis e ligas de cromo-cobalto, o titânio é superior em termos de resistência específica (resistência/densidade), porém é inferior em propriedades tribológicas. O uso das ligas de titânio como biomateriais tem aumentado, devido ao seu baixo módulo de elasticidade, biocompatibilidade superior e elevada resistência à corrosão quando comparado com os aços inoxidáveis e ligas a base de cobalto. Estes atrativos levaram a introdução de titânio comercialmente puro e ligas  $\alpha+\beta$  Ti-6Al-4V, bem como o desenvolvimento mais recente de ligas  $\beta$  metaestáveis para aplicações biomédicas [39].

#### 3.14.1 - Microestrutura

Diferente dos aços inoxidáveis e das ligas a base de cobalto, em que o objetivo principal da adição de elementos de liga é melhorar a resistência à corrosão, para o titânio este procedimento visa melhorar as propriedades mecânicas, pois a matriz de titânio já possui uma excelente resistência à corrosão por si só. A temperatura de transformação entre as fases  $\alpha$  e  $\beta$  é sensivelmente influenciada pelos elementos de liga, que são classificados como estabilizadores das fases  $\alpha$  ou  $\beta$ , dependendo se aumentam ou diminuem a temperatura de transformação de fase [39].

Os elementos intersticiais oxigênio, nitrogênio e carbono são fortes estabilizadores da fase  $\alpha$ , os quais aumentam a temperatura de transformação com o aumento da concentração do soluto. Hidrogênio é um forte estabilizador da fase  $\beta$ , o qual abaixa a temperatura de transformação com o aumento da concentração do soluto.

A alta solubilidade de oxigênio e nitrogênio também faz do titânio, único entre os metais, porém, também cria problemas que não são comuns em outros metais, por exemplo, o aquecimento do titânio em ar a altas temperaturas resulta não só em oxidação, mas também em um endurecimento por solução sólida na superfície devido à difusão interna de oxigênio e nitrogênio. Esta superfície dura (conhecida como camada contaminada pelo ar) prejudica a resistência à fadiga e a ductilidade, desta forma, esta camada deve ser removida por usinagem ou algum outro processo [39].

Os elementos que formam solução sólida substitucional também são importantes no controle da microestrutura e propriedades das ligas de titânio. Alumínio é um forte estabilizador da fase  $\alpha$ . Outros estabilizadores desta fase são: boro, gálio, germânio e outros elementos raros na terra, mas suas solubilidades sólidas são bem menores, comparados com alumínio ou oxigênio e nenhum destes elementos são comumente utilizados como elementos de liga atualmente [92].

Existem muito mais elementos solubilizados no titânio  $\beta$  do que no  $\alpha$ , elementos estabilizadores da fase  $\beta$  são preferidos como adições porque não formam componentes intermetálicos, e também, o titânio não forma componentes intermetálicos com eles. Sistemas eutetóides são formados com vanádio, molibdênio, nióbio, cromo, ferro, cobre, níquel, paládio, cobalto, manganês e outros metais de transição. Eles são comumente adicionados às ligas em combinação com um ou mais elementos para estabilizar a fase  $\beta$  e prevenir ou minimizar a formação de componentes intermetálicos que podem ocorrer em elevadas temperaturas durante o processamento termomecânico, tratamento térmico ou serviço [39]. Os elementos estabilizadores da fase  $\beta$  mais utilizados são: vanádio, molibdênio, nióbio, cromo, ferro e silício. O ferro, cromo e outros formadores de componentes são, as vezes, utilizados em ligas  $\alpha+\beta$  ou  $\beta$  pois são fortes estabilizadores que podem melhorar a dureza e responder a tratamentos térmicos. Níquel, molibdênio, paládio ou rutênio podem melhorar a resistência à corrosão do titânio não ligado [39]. Alumina, estanho e zircônio são comumente usados juntos nas ligas  $\alpha$  e quase- $\alpha$ . Em ligas  $\alpha+\beta$ , estes elementos são distribuídos aproximadamente igualmente entre as fases  $\alpha$  e  $\beta$ . Quase todas as ligas de titânio comerciais contêm um ou mais destes três elementos, pois são solúveis em ambas as fases e, particularmente, melhoram a resistência à fluência na fase  $\alpha$  [39].

### 3.14.2 - Classificação do titânio e suas ligas

Titânio não ligado é primeiramente baseado na quantidade de oxigênio e ferro. As grades de alta pureza (baixo conteúdo intersticial) são piores em termos de resistência mecânica, dureza e temperatura de transformação do que aqueles com maior conteúdo intersticial, porém são mais deformáveis. Como mencionado anteriormente, as ligas de titânio são subdivididas em quatro grupos:  $\alpha$ , quase- $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\alpha+\beta$ , conforme tabela 14. A liga  $\alpha+\beta$  Ti-6Al-4V é a mais utilizada, representando aproximadamente 45% da produção total de titânio. As grades não ligadas (sem elementos de liga) correspondem aproximadamente 30% da produção e todas as outras formas combinadas, o restante, 25%. Em termos de aplicações biomédicas, Ti-6Al-4V e os titânio comercialmente

puros, são, também, os materiais mais utilizados, apesar de que na última década houve um aumento no uso das ligas de titânio com fase  $\beta$  para aplicações em implantes cirúrgicos [39].

**Tabela 14** – Normas do titânio e suas ligas usadas em implantes médicos

<b>Categoria</b>	<b>ASTM</b>	<b>UNS</b>	<b>Materiais</b>
<b>Microestrutura <math>\alpha</math></b>	F67	R50250	Ti-cp grau 1
		R50400	Ti-cp grau 2
		R50550	Ti-cp grau 3
		R50700	Ti-cp grau 4
<b>Microestrutura <math>\alpha + \beta</math></b>	F136	R56401	Ti-6Al-4V (normatizado)
	F1472	R56400	Ti-6Al-4V (normatizado)
	F1295	R56700	Ti-6Al-7Nb (não normatizado)
	F2146	R56320	Ti-3Al-2.5V (não normatizado)
<b>Microestrutura <math>\beta</math></b>	F1713		Ti-13Nb-13Zr
	F1813	R58120	Ti-12Mo-6Zr-2Fe
	F2066	R58150	Ti-15Mo

Fonte: J. R. Davis, Handbook of Materials for Medical Devices, ASM, 2003.

### 3.14.3 - Biocompatibilidade de elementos de liga usados em ligas de titânio

Entre a longa lista de elementos de liga das ligas de titânio, o vanádio, alumínio, nióbio, zircônio, molibdênio, ferro e tântalo são os mais importantes para implantes médicos [39].

#### 3.14.3.1 - Titânio

O titânio não é encontrado no corpo humano e não possui nenhuma função biológica essencial ao organismo [93]. Ainda, não é demasiadamente tóxico, mesmo em doses consideráveis. Quando quantidades de até 0,8 mg de titânio é ingerida, o titânio é excretado sem ser digerido ou absorvido [94]. Implantes de titânio não são rejeitados pelo organismo e geralmente fazem boas conexões físicas com o osso adjacente. Testes *in vitro* mostraram que o titânio pode inibir a diferenciação osteogênica de células mesenquimais [95] e causar alterações genéticas em tecidos conectivos [96]. As partículas de titânio também possuem efeitos biológicos em células sanguíneas brancas conforme testes realizados *in vivo* [97].

### 3.14.3.2 - Vanádio

A função biológica do vanádio no organismo não está bem definida. Testes em animais mostraram que a exposição via oral ou a inalação de vanádio ou componentes de vanádio resultam em propriedades cancerígenas e vários efeitos adversos no sistema respiratório, parâmetros sanguíneos, fígado, sistema neurológico e outros órgãos. Existem poucos trabalhos sobre a toxicidade do vanádio como elemento de liga em implantes de titânio [98].

### 3.14.3.3 - Alumínio

O alumínio é um elemento naturalmente abundante, sua função no corpo humano é pouco conhecida. Apesar de sua toxicidade aguda se dar somente em doses altas, estudos sobre a toxicidade crônica do alumínio, especialmente relacionado com problemas neurológicos têm aumentado recentemente, devido ao seu uso em instrumentos de cozinha [99]. Este elemento é o maior candidato em muitas doenças, competindo com o cálcio pela absorção, grandes quantidades de alumínio podem contribuir para a redução da mineralização esquelética, observada em crianças. Alumínio também está associado com a função alterada da barreira sangue-cérebro e neurotoxicidade [100]. Como os outros metais, a toxicidade do alumínio é um problema em pessoas com doenças renais [101]. Existem estudos que sugerem que a alta exposição ao alumínio pode aumentar o risco de câncer de mama e outras condições neurológicas, como a doença de Alzheimer [102].

### 3.14.3.4 - Nióbio

O nióbio também é um elemento pouco conhecido em termos de função biológica no organismo, alguns componentes que contêm nióbio são tóxicos, incluindo sais e cloretos de nióbio, dois componentes solúveis em água [103]. Um estudo recente sugeriu que o nióbio pode ser um dos íons metálicos mais tóxicos, junto com cobalto, testados pela sua habilidade de induzir dano ao DNA e causar morte celular [104].

## 3.14.4 - Biocompatibilidade das ligas de titânio

Em comparação com os aços inoxidáveis e ligas a base de cobalto, as ligas de titânio têm provado ser superiores em termos de biocompatibilidade devido à sua excelente resistência à corrosão [105]. A primeira geração das ligas de titânio, representada pela liga Ti-6Al-4V, tem sido reportada por causar reações alérgicas ao corpo humano [106]. A segunda geração de ligas de titânio (fase  $\beta$ ) vem sendo desenvolvidas e investigadas com grande interesse. Alguns elementos estabilizadores da fase  $\beta$ , como o molibdênio, tântalo e zircônio são usados como elementos de liga e considerados relativamente seguros quando comparados com vanádio e alumínio [107].

### 3.14.5 - Microestrutura e propriedades mecânicas gerais

#### 3.14.5.1 - Ligas de titânio de fase $\alpha$

As propriedades mecânicas das ligas de titânio, com exceção do módulo de elasticidade, são sensivelmente afetadas por sua composição. O titânio comercialmente puro (98,9 - 99,6% Ti), o qual é essencialmente todo composto pela fase  $\alpha$  com relativa baixa resistência mecânica e elevada ductilidade, o limite de resistência à tração varia de 240 a 550 MPa, já o limite de escoamento varia de 170 a 480 MPa, como um resultado das variações do nível de impureza intersticial. Oxigênio e ferro são as variações primárias nas grades de titânio comercialmente puro, com a resistência mecânica crescente de acordo com o aumento da concentração de elementos da composição. Similarmente, a resistência à fadiga também é melhorada com níveis maiores de oxigênio. Com 0,085% de oxigênio (grau 1), o limite de fadiga ( $10^7$  ciclos) é aproximadamente 88 MPa, enquanto que com 0,27% de oxigênio (grau 2), o limite de fadiga aumenta para aproximadamente 215 MPa [39].

Ligas de fase  $\alpha$  que contêm pequenas adições de elementos estabilizadores de fase  $\beta$ , classificadas como quase- $\alpha$ , se comportam mais como titânio comercialmente puro do que ligas  $\alpha+\beta$ . Até o momento as ligas de fase  $\alpha$  e quase- $\alpha$  não encontraram aplicações em implantes médicos. Sua utilidade para dispositivos médicos tem sido limitada pela sua baixa resistência mecânica em condições ambientes quando comparadas com as ligas  $\alpha+\beta$  ou  $\beta$ . Para aplicações em que não se imprime muita solicitação de carga, principalmente por flexão, o titânio comercialmente puro é preferido [108].

#### 3.14.5.2 - Ligas de titânio de fase $\alpha+\beta$

Em contraste com as ligas de titânio de fase  $\alpha$  (incluindo quase- $\alpha$ ), as ligas de fase  $\alpha+\beta$  podem ser reforçadas em termos de resistência mecânica através dos tratamentos de solubilização e envelhecimento. A microestrutura final é principalmente determinada pela composição da liga, temperatura de solubilização, taxa de resfriamento e tamanho de seção. A microestrutura pode ser significativamente variada pelas subseqüentes condições do tratamento de envelhecimento, normalmente entre 480 e 650°C para precipitar a fase  $\alpha$  e produzir uma mistura fina de microestrutura  $\alpha$  e  $\beta$ . A dinâmica e cinética de transformação da microestrutura nestas ligas são, geralmente, bastante complexas [108].

Os tratamentos de solubilização e envelhecimento podem melhorar a resistência mecânica das ligas  $\alpha+\beta$  de 30 a 50%, enquanto seu módulo de elasticidade permanece em um nível similar. A resistência à fadiga destas ligas também pode ser melhorada por esses tratamentos, resultando em um valor maior que do aço inoxidável 316L e comparável com o das ligas a base de cobalto [63]. Existem quatro tipos de ligas  $\alpha+\beta$  normatizadas pela ASTM usadas em dispositivos médicos, dois tipos da liga Ti-6Al-4V, que são as ligas de titânio mais aplicadas. Ti-6Al-7Nb e Ti-5Al-2.5Fe são

metalurgicamente similares à liga Ti-6Al-4V, exceto pela ausência do vanádio, que tem sido reportado como tóxico e causador de efeitos adversos aos tecidos [39].

#### 3.14.5.3 - Ligas de titânio de fase $\beta$

As ligas de titânio de fase  $\beta$  são descritas, com frequência, como a segunda geração de biomateriais de titânio. Estas ligas, geralmente, tem um módulo de elasticidade próximo ao do osso em relação a outras ligas metálicas [109].

A fase  $\beta$  pode ser completamente retida à temperatura ambiente com um resfriamento suficientemente rápido, seguido de um tratamento de solubilização. Nestas condições, estas ligas possuem excelente conformabilidade [108]. Se uma maior resistência mecânica for desejada, um tratamento de envelhecimento entre 450 e 650°C pode ser realizado a fim de precipitar finas partículas de fase  $\alpha$  que se distribuem pela matriz  $\beta$  [108]. Em comparação com as ligas  $\alpha+\beta$ , as ligas de fase  $\beta$  que passaram pelo tratamento de envelhecimento, geralmente apresentam melhores propriedades como o limite de resistência à tração, limite de escoamento, resistência à fadiga e tenacidade à fratura, porém demonstram uma densidade maior e menor ductilidade [39]. As ligas de fase  $\beta$  são metaestáveis, não somente porque a fase  $\beta$  pode transformar-se parcialmente em fase  $\alpha$  ou outras fases devido a um aquecimento a temperaturas elevadas, mas também porque um trabalho a frio a temperatura ambiente pode induzir a uma transformação martensítica [108].

As principais vantagens das ligas de fase  $\beta$  incluem baixo módulo de elasticidade, boa resistência à corrosão e boa biocompatibilidade, quando comparadas com a liga Ti-6Al-4V e outras ligas  $\alpha+\beta$ . Estas ligas são livres de vanádio, com os principais elementos de liga sendo o nióbio, zircônio, molibdênio, tântalo e ferro. O sistema Ti-Nb-Zr-Ta (ligas TNZT) possui o menor módulo de elasticidade entre todas as ligas metálicas desenvolvidas para implantes [110].

Comparando-se as ligas  $\alpha+\beta$  e  $\beta$  com os aços inoxidáveis e com as ligas a base de cobalto, os valores de limite de resistência à tração e limite de escoamento das ligas  $\alpha+\beta$  e  $\beta$  são comparáveis aos valores do aço 316L, porém um pouco menores que os das ligas a base de cobalto, conforme tabela 15. Uma comparação da resistência à fadiga evidencia que as ligas  $\alpha+\beta$  possuem valores maiores que o aço 316L e valores similares aos das ligas a base de cobalto, já as ligas de fase  $\beta$ , possuem menor resistência à fadiga em relação às ligas de cobalto, um outro ponto a se observar é a baixa resistência ao desgaste destas ligas de fase  $\beta$  [39].

**Tabela 15** – Propriedades mecânicas do titânio e suas ligas desenvolvidas para implantes

<b>Materiais</b>	<b>Módulo de elasticidade (GPa)</b>	<b>Limite de escoamento (MPa)</b>	<b>Limite de resistência à tração (MPa)</b>	<b>Alongamento (%)</b>
<b>Microestrutura <math>\alpha</math></b>				
Ti-cp grau 1	115	170	240	24
Ti-cp grau 2	115	280	340	20
Ti-cp grau 3	115	380	450	18
Ti-cp grau 4	115	480	550	15
<b>Microestrutura <math>\alpha+\beta</math></b>				
Ti-6Al-4V	110	860	930	10-15
Ti-6Al-7Nb	105	795	860	10
Ti-5Al-2.5Fe	110	820	900	6
Ti-3Al-2.5Fe	100	585	690	15
<b>Microestrutura <math>\beta</math></b>				
Ti-13Nb-13Zr	79-84	840-910	970-1040	10-16
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	74-85	1000-1060	1060-1100	18-22
Ti-15Mo	78	655	800	22
Ti-15Mo-5Zr-3Al	75-88	870-970	880-980	17-20
Ti-16Nb-10Hf	81	730-740	850	10
Ti-(10-80)Nb	65-93	760-930	900-1030	
Ti-35.5Nb-7.3Zr-5.7Ta	55-66	800	830	20
Ti-(70-80)Ta	80-100	350-600	600-650	10-25
Ti-Ta-Nb/Nb/Sn	40-100	400-900	700-1000	17-26
Ti-Zr-Nb-Ta	46-58	-	650-1000	5-15
<b>Aços inoxidáveis e ligas a base de Co</b>				
316L	200	200-700	500-1350	10-40
Ligas de Co	240	500-1500	900-1800	10-50

Fonte: J. R. Davis, Handbook of Materials for Medical Devices, ASM, 2003.

### 3.14.6 - Fadiga

As propriedades de fadiga não são somente influenciadas pela microestrutura (tamanho de grão, presença de fases  $\alpha$  ou  $\beta$ , partículas de segunda fase), mas também são extremamente sensíveis às condições da superfície do produto final. Os valores de resistência à fadiga das ligas de titânio de fase  $\alpha+\beta$  e  $\beta$  são reduzidos em torno de 40% em materiais em que a superfície não possui uma rugosidade satisfatoriamente baixa [39]. Para aplicações biomédicas, superfícies com elevada rugosidade são consideradas para avaliar o desempenho de implantes para o quadril, uma vez que a haste raramente tem uma superfície lisa, sendo frequentemente estruturadas com revestimentos porosos

que induzem locais com concentradores de tensão [39]. Hastes com revestimentos porosos para implantes em quadril demonstram uma ampla redução no limite de fadiga quando comparada com a mesma liga em condições de baixa rugosidade [111].

As ligas de fase  $\beta$  podem ter a sua resistência à fadiga melhorada por dois métodos, adicionando partículas como  $Y_2O_3$ ,  $SiO_2$  e  $ZrO_2$  que limitam a movimentação das linhas de discordância [112] ou então precipitando pequenas quantidades de fase  $\omega$  através do tratamento de envelhecimento a baixas temperaturas por um curto período de tempo. Entretanto, deve-se ter cuidado, pois grandes quantidades de fase  $\omega$  podem fragilizar o material e ainda podem aumentar o módulo de elasticidade [113], a tabela 16 apresenta valores de ensaios de fadiga, comparando os materiais. A relação limite de fadiga / limite de escoamento representa a importância maior de um carregamento cíclico em relação a um carregamento estático como parâmetro de falha.

**Tabela 16** – Limite de fadiga de ligas de titânio usadas em implantes

Liga	Frequência (Hz)	Limite de fadiga (MPa) (10 milhões de ciclos)	Limite de fadiga/limite de escoamento
<b>Microestrutura <math>\alpha</math></b>			
Ti-cp grau 1	100	88	0.5
Ti-cp grau 2	100	215	0.8
Ti-cp grau 3 e 4	100	430	0.6
<b>Microestrutura <math>\alpha+\beta</math></b>			
Ti-6Al-4V	292	500	0.6
Ti-6Al-7Nb	100	500-600	0.7
Ti-5Al-2.5Fe	100	580	0.8
Ti-15Mo-5Zr-3Al	100	560-640	0.5
<b>Microestrutura <math>\beta</math></b>			
Ti-13Nb-13Zr	60	500	0.6
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	67	525	0.5
Ti-35.5Nb-7.3Zr-5.7Ta	60	265	0.5
<b>Aço inoxidável e ligas a base de Co</b>			
316L	120	300	0.5
CoCrMo (fundido)	100	200-300	0.5-0.6
CoCrMo (forjado)	20-100	400-500	0.5-0.6

Fonte: J. R. Davis, Handbook of Materials for Medical Devices, ASM, 2003.

A tabela 17 exemplifica as vantagens e desvantagens em termos de aplicações médicas dos materiais de titânio e suas ligas.

**Tabela 17** – Comparação das ligas de titânio de fase  $\alpha$ , quase- $\alpha$ ,  $\alpha+\beta$  e  $\beta$ 

Ti/Ligas	Vantagens	Desvantagens	Aplicações médicas
Ti-cp	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Excelente resistência à corrosão</li> <li>2. Excelente biocompatibilidade</li> <li>3. Boa soldabilidade</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Não pode ser significativamente fortalecido por tratamento térmico</li> <li>2. Baixa conformabilidade</li> <li>3. Baixa resistência mecânica à temperatura ambiente</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Marcapasso</li> <li>2. Implantes odontológicos</li> <li>3. Implantes maxilo-facial e crânio-facial</li> </ol>
Microestrutura $\alpha$ ou quase - $\alpha$	Similar ao Ti-cp	Similar ao Ti-cp	Sem aplicações médicas
Microestrutura $\alpha+\beta$	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Pode ser fortalecido por tratamento térmico</li> </ol>		<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Substituição total de articulações</li> <li>2. Hastes femorais</li> <li>3. Chapas de fixação de fraturas</li> <li>4. Componentes espinhais</li> <li>5. Pinos, parafusos e fios</li> </ol>
Microestrutura $\beta$	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Elevada dureza</li> <li>2. Boa ductilidade e tenacidade, excelente conformabilidade</li> <li>3. Boa tenacidade à fratura</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Alta densidade</li> <li>2. Baixa ductilidade em estado envelhecido</li> <li>3. Baixa resistência ao desgaste</li> </ol>	

Fonte: G. Lutjering, J.C. Williams, Titanium, Springer, 2007.

### 3.14.7 - Resistência ao desgaste

Alguns testes de simulações realizadas em articulações do quadril mostraram que a taxa de desgaste entre o contato de polímeros de ultra alto peso molecular (UHMWPE) e a liga Ti-6Al-4V são 35% maiores do que o contato entre esses polímeros e a liga de Co-Cr, sugerindo que esta alta taxa de desgaste na liga de titânio se deve à instabilidade mecânica da camada de óxido [114]. Foi proposto que a camada de óxido passiva superficial de ligas de titânio pode ser quebrada pela aplicação de tensões externas. O dano na camada pode não ser capaz de se regenerar (nova formação da camada) imediatamente, levando à perda de material da liga localmente por corrosão [114].

O desgaste em materiais para próteses de articulações é um fator chave que afeta a longevidade do serviço do dispositivo. A incidência de dores e perdas de próteses tem sido atribuída à liberação de partículas poliméricas, cerâmicas e metálicas [114].

Algumas modificações superficiais são aplicadas para aumentar a resistência ao desgaste das ligas de titânio, como tratamentos termoquímicos (nitretação), revestimento por deposição física a vapor (TiN, TiC) e implantação iônica, sendo este último, o método mais empregado para melhorar a resistência ao desgaste de ligas de titânio [114].

As ligas de titânio produzem reações adversas em tecidos devido ao desgaste causado pelo atrito de partes móveis. Estas ligas apresentam uma relativa baixa resistência ao desgaste em situações de articulações, quando comparadas com as ligas a base de cobalto [27]. Enquanto as ligas  $\alpha+\beta$  são superiores em termos de limite de resistência à tração, elas possuem uma relativa baixa ductilidade devido à estrutura hexagonal compacta da fase  $\alpha$ . Já a estrutura cúbica de corpo centrado das ligas de titânio de fase  $\beta$  possui uma boa ductilidade, porém sua resistência mecânica e à fadiga são comprometidas quando comparadas com as ligas  $\alpha+\beta$ .

Análises por elementos finitos mostraram que a tensão por flexão máxima no “pescoço” das próteses de quadril é de aproximadamente 350 MPa [68], desta forma, o baixo desempenho de ligas de titânio de fase  $\alpha+\beta$  quando solicitadas por flexão é responsável por falhas prematuras neste locais em próteses para o quadril [68].

Uma liga de titânio satisfatória, que apresente excelente resistência à fadiga por flexão e excelente resistência ao desgaste, ainda está a ser desenvolvida.

O uso das ligas de titânio como biomaterial para implante tem aumentado nas últimas duas décadas devido ao seu menor módulo de elasticidade, elevada resistência à corrosão e melhor biocompatibilidade quando comparadas com os aços inoxidáveis e ligas a base de cobalto. Comparando-se a segunda geração de ligas de titânio (fase  $\beta$ ) com as ligas  $\alpha+\beta$  e titânio comercialmente puro, a ligas de fase  $\beta$  possuem um módulo de elasticidade reduzido e melhor resistência à fadiga. Entretanto, a baixa resistência às solicitações por flexão das ligas  $\alpha+\beta$  e a resistência ao desgaste comprometida das ligas de fase  $\beta$  tem dificultado suas aplicações como materiais para implantes em substituições artificiais de articulações.

### 3.15 - Terceira geração de biomateriais

O desenvolvimento de biomateriais tem experimentado três gerações distintas, conforme tabela 18, agrupando três níveis de requerimentos clínicos. Nos estágios iniciais, as aplicações de biomateriais eram realizadas de tal forma que o tecido em reparação não sofresse prejuízo de qualquer forma na presença do material hospedeiro. Para atender a esse critério, biomateriais virtualmente inertes foram projetados e selecionados como materiais para implantes, os exemplos incluem ligas a base de cobalto,  $Al_2O_3$  e poliuretano estável, que são, tipicamente, a primeira geração de biomateriais. A perda de implantes feitos destes materiais levaram os cientistas a procurar materiais mais complexos com superfícies bioativas que poderiam se ligar com o tecido adjacente, estes materiais com superfície bioativa formam a chamada segunda geração de biomateriais, representados por ligas de titânio, hidroxiapatita e fosfatos de cálcio. Entretanto, a longevidade limitada da primeira e segunda geração de biomateriais, bem como a baixa probabilidade de resolver este problema usando estes mesmo materiais, levaram os cientistas a adotarem uma nova estratégia de engenharia tecidual e regeneração. Os biomateriais estão agora, buscando uma estrutura temporária, que os permite degradação e integração do tecido nativo com o implante e eventualmente, substituí-lo pós-degradação. Os biomateriais degradáveis compreendem, portanto, a terceira geração de biomateriais, como as ligas de magnésio, biovidro degradável e polímeros degradáveis [14].

**Tabela 18** – As três gerações dos biomateriais

Geração	Bioatividade	Vantagens clínicas	Exemplos
Primeira	Biologicamente inerte	Sem prejuízo aos tecidos	Ligas a base de Co $Al_2O_3$ Poliuretano
Segunda	Erosão superficial	Integração tecidual	Ligas de titânio Hidroxiapatita Cálcio Fosfato Vidros Bioativos
Terceira	Biodegradável	Regeneração tecidual	Ligas de magnésio Biovidro degradável Polímeros degradáveis

Fonte: B. Zberg, P. J. Uggowitzer, J. F. Loeffler, Nat. Materials, 2009.

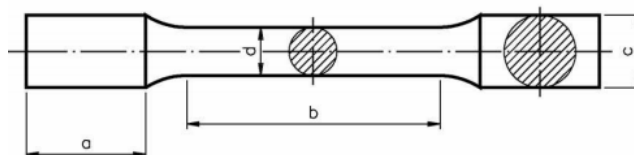
## 4 - MATERIAIS E MÉTODOS

Os materiais metálicos selecionados para análise experimental neste trabalho abrangem representantes das principais classes de materiais que atualmente vem sendo empregados na indústria médica, seja como implantes ou como ferramentas de uso médico.

### 4.1 - Materiais Empregados

Os materiais utilizados nas análises das propriedades mecânicas foram dois aços inoxidáveis martensíticos, dois tipos de titânio comercialmente puro, uma liga de titânio e uma liga a base de cobalto, fornecidos pela Bionnovation Biomedical.

As amostras foram usinadas nas dimensões conforme norma ASTM E8/E8M, como mostra a tabela 19. A norma define também, os métodos utilizados em ensaios de tração de materiais metálicos. Os corpos de prova possuem formato cilíndrico, com o comprimento útil equivalente a quatro vezes o diâmetro (E8), sendo o espécime cinco, com as menores dimensões possíveis permitidas pela norma.



**Figura 1** – Representação esquemática do corpo de prova de formato cilíndrico

**Tabela 19** – Dimensões das amostras conforme ASTM E8

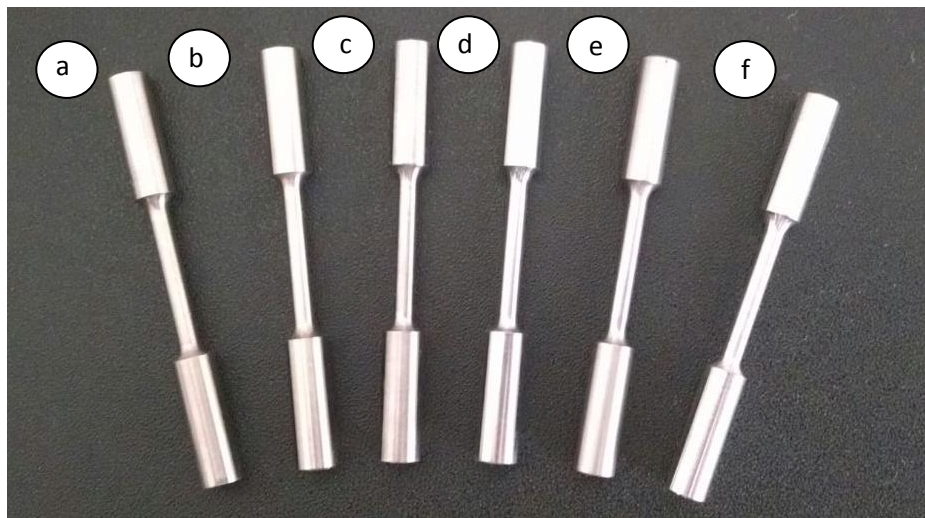
Espécime 5 / $b = 4xd$ , ASTM E8	
Partes	Dimensões (mm)
b - Comprimento útil	10
d - Diâmetro útil	2,5
Raio de concordância	2
Comprimento total da seção reduzida	16

Fonte – ASTM E8/E8M

As especificações dos materiais utilizados para análise bem como as normas ASTM em que estes se enquadram são:

- (a) - Titânio comercialmente puro grau 2 (Ti-cp G2), com estrutura hexagonal compacta (fase  $\alpha$ ), forjado, usinado e polido. Normatizado pela ASTM F67.
- (b) - Titânio comercialmente puro grau 4 (Ti-cp G4), com estrutura hexagonal compacta (fase  $\alpha$ ), forjado, usinado e polido. Normatizado pela ASTM F67.

- (c) - Liga de titânio Ti-6Al-4V, com estrutura parcialmente hexagonal compacta e parcialmente cúbica de corpo centrado (fases  $\alpha+\beta$ ), forjada, usinada e polida. Normatizada pela ASTM F136 .
- (d) - Aço inoxidável UNS S42010 TrimRite®, com estrutura tetragonal de corpo centrado (martensita), forjado, usinado e polido. Normatizado pela ASTM F899.
- (e) - Aço inoxidável 455 XM-16, com estrutura tetragonal de corpo centrado (martensita), forjado, usinado e polido. Normatizado pela ASTM F899.
- (f) - Liga a base de cobalto Co-28Cr-6Mo, com estrutura parcialmente hexagonal compacta e parcialmente cúbica de face centrada, fundida, usinada e polida. Normatizada pela ASTM F75.



**Figura 2** – Foto das amostras, (a) Ti-cp grau 2, (b) Ti-cp grau 4, (c) Liga Ti-6Al-4V, (d) Aço inoxidável UNS S42010 TrimRite®, (e) Aço inoxidável 455 XM-16 e (f) Liga Co-28Cr-6Mo.

## 4.2 - Métodos aplicados

Propriedades mecânicas foram avaliadas de acordo com a disponibilidade de equipamentos de ensaio e dos materiais a se elaborar as amostras com dimensões normatizadas, uma vez que se trata de materiais nobres, desta forma, foram realizados testes de composição química, ensaios de tração e de microdureza-Vickers.

No ensaio de tração é possível avaliar o limite de resistência à tração, limite de escoamento, módulo de elasticidade e ductilidade.

Já o ensaio de microdureza-Vickers é possível avaliar a dureza dos diferentes tipos de materiais, gerando indicativos em termos de resistência ao desgaste de acordo com a capacidade do material em resistir à penetração.

### 4.2.1 – Testes de composição química

A composição química foi avaliada por meio da espectroscopia por fluorescência de raios-X com uso de um analisador Olympus Delta Innov-X. A caracterização química com tal método se baseia na investigação das interações entre partículas e matéria, analisando os raios-X emitidos pela matéria em resposta à incidência de partículas carregadas. O princípio fundamental envolvido na caracterização se deve a uma estrutura atômica única que cada elemento possui, de modo que os raios-X emitidos são característicos de uma determinada estrutura atômica conhecida, identificando assim o elemento.

### 4.2.2 - Ensaios de tração

Os ensaios de tração foram realizados no Laboratório de Tribologia e Compósitos da Universidade de São Paulo (USP) em São Carlos, com uso do equipamento Bionix Servohydraulic Test System da MTS Systems Corporation.

**Tabela 20** – Especificações do equipamento de ensaio de tração

<b>Parâmetro</b>	<b>Especificação</b>
Modelo	370.02
Largura máxima de teste	460 mm
Comprimento máximo de teste	827 mm
Capacidade de carregamento	25 kN
Capacidade de força do atuador	15 kN
Vazão do atuador	57 lpm
Data de fabricação	11/2011

Fonte – Bionix MTS 370.02 manual



**Figura 3** – Foto do equipamento de ensaio de tração Bionix MTS



**Figura 4** – Foto da fixação do corpo de prova no equipamento de ensaio de tração Bionix MTS



**Figura 5** – Foto das amostras da liga Ti-6Al-4V após o rompimento

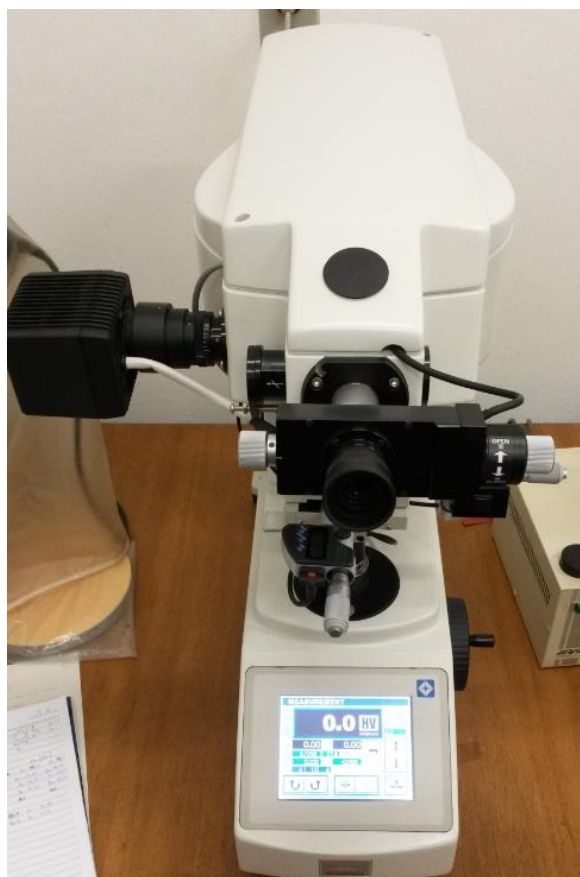
#### 4.2.2.1 - Procedimentos de ensaio

Os ensaios foram realizados de acordo com a norma ASTM E8/E8M. O software foi ajustado com uma taxa de deformação adequada e configurado conforme a área da seção reduzida. Foram utilizados dois corpos de prova de cada tipo de material para os ensaios até atingirem seu rompimento. O deslocamento e a força do atuador foram resetados em cada início de teste para uma captação adequada da tensão e deformação. A frequência utilizada foi de 6 pontos captados por segundo e as amostras foram tracionadas a uma velocidade média de deformação de 0,03 mm/s ou 1,8 mm/min.

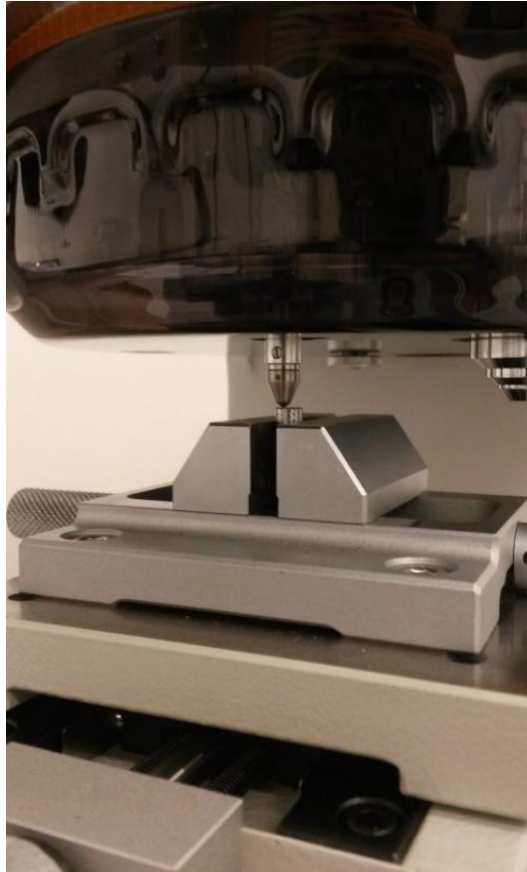
Conforme a amostra era tracionada o software registrava o gráfico de tensão versus deformação e após o rompimento, os valores das seguintes propriedades mecânicas foram fornecidos: limite de resistência à tração, limite de escoamento, módulo de elasticidade e alongamento percentual.

#### 4.2.3 - Ensaio de dureza

Os ensaios de microdureza-Vickers foram realizados no Laboratório de Materiais da Faculdade de Engenharia da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” em Bauru, com uso do equipamento MicroWizhard Micro-Vickers Hardness HM , equipado com identador de diamante sintético, carga aplicada de 300 g, ampliação com lentes objetivas de 50x e espaçamento entre identificações de no mínimo 100  $\mu\text{m}$ .



**Figura 6** – Equipamento de ensaio de microdureza-Vickers da Mitutoyo



**Figura 7** – Foto do momento da indentação do equipamento na amostra



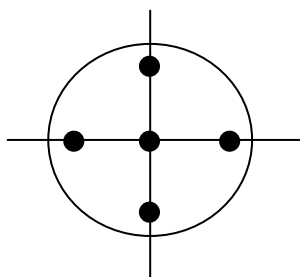
**Figura 8** – Foto das amostras de Ti-6Al-4V utilizadas nos ensaios de dureza

#### 4.2.3.1 - Procedimentos de ensaio

Os ensaios foram realizados de acordo com a norma ASTM E384, a carga foi selecionada em 300 gf e o tempo de indentação configurado conforme a norma.

Foram realizadas cinco indentações em cada amostra em locais específicos para abranger grande parte da superfície, conforme Figura 9. Foram utilizados três corpos de prova para cada tipo de material, as mesmas amostras dos ensaios de tração. As amostras foram cortadas para realizar a medição da dureza não apenas na superfície acabada do material como também no em partes interiores, conforme Figura 8. O deslocamento foi resetado em cada início de teste.

Após a indentação, as diagonais eram ajustadas na marca da penetração piramidal deixada na amostra, por meio da lente objetiva com ampliação de 50x, para a medição das mesmas. Os valores das diagonais foram inseridos no software da máquina, o qual fornecia o valor da dureza na escala Vickers.



**Figura 9** – Representação esquemática dos locais das indentações na superfície das amostras

## 5 - RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados obtidos por meio dos testes de composição química, ensaios de tração e de microdureza Vickers estão apresentados de forma ilustrativa nas Figuras 10 a 19 e tabulados numericamente nas tabelas 21 a 34.

### 5.1 – Testes de composição química

Os resultados das análises químicas por meio da espectroscopia por fluorescência de raios-X estão expostos nas tabelas 21 a 26.

**Tabela 21** – Composição química do Ti-cp grau 2

Elemento	Ti
% em peso	100
Variação +/-	1,25

**Tabela 22** – Composição química do Ti-cp grau 4

Elemento	Ti
% em peso	100
Variação +/-	1,37

**Tabela 23** – Composição química da liga Ti-6Al-4V

Elemento	Al	V	Ti
% em peso	5,49	4,62	89,88
Variação +/-	0,42	0,39	0,55

**Tabela 24** – Composição química do aço inoxidável UNS S42010

Elemento	Cr	Ni	Mn	Mo	Ti	Si	Fe
% em peso	13,8	0,8	0,47	0,48	0,31	0,42	83,71
Variação +/-	0,26	0,11	0,15	0,02	0,1	0,08	0,32

**Tabela 25** – Composição química do aço inoxidável 455 XM-16

Elemento	Cr	Ni	Mn	Cu	Mo	Si	S	Fe
% em peso	17,19	7,28	1,4	0,49	0,43	0,41	0,41	70,39
Variação +/-	0,29	0,31	0,16	0,08	0,02	0,07	0,05	0,41

**Tabela 26** – Composição química da liga Co-28Cr-6Mo

<b>Elemento</b>	<b>Cr</b>	<b>Mn</b>	<b>Fe</b>	<b>Mo</b>	<b>Ti</b>	<b>Si</b>	<b>P</b>	<b>Co</b>
<b>% em peso</b>	28,24	0,49	0,41	5,03	0,3	0,38	0,14	65,01
<b>Varição +/-</b>	0,39	0,14	0,1	0,08	0,1	0,08	0,03	0,42

As composições químicas revelam que os materiais ensaiados correspondem de forma precisa a cada tipo mencionado, os quais foram disponibilizados para as análises das propriedades mecânicas.

Nota-se entre os aços inoxidáveis que o aço UNS S42010 possui uma concentração relativamente menor de cromo e uma concentração muito menor de níquel em relação ao aço 455 XM-16, o que pode resultar em uma menor toxicidade em termos de níquel no material quando em contato com pessoas que apresentam hipersensibilidade a este elemento, lembrando que se trata de um material designado a instrumentos e aparatos cirúrgicos e não a implantes.

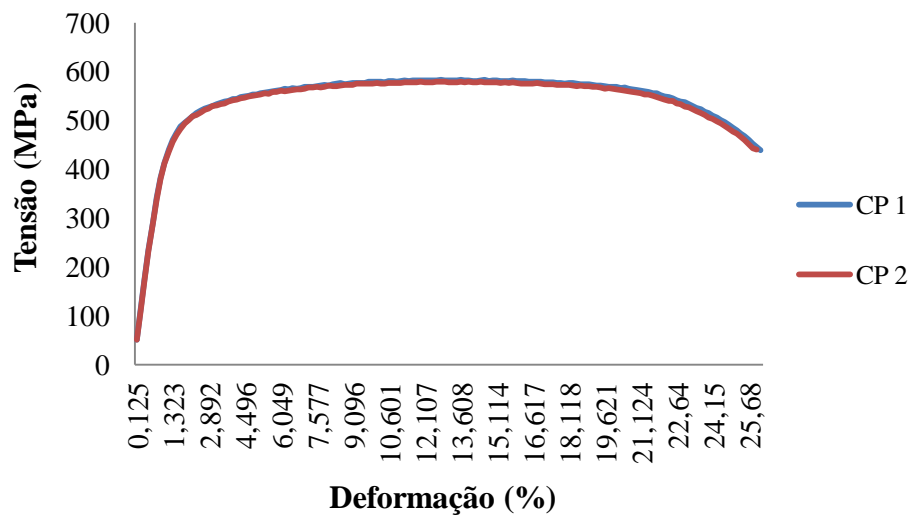
A composição química da liga a base de cobalto revela a alta concentração do elemento cromo na liga, indicando a responsabilidade deste elemento para conceder boa resistência à corrosão na liga através da formação do filme de óxido de cromo na superfície.

Níveis de impurezas não foram detectados, principalmente em relação aos titânios comercialmente puro, em que os níveis são em torno de 1% de impurezas, sendo o restante composto por titânio.

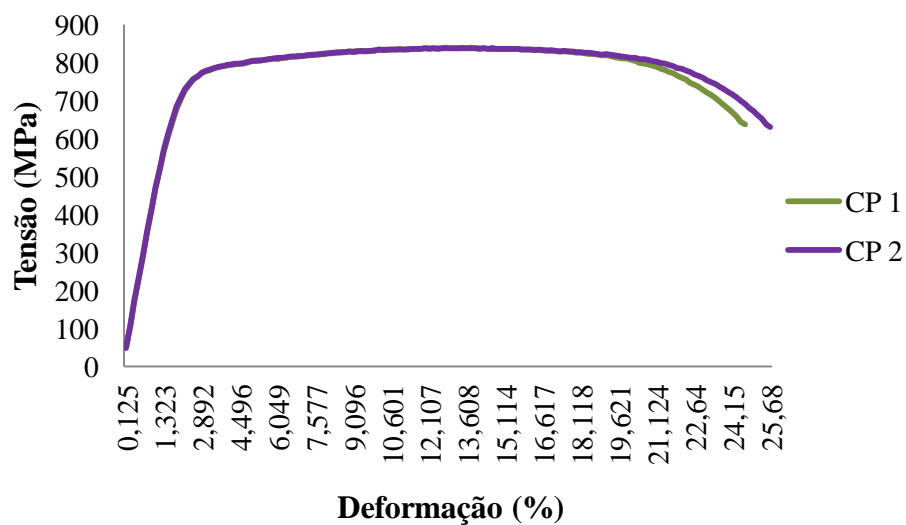
## **5.2 - Ensaio de tração**

Os resultados das propriedades mecânicas provenientes dos ensaios de tração estão dispostos numericamente nas tabelas 27 a 30 e os gráficos esboçados a partir dos pontos originados durante os ensaios são apresentados pelas Figuras 10 a 18, de forma individual de cada tipo de material e em conjunto para facilitar a análise quantitativa comparativamente.

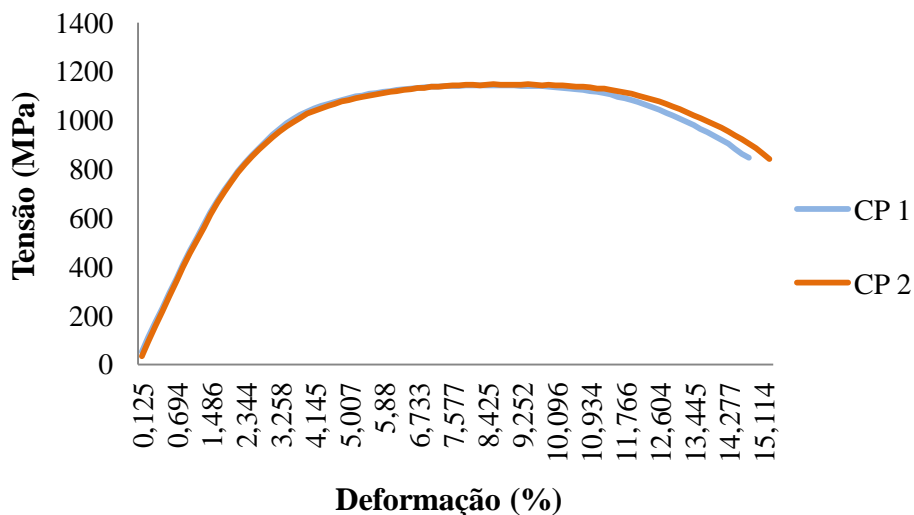
## 5.2.1 – Titânios



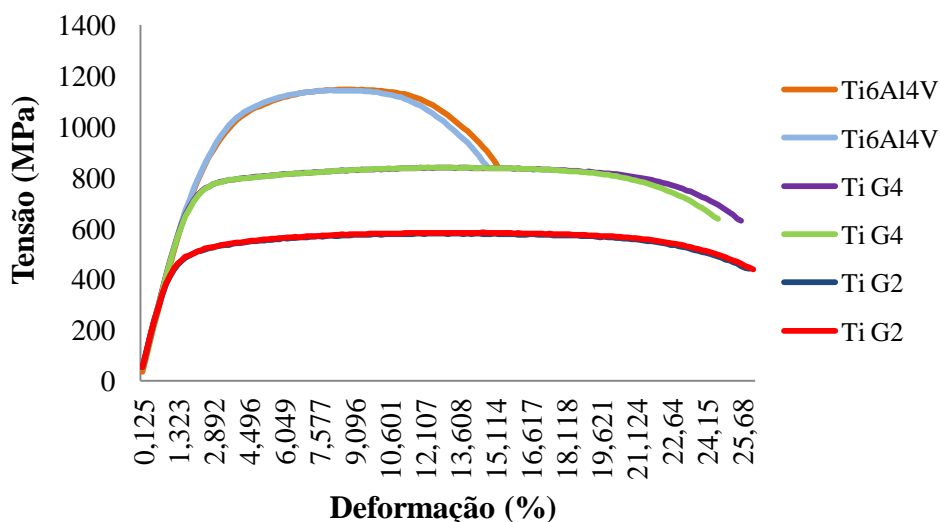
**Figura 10** – Gráfico tensão versus deformação das amostras de Ti-cp G2



**Figura 11** – Gráfico tensão versus deformação das amostras de Ti-cp G4



**Figura 12** – Gráfico tensão versus deformação das amostras de Ti-6Al-4V



**Figura 13** – Gráfico tensão versus deformação das amostras gerais de titânio

Com a sobreposição dos gráficos, apresentados na Figura 13, os quais foram gerados pelo ensaio de tração para os materiais de titânio é possível observar a superioridade da liga de titânio em termos de resistência mecânica em relação aos titânios comercialmente puros, o que se deve, principalmente, ao conteúdo intersticial atômico na rede cristalina de titânio, por meio de elementos de liga, agindo como obstáculo à movimentação das linhas de discordância, que é a própria deformação plástica, admitindo-se o mesmo processo de fabricação para as amostras.

Comparando-se os titânios sem elementos de liga, o titânio grau 4 apresenta uma maior resistência mecânica em relação ao grau 2, devido ao mesmo mecanismo de aumento de resistência por limitação da movimentação das linhas de discordância por conter um maior nível de impurezas na rede cristalina. Porém, a ductilidade entre esses materiais comercialmente puros são semelhantes.

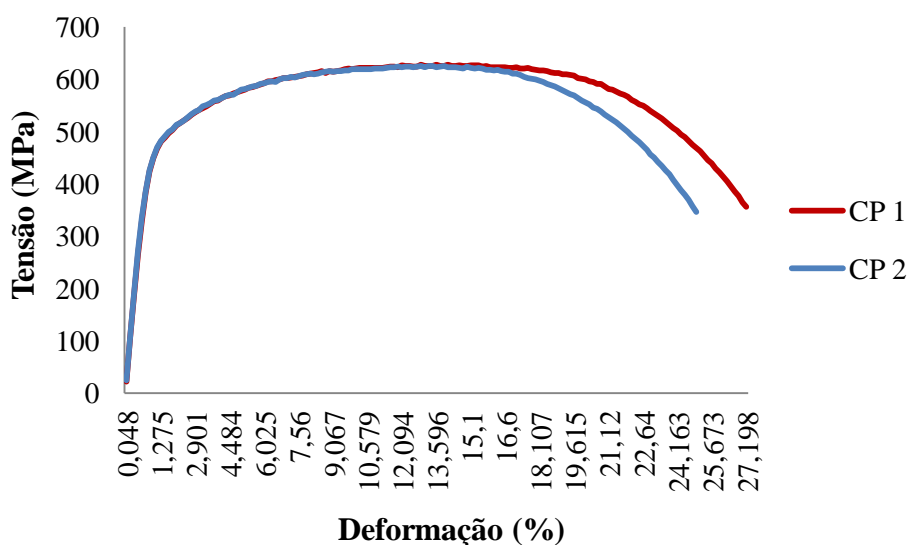
Em contrapartida, os titânios grau 2 e 4 possuem uma maior ductilidade por meio do alongamento percentual. Tal propriedade é importante, pois pode fornecer informações precedentes sobre ocorrências de tensões elevadas na estrutura do dispositivo, alertando uma possível ruptura, o que não ocorre em materiais com baixa ductilidade.

**Tabela 27** – Propriedades mecânicas obtidas pelo ensaio de tração para os materiais de titânio

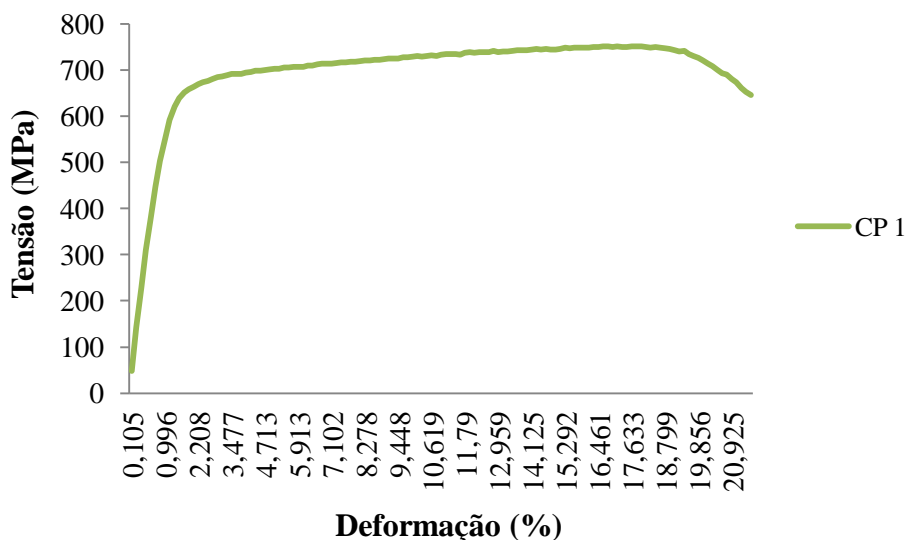
Titânio		Limite de escoamento (MPa)	Limite de resistência à tração (MPa)	Alongamento (%)	Módulo de elasticidade (GPa)
Ti-cp G2	CP 1	427,73	582,93	26,87	103
	CP 2	424,25	579,21	26,69	103
Ti-cp G4	CP 1	616,83	838,91	25,49	104
	CP 2	634,4	838,46	26,84	103
Ti-6Al-4V	CP 1	744,86	1143,19	15,89	105
	CP 2	739,08	1146,33	16,22	106

A tabela 27 quantifica as propriedades mecânicas para os materiais de titânio, evidenciando a maior resistência da liga em relação aos comercialmente puros. Analisando-se em termos de limite de escoamento, a liga é aproximadamente 75% e 20% mais resistente do que o titânio grau 2 e grau 4 respectivamente, a análise de tal propriedade é importante uma vez que não é desejável uma deformação plástica em um dispositivo médico. Já em termos de ductilidade, os titânios sem elementos de liga apresentam um alongamento 65% maior em relação ao mesmo material com a adição de alumínio e vanádio.

### 5.2.2 - Aços inoxidáveis

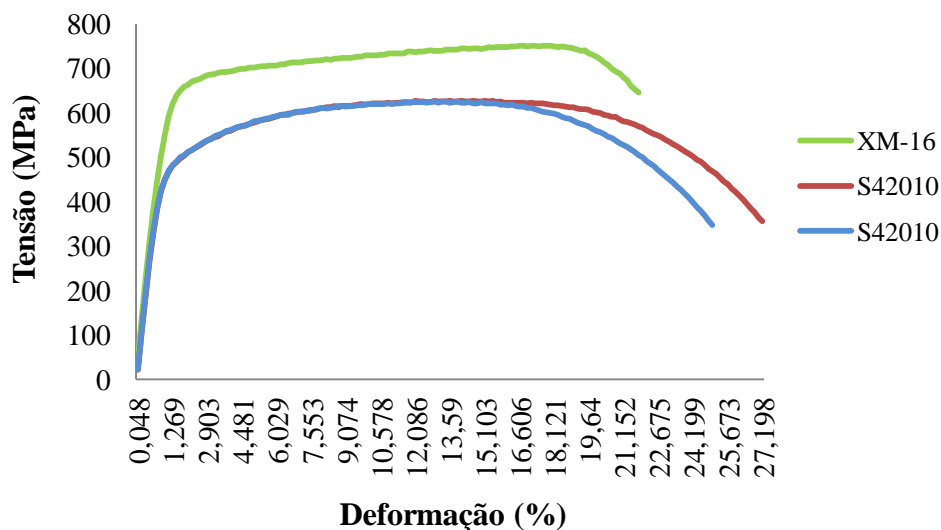


**Figura 14** – Gráfico tensão versus deformação das amostras de aço inoxidável S42010



**Figura 15** – Gráfico tensão versus deformação da amostra de aço inoxidável XM-16

A Figura 15 apresenta o gráfico de uma única amostra do aço inoxidável XM-16 devido a um possível registro incorreto da deformação da amostra 2 durante o ensaio de tração, a qual ao fim do ensaio registrou uma deformação de 44,31% enquanto a amostra 1 apresentou 21,92% de alongamento, uma divergência de mais de 100% no valor da deformação, conforme pode-se observar na tabela 28.



**Figura 16** – Gráfico tensão versus deformação das amostras gerais de aço inoxidável

Com a sobreposição dos gráficos, Figura 16, nota-se uma maior resistência mecânica do aço inoxidável XM-16 em relação ao aço inoxidável S42010, também gerada pela maior concentração de elementos de liga na rede cristalina do ferro, limitando a movimentação das linhas de discordância, admitindo-se um mesmo

processo de fabricação. Enquanto o aço XM-16 apresenta aproximadamente 30% de elementos de liga adicionais, o aço S42010 apresenta em torno de 16%.

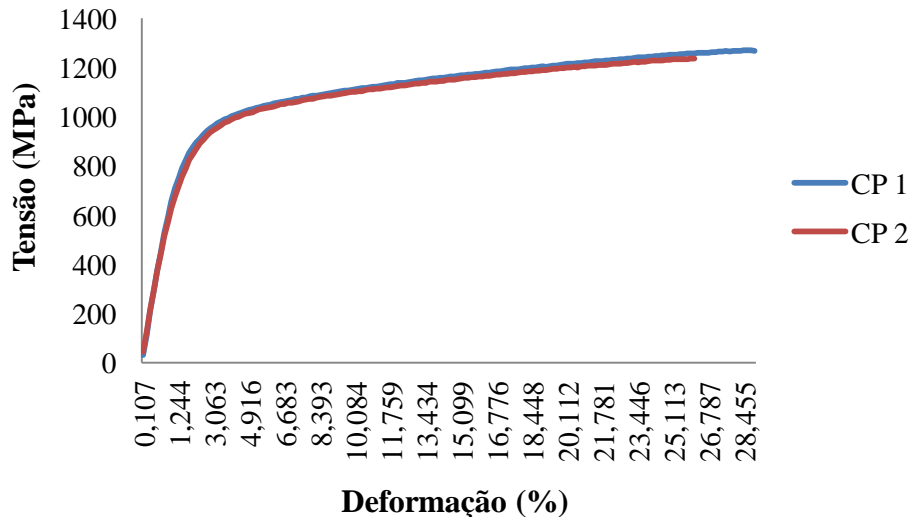
A ductilidade do aço mais resistente é 15% menor em relação ao aço inoxidável S42010.

**Tabela 28** - Propriedades mecânicas obtidas pelo ensaio de tração para os aços inoxidáveis

Aço Inoxidável		Limite de escoamento (MPa)	Limite de resistência à tração (MPa)	Alongamento (%)	Módulo de elasticidade (GPa)
S42010	CP 1	423,2	627,59	27,57	203
	CP 2	425,57	625,59	25,18	204
XM-16	CP 1	571,41	752,15	21,92	205
	CP 2	590,3	823,54	44,31	208

A resistência mecânica do aço inoxidável XM-16 em termos de limite de escoamento, é em torno de 25% maior em relação ao S42010.

### 5.2.3 - Liga a base de cobalto



**Figura 17** - Gráfico tensão versus deformação das amostras da liga a base de cobalto

**Tabela 29** - Propriedades mecânicas obtidas pelo ensaio de tração para a liga a base de cobalto

Liga de Cobalto		Limite de escoamento (MPa)	Limite de resistência à tração (MPa)	Alongamento (%)	Módulo de elasticidade (GPa)
Co-28Cr-6Mo	CP 1	730,77	1235,89	29,65	209
	CP 2	739,43	1269,62	26,12	211

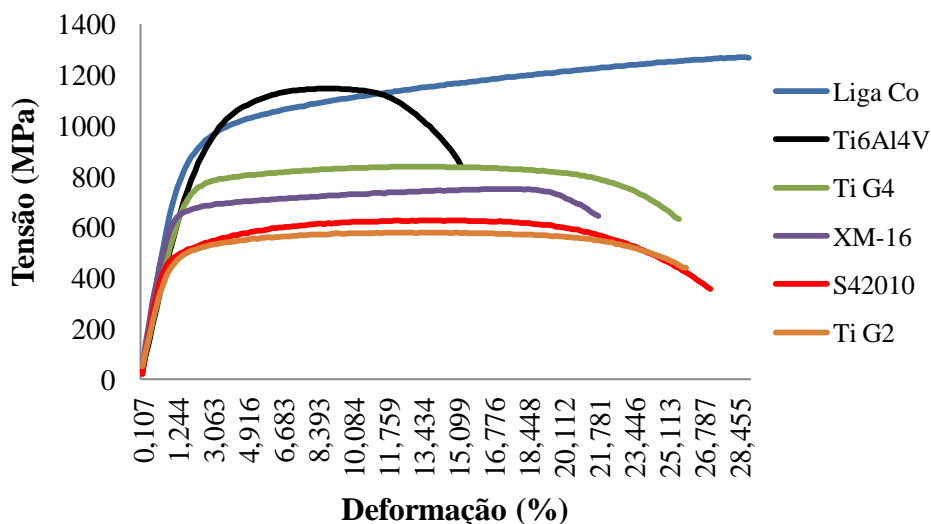
A liga a base de cobalto mostrou-se surpreendentemente resistente e dúctil, conforme tabela 29, com um limite de escoamento tão elevado quanto à liga de titânio. Ainda, mostrou-se altamente dúctil com um alongamento percentual elevado, similar aos titânios comercialmente puros.

#### 5.2.4 – Síntese

As propriedades mecânicas obtidas para todos os materiais analisados por meio dos ensaios de tração estão apresentadas de forma geral na tabela 30 e ilustrados na forma gráfica na Figura 18, usando apenas uma das amostras ensaiadas de cada tipo de material a fim de se facilitar a visualização.

**Tabela 30** – Quadro expositivo das propriedades mecânicas obtidas pelos ensaios de tração para todos os materiais analisados

Material		Limite de escoamento (MPa)	Limite de resistência à tração (MPa)	Alongamento (%)	Módulo de elasticidade (GPa)
Ti-cp G2	CP 1	427,73	582,93	26,87	103
	CP 2	424,25	579,21	26,69	103
Ti-cp G4	CP 1	616,83	838,91	25,49	104
	CP 2	634,4	838,46	26,84	103
Ti-6Al-4V	CP 1	744,86	1143,19	15,89	105
	CP 2	739,08	1146,33	16,22	106
Inox. S42010	CP 1	423,2	627,59	27,57	203
	CP 2	425,57	625,59	25,18	204
Inox. XM-16	CP 1	571,41	752,15	21,92	205
	CP 2	590,3	823,54	44,31	208
Liga de cobalto Co-28Cr-6Mo	CP 1	730,77	1235,89	29,65	209
	CP 2	739,43	1269,62	26,12	211



**Figura 18** – Gráfico tensão versus deformação de uma amostra de cada tipo de material analisado

Comparando-se todos os materiais analisados por meio da tabela 30 e Figura 18, é evidente que as ligas Co-28Cr-6Mo e Ti-6Al-4V mostraram-se mais resistentes mecanicamente em relação aos aços inoxidáveis e titânios comercialmente puros, porém, a liga a base de cobalto mostrou-se superior à liga de titânio por apresentar alta ductilidade. O limite de escoamento da liga de cobalto, por exemplo, é similar ao limite da liga de titânio, enquanto que a ductilidade da primeira liga é aproximadamente 100% maior do que da segunda.

Os módulos de elasticidade obtidos são compatíveis com os valores de literatura, sendo que o titânio possui aproximadamente a metade do módulo de elasticidade do aço inoxidável e da liga a base de cobalto.

### 5.3 - Ensaio de dureza

Os resultados dos valores de microdureza-Vickers provenientes dos ensaios de dureza estão dispostos nas tabelas 31 a 34 e a Figura 19 representa a dureza média geral de forma conjunta para facilitar a análise quantitativa comparativamente.

## 5.3.1 – Titânio

**Tabela 31** – Valores obtidos de microdureza-Vickers para os materiais de titânio

Titânios	Dureza média por amostra (HV)	Dureza média geral (HV)
Ti-cp G2	CP 1	190
	CP 2	198
	CP 3	226
Ti-cp G4	CP 1	312
	CP 2	298
	CP 3	308
Ti-6Al-4V	CP 1	342
	CP 2	363
	CP 3	368

A dureza dos materiais obedece ao mesmo princípio do aumento da resistência mecânica, em que elementos de liga ou impurezas agem como limitadores da movimentação das linhas de discordância, uma vez que a dureza é mensurada pela deformação plástica da penetração do indentador na amostra. Desta forma, a liga de titânio possui uma maior dureza em relação ao titânio comercialmente puro grau 4, que por sua vez é mais duro em relação ao grau 2, como se observa na tabela 31.

## 5.3.2 - Aços inoxidáveis

**Tabela 32** - Valores obtidos de microdureza-Vickers para os aços inoxidáveis

Aços Inoxidáveis	Dureza média por amostra (HV)	Dureza média geral (HV)
S42010	CP 1	267
	CP 2	261
	CP 3	264
XM-16	CP 1	333
	CP 2	373
	CP 3	333

O aço inoxidável XM-16 é em torno de 35% mais duro em relação ao aço inoxidável S42010, devido ao maior conteúdo intersticial na rede cristalina do ferro por meio dos elementos de liga.

## 5.3.3 - Liga a base de cobalto

**Tabela 33** - Valores obtidos de microdureza-Vickers para a liga a base de cobalto

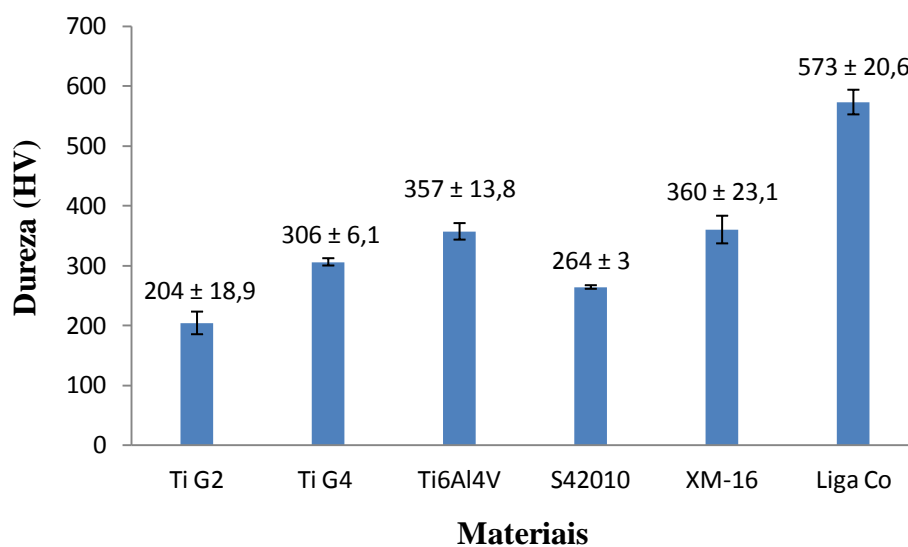
Liga de Cobalto	Dureza média por amostra (HV)	Dureza média geral (HV)
Co-28Cr-6Mo	CP 1	550
	CP 2	588
	CP 3	583
		573 ( $\pm 20,6$ )

## 5.3.4 – Síntese

Os resultados dos valores de dureza obtidos para todos os materiais analisados por meio dos ensaios de microdureza-Vickers estão apresentados de forma geral na tabela 34 e ilustrados na forma gráfica na Figura 19.

**Tabela 34** – Quadro expositivo dos valores de microdureza-Vickers para todos os materiais analisados

Material	Dureza Média Geral (HV)
Ti-cp G2	204 ( $\pm 18,9$ )
Ti-cp G4	306 ( $\pm 6,1$ )
Ti-6Al-4V	357 ( $\pm 13,8$ )
Inox. S42010	264 ( $\pm 3$ )
Inox. XM-16	360 ( $\pm 23,1$ )
Liga de cobalto Co-28Cr-6Mo	573 ( $\pm 20,6$ )

**Figura 19** – Gráfico de dureza Vickers de todos os materiais analisados

Comparando-se a dureza de todos os materiais analisados, por meio da Figura 19, pode-se avaliar de forma indireta a resistência ao desgaste dos mesmos, a liga a base de cobalto é significativamente superior aos demais, apresentando um indicativo de uma maior resistência ao desgaste, por meio da resistência à penetração. A dureza do aço inoxidável XM-16 é similar à liga de titânio. Apresentando a menor dureza, o titânio comercialmente puro grau 2 é indicado como a provável menor resistência ao desgaste entre os materiais analisados.

Comparativamente a valores apresentados em literatura, como em Handbook of Materials for Medical Devices por J.R. Davis, os resultados obtidos experimentalmente neste trabalho foram expressivamente semelhantes em termos dos módulos de elasticidade e de dureza de todos os materiais ensaiados, assim como a ductilidade e a resistência mecânica da liga de titânio e dos aços inoxidáveis martensíticos também. Já os titânios comercialmente puros e a liga a base de cobalto apresentaram valores relativamente maiores do que se descreve na referida literatura em termos de resistência mecânica e ductilidade.

A liga a base de cobalto mostrou ter melhores propriedades mecânicas entre todos os materiais analisados, levando-se em consideração os ensaios realizados neste trabalho, combinando elevada resistência mecânica, elevada ductilidade e elevada dureza.

## 6 - CONCLUSÕES

Baseado nos resultados obtidos pode-se concluir, em termos das análises realizadas neste trabalho, que a liga a base de cobalto possui as melhores propriedades mecânicas em relação aos demais materiais, mostrando-se resistente mecanicamente, com elevada dureza e dúctil. Analisando o limite de escoamento, uma vez que é importante que o material não se deforme plasticamente, a resistência da liga a base de cobalto é compatível com a liga de titânio, porém é 73% mais resistente mecanicamente que o Ti-cp G2 e que o aço S42010, 27% mais resistente em relação ao aço XM-16 e 18% melhor quando comparada com o Ti-cp G4. Em termos de ductilidade a liga de cobalto é similar aos titânios comercialmente puros e ao aço S42010, porém é 28% mais dúctil que o aço XM-16 e possui um alongamento 68% maior que a liga de titânio. Já em relação à dureza, a liga Co-28Cr-6Mo é 60% mais dura que a liga de titânio e que o aço XM-16, a dureza desta liga de cobalto é, também, 87% maior que no Ti-cp G4, 117% maior que no aço S42010 e 180% maior que no Ti-cp G2.

Ainda, baseado na bibliografia, conclui-se que o titânio é mais biocompatível, através da sua maior resistência à corrosão em relação aos aços inoxidáveis e ligas a base cobalto, tornando esses dois últimos materiais ideais para aplicações temporárias, enquanto que o titânio é mais indicado para implantes de longa duração no organismo, desde que suas propriedades mecânicas sejam satisfatórias no desempenho do material como implante no que diz respeito às solicitações de carga.

## **7 – SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS**

Para um refinamento maior na seleção de um material aplicado para dispositivos médicos, algumas propriedades não avaliadas experimentalmente nesta presente pesquisa podem ser averiguadas em trabalhos futuros, como: tenacidade ao impacto e à fratura, resistência à fadiga, resistência à corrosão, resistência ao desgaste, análise da biocompatibilidade *in vitro* e *in vivo* e análise da bioadesão.

## 8 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] - Pilliar RM. Modern metal processing for improved load-bearing surgical implants. Biomaterials, 1991.

[2]-[http://www.biomatin.eu/pdf/Regional\\_analysis\\_of\\_the\\_biomaterial\\_market.pdf](http://www.biomatin.eu/pdf/Regional_analysis_of_the_biomaterial_market.pdf), acessada em 07/07/2016.

[3]-<http://www.marketsandmarkets.com/Market-Reports/orthopedic-device-280.html>, acessada em 07/07/2016.

[4]-<http://www.marketsandmarkets.com/Market-Reports/biomaterial-392.html>, acessada em 07/07/2016.

[5]-<http://www.brasil.gov.br/saude/2012/09/cinco-estados-recebem-mutirao-de-cirurgia-ortopedica>, acessada em 03/11/2015.

[6] - Geetha, M., Singh, A.K., Asokamani, R., Gogia, A.K., 2009. Ti based biomaterials the ultimate choice for orthopaedic implants—a review. Progress in Materials Science.

[7] - Long, M., Rack, H.J., 1998. Titanium alloys in total joint replacement—a materials science perspective. Biomaterials.

[8] - B.D. Ratner, A. S. Hoffman, F.J. Schoen, J.L. Lemons, An Introduction to Materials in Medicine, Elsevier, 2004.

[9] - J. R. Davis, Handbook of Materials for Medical Devices, ASM, 2003.

[10] - J.B. Park, R.S. Lakes, Biomaterials: An Introduction, Springer, New York, 2007.

[11] - A.D. Mazzocca, J.P. DeAngelis, A.E. Caputo, B.D. Browner, J.W. Mast, M.W. Mendes, Principles of internal fixation, in: B.D. Browner (Ed.), Skeletal Trauma, W.B. Saunders Company, Philadelphia, 2008.

[12] - F. Rupp, J. GeisGerstorfer, K.E. Geckeler, Adv. Mater. 8 (1996) 254.

[13] - V. Biehl, T. Wack, S. Winter, U.T. Seyfert, J. Breme, Biomol. Eng. 19 (2002) 97–101.

[14] - B. Zberg, P.J. Uggowitzer, J.F. Loeffler, Nat. Mater. 8 (2009) 887–891.

[15] - D.J. Blackwood, Corros. Rev. 21 (2003) 97–124.

[16] - Food and Drug Administration, 2011, <http://www.fda.gov>.

[17] - Y. Okazaki, E. Goth, Corros. Sci. 50 (2008) 3429–3438.

- [18] - Handbook of Biomaterials Evaluation: Scientific, Technical and Clinical Testing of Implant Materials, Taylor & Francis, London, UK, 1999p. 719.
- [19] - D.F. Williams, Definitions in Biomaterials, Elsevier, Amsterdam, 1987, pp. 49–59.
- [20] - R. Yoda, J. Biomater. Sci. Polym. Ed. 9 (1998) 561–626.
- [21] - F. D'Angelo, L. Murena, E. Vulcano, G. Zatti, P. Cherubino, Hip Int. 20 (2010) 81–86.
- [22] - J. Ganeles, M.A. Listgarten, C.I. Evian, J. Periodontol. 57 (1986) 133–140.
- [23] - R.R. Seeley, T.D. Stephens, P. Rate, Anatomy and Physiology, McGraw Hill, New York, 2006.
- [24] - JAMA 202 (1967) 1145.
- [25] - J.J. Jacobs, A.K. Skipor, L.M. Pattersen, N.J. Hallab, W.G. Paprosky, J. Black, J.O. Galante, J. Bone Joint Surg. Am. 80A (1998) 1447–1458.
- [26] - T. Kokubo, K. Hata, T. Nakamura, T. Yamamura, Apatite formation on ceramics, metals, and polymers induced by a CaO–SiO<sub>2</sub>-based glass in simulated body fluid Guildford, London, 1991, pg. 113–120.
- [27] - M. Sumita, T. Hanawa, Failure processes in biometallic materials, Bioengineering, vol. 9, Elsevier Science Ltd., London, 2003, pg. 131–167.
- [28] - H.J.R.M. Long, Biomaterials 19 (1998) 1621–1639.
- [29] - S. Suresh, Fatigue of Materials, Cambridge University Press, Cambridge, UK, 2003.
- [30] - J.J. O'Connor, The role of elastic stress analysis in the interpretation of fretting fatigue failures, in: R.B. Waterhouse (Ed.), Fretting Fatigue, Applied Science Publishers, London, 1981, pp. 23–66.
- [31] - A. Yamamoto, T. Kobayashi, N. Maruyama, K. Nakazawa, M. Sumita, J. Jpn. Inst. Met. 59 (1995) 463–470.
- [32] - H.F. Hildebrand, J.C. Hornez, Biological response and biocompatibility, in: J.A. Helsen, H.J. Breme (Eds.), Metals as Biomaterials, Wiley & Sons, Chichester, UK, 1998, pp. 265–290.
- [33] - R.B. Waterhouse, Wear 58 (1980) 391–392.
- [34] - S.W. Robertson, A.R. Pelton, R.O. Ritchie, Int. Mater. Rev. 57 (2012) 1–36.
- [35] - D.W. Lennox, B.H. Schofield, D.F. McDonald, L.H. Riley, Clin. Orthop. (1987) 171–191.

- [36] - I. Papageorgiou, V. Shadrack, S. Davis, L. Hails, R. Schins, R. Newson, J. Fisher, E. Ingham, C.P. Case, *Mutat. Res.* 643 (2008) 11–19.
- [37] - M.B. Nasab, *Trends Biomater. Artif. Organs* 24 (2010) 69.
- [38] - B. Subramanian, R. Ananthakumar, A. Kobayashi, M. Jayachandran, *J. Mater. Sci. Mater. Med.* 23 (2012) 329–338.
- [39] - *Metallic materials*, J.R. Davies (Ed.), *Handbook of Materials for Medical Devices*, ASM International, Materials Park, Ohio, 2003, p. 21–50.
- [40] - H.J. Raithel, K.H. Schaller, *Zentralbl. Bakteriolog.* 173 (1981) 63–91.
- [41] - R. Sonnleitner, G. Mori, M. Panzenboeck, R. Fluch, *Mater. Corros.* 61 (2010) 97–104.
- [42] - M. Rokkum, K. Bye, K.R. Hetland, A. Reigstad, *Acta Orthop. Scand.* 66 (1995) 435–439.
- [43] - A.D. Mazzocca, J.P. DeAngelis, A.E. Caputo, B.D. Browner, J.W. Mast, M.W. Mendes, *Principles of internal fixation*, in: B.D. Browner (Ed.), *Skeletal Trauma*, v. I, Elsevier, W.B. Saunders Company, Philadelphia, 2008.
- [44] - A.F. Kamath, P.B. Voleti, T.W.B. Kim, J.P. Garino, G.-C. Lee, *J. Arthroplast.* 26 (2011) 1520–1526.
- [45] - A. Doran, F.C. Law, M.J. Allen, N. Rushton, *Biomaterials* 19 (1998) 751–759.
- [46] - S.J. Lippard, J.M. Berg, *Principles of Bioinorganic Chemistry*, University Science Books, Mill Valley, 1994.
- [47] - J. Umbreit, *Am. J. Hematol.* 78 (2005) 225–231.
- [48] - K. Cheney, C. Gumbiner, B. Benson, M. Tenenbein, *J. Toxicol. Clin. Toxicol.* 33 (1995) 61–66.
- [49] - S. Brar, D. Henderson, J. Schenck, E.A. Zimmerman, *Arch. Neurol.* 66 (2009) 371–374.
- [50] - C. Esteve, E. Alcaide, R. Urena, *Aquat. Toxicol.* 109 (2012) 176–184.
- [51] - T. Tsuchiya, Y. Ikarashi, T. Uchima, H. Doi, A. Nakamura, Y. Ohshima, M. Fujimaki, K. Toyoda, E. Kobayashi, T. Yoneyama, H. Hamanaka, *Mater. Trans.* 43 (2002) 3058–3064.
- [52] - A.D. Dayan, A.J. Paine, *Hum. Exp. Toxicol.* 20 (2001) 439–451.
- [53] - J. Blair, *JAMA* 90 (1928) 1927–1928.
- [54] - A. Mahto, B. De Silva, *Br. J. Dermatol.* 161 (2009) 126–127.

- [55] - W.J. Berry, W.S. Boothman, J.R. Serbst, P.A. Edwards, *Environ. Toxicol. Chem.* 23 (2004) 2981–2992.
- [56] - I.A. AlSaleh, *Sci. Total Environ.* 181 (1996) 215–221.
- [57] - J.L. Nielsen, O.M. Poulsen, A. Abildtrup, *Electrophoresis* 15 (1994) 666–671.
- [58] - W.N. Rezuke, J.A. Knight, F.W. Sunderman, *Am. J. Ind. Med.* 11 (1987) 419–426.
- [59] - M. Anke, B. Groppe, H. Kronemann, M. Grun, *IARC Sci. Publ.* (1984) 339–365.
- [60] - M. Szilagyi, M. Anke, I. Balogh, *Acta Vet. Hung.* 39 (1991) 231.
- [61] - B. Santucci, P.V. Ferrari, A. Cristaudo, C. Cannistraci, M. Picardo, *Contact Dermat.* 21 (1989) 245–248.
- [62] - [http://en.wikipedia.org/wiki/Allergen\\_of\\_the\\_Year](http://en.wikipedia.org/wiki/Allergen_of_the_Year).
- [63] - R.B. Ashman, J.G. Birch, L.B. Bone, J.D. Corin, J.A. Herring, C.E. Johnston 2nd, J.F. Ritterbush, J.W. Roach, *Clin. Orthop.* 227 (1988) 113–125.
- [64] - W. Rostoker, E.Y.S. Chao, J.O. Galante, *J. Biomed. Mater. Res.* 12 (1978) 635–651.
- [65] - S.H. Teoh, *Int. J. Fatigue* 22 (2000) 825–837.
- [66] - R. Muller, J. Abke, E. Schnell, F. Macionczyk, U. Gbureck, R. Mehrl, Z. Ruszczak, R. Kujat, C. Englert, M. Nerlich, P. Angele, *Biomaterials* 26 (2005) 6962–6972.
- [67] - B.W. Minto, C.V.S. Brandao, G.J.C. Pereira, D. Campagnol, M.J. Mamprim, C.R. Padovani, J.J.T. Ranzani, *Acta Vet. Scand.* 53 (2011), 6 pages.
- [68] - E.F.S. Hussam, Finite element simulation of Hip joint replacement under static and dynamic loading, in: *School of Mechanical and Manufacturing Engineering*, vol Doctor of Philosophy, Dublin City University, 2002, p. 346.
- [69] - T.S. Sudarshan, T.S. Srivatsan, D.P. Harvey, *Eng. Fract. Mech.* 36 (1990) 827–852.
- [70] - E.J. Giordani, V.A. Guimaraes, T.B. Pinto, I. Ferreira, *Int. J. Fatigue* 26 (2004) 1129–1136.
- [71] - K. Yang, Y. Ren, P. Wan, *Sci. China Technol. Sci.* 55 (2012) 329–340.
- [72] - R.F. Vera Villamil Jaimes, M.L. Chaves de Andrade Afonso, S.O. Rogero, S.M. Leite Agostinho, C.A. Barbosa, *Mater. Lett.* 64 (2010) 1476–1479.
- [73] - K. Nakazawa, M. Sumita, N. Maruyama, *J. Jpn. Inst. Met.* 63 (1999) 1600–1608.

- [74] - Q.Z. Chen, D.M. Knowles, *Mater. Sci. Eng. A* 356 (2003) 352–367.
- [75] - S. Pramanik, A.K. Agarwal, K.N. Rai, *Trends Biomater. Artif. Organs* 19 (2005) 15–26.
- [76] - J.J. Ramsden, D.M. Allen, D.J. Stephenson, J.R. Alcock, G.N. Peggs, G. Fuller, G. Goch, *CIRP Ann. Manuf. Technol.* 56 (2007) 687–711.
- [77] - D.G. Kennedy, P.B. Young, S. Kennedy, J.M. Scott, A.M. Molloy, D.G. Weir, J. Price, *Int. J. Vitam. Nutr. Res.* 65 (1995) 241–247.
- [78] - S.S. Tower, *Br. Med. J.* 344 (2012) e430 (abstract).
- [79] - M. Kobayashi, S. Shimizu, *Eur. J. Biochem.* 261 (1999) 1–9.
- [80] - D.A. Basketter, G. Angelini, A. Ingber, P.S. Kern, T. Menne, *Contact Dermatitis* 49 (2003) 1–7.
- [81] - X. Mao, A.A. Wong, R.W. Crawford, *Med. J. Aust.* 194 (2011) 649–651.
- [82] - J.R. Turnlund, Molybdenum metabolism and requirements in humans, in: A. Sigel, H. Sigel (Eds.), *Molybdenum and Tungst their Roles in Biological Processes. Handbook on the Toxicology of Metals*, Elsevier, London, UK, 2002.
- [83] - U.E. Pazzaglia, P. Apostoli, T. Congiu, S. Catalani, M. Marchese, G. Zarattini, *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 131 (2011) 1299–1308.
- [84] - D.G. Barceloux, *J. Toxicol. Clin. Toxicol.* 37 (1999) 231–237.
- [85] - A. Kletzlin, M.W.W. Adams, *FEMS Microbiol. Rev.* 18 (1996) 5–63.
- [86] - M. Peuster, C. Fink, C. von Schnakenburg, G. Hausdorf, *Cardiol. Young* 12 (2002) 229–235.
- [87] - M.L. Witten, P.R. Sheppard, B.L. Witten, *Chem. Biol. Interact.* 196 (2012) 87–88.
- [88] - E.J. Evans, I.T. Thomas, *Biomaterials* 7 (1986) 25–29.
- [89] - C. Delaunay, I. Petit, I.D. Learmonth, P. Oger, P.A. Vendittoli, *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* 96 (2010) 894–904.
- [90] - T.M. Grupp, T. Weik, W. Bloemer, H.-P. Knaebel, *BMC Musculoskelet. Disord.* 11 (2010) 3 (abstract).
- [91] - M. Niinomi, *Int. J. Fatigue* 29 (2007) 992–1000.
- [92] - G.L.t. (Gerd), J.C.W.J. Case), *Titanium*, Springer, New York, 2003.
- [93] - I. Pais, M. Feher, E. Farkas, Z. Szabo, I. Cornides, *Commun. Soil Sci. Plant Anal.* 8 (1977) 407–410.

- [94] - S. Yaghoubi, C.W. Schwietert, J.P. McCue, *Biol. Trace Elem. Res.* 78 (2000) 205–217.
- [95] - M.L. Wang, R. Tuli, P.A. Manner, P.F. Sharkey, D.J. Hall, R.S. Tuan, *J. Orthop. Res.* 21 (2003) 697–707.
- [96] - N. Coen, M.A. Kadhim, E.G. Wright, C.P. Case, C.E. Mothersill, *Br. J. Cancer* 88 (2003) 548–552.
- [97] - R. Kumazawa, F. Watari, N. Takashi, Y. Tanimura, M. Uo, Y. Totsuka, *Biomaterials* 23 (2002) 3757–3764.
- [98] - L.S. Rhoads, W.T. Silkworth, M.L. Roppolo, M.S. Whittingham, *Toxicol. In Vitro* 24 (2010) 292–296.
- [99] - S.V. Verstraeten, L. Aimo, P.I. Oteiza, *Arch. Toxicol.* 82 (2008) 789–802.
- [100] - W.A. Banks, A.J. Kastin, *Neurosci. Biobehav. Rev.* 13 (1989) 47–53.
- [101] - D.N.S. Kerr, M.K. Ward, H.A. Ellis, W. Simpson, I.S. Parkinson, *Ciba Found. Symp.* 169 (1992) 123–141.
- [102] - P.D. Darbre, *Best Pract. Res. Clin. Endocrinol. Metab.* 20 (2006) 121–143
- [103] - W.L. Downs, J.K. Scott, C.L. Yuile, F.S. Caruso, L.C.K. Wong, *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 26 (1965) 337.
- [104] - M. Caicedo, J.J. Jacobs, A. Reddy, N.J. Hallab, *J. Biomed. Mater. Res. A* 86A (2008) 905–913.
- [105] - T. Kodama, *Kokubyo Gakkai zasshi, J. Stomatol. Soc. Jpn.* 56 (1989) 263–288.
- [106] - M. Niinomi, *Mater. Trans.* 49 (2008) 2170–2178.
- [107] - M. Niinomi, *Metall. Mater. Trans. A* 33 (2002) 477–486.
- [108] - G. Lu<sup>†</sup> tjerling, J.C. Williams, *Titanium*, Springer, Berlin, 2007.
- [109] - V.D. Cojocar, D. Raducanu, I. Cinca, I. Dan, S. Ivanescu, E. Jalba, *Metal. Int.* 16 (2011) 35–38.
- [110] - M. Niinomi, *Recent Biocompatible Metallic Materials*, in: N. Niinomi, T. Okabe, E.M. Taleff, D.R. Lesure, H.E. Lippard (Eds.), *Structural Biomaterials for the 21st Century*, 2001, the 2001 TMS Annual Meeting in New Orleans, LA, on February 11–12, p. 3–14.
- [111] - Coatings, D. J.R. (Ed.), *Handbook of Materials for Medical Devices*, ASM International, Materials Park, Ohio, 2003, pp. 179–194.

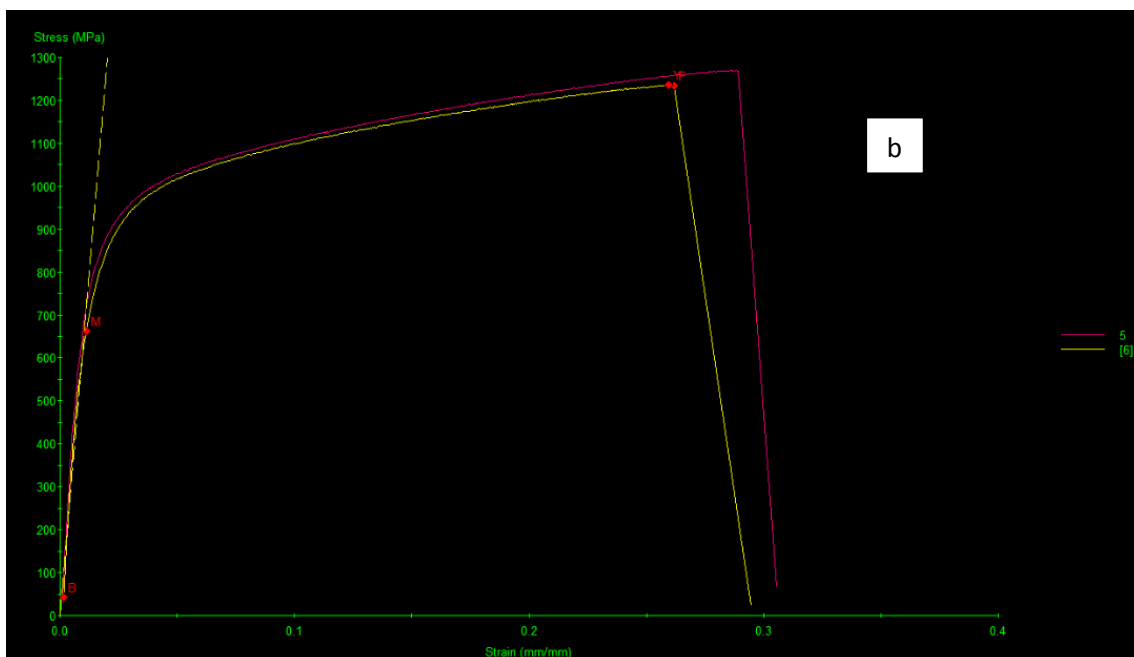
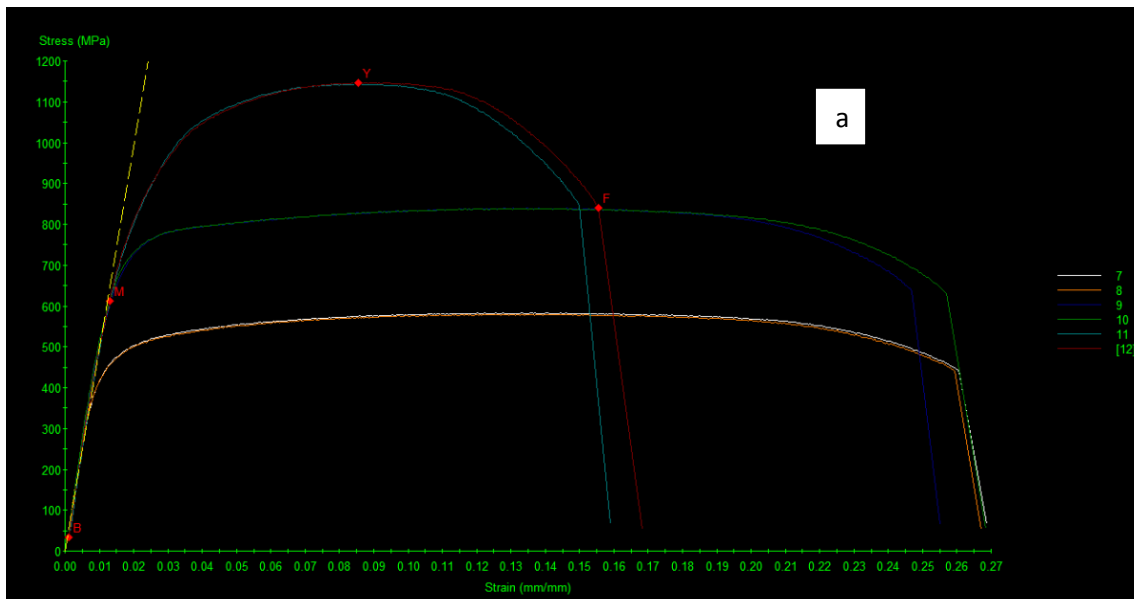
[112] - X. Song, M. Niinomi, M. Nakai, H. Tsutsumi, L. Wang, *Mater. Sci. Eng. C* 32 (2012) 542–549.

[113] - M. Nakai, M. Niinomi, T. Oneda, *Metall. Mater. Trans. A: Phys. Metall. Mater. Sci.* 43 (2012) 294–302.

[114] - M. Long, H.J. Rack, *Biomaterials* 19 (1998) 1621–1639.

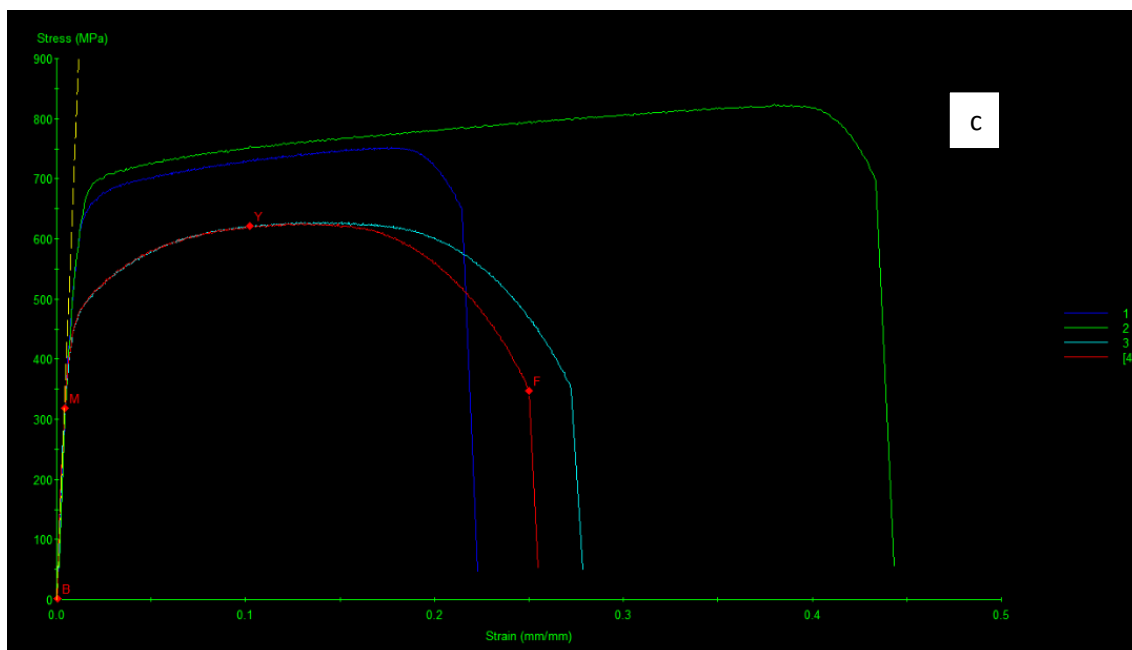
## ANEXO A

Gráficos tensão versus deformação originados pelo software do equipamento de ensaio de tração (a) Titânios e (b) Liga de cobalto.



## ANEXO B

Gráfico tensão versus deformação originado pelo software do equipamento de ensaio de tração, (c) Aços inoxidáveis.



## ANEXO C

## Resultado do teste de composição química do aço inoxidável 455 XM-16

## Testes Unesp - FEB

## Test Result

Test ID: 04/26/16 #15C  
14.9 sec

14.9 sec

Grade Match Result:

303 - Exact Match

304 - Match Number: 0.7

321 - Match Number: 0.7

El	%	+/-	303
Cr	17.19	0.29	[17.00-19.00]
Ni	9.28	0.31	[8.00-10.00]
Mn	1.40	0.16	[0.00-2.00]
Fe	70.39	0.41	[65.83-75.00]
Cu	0.49	0.08	[0.00-0.70]
Mo	0.43	0.02	[0.00-0.70]
Si	0.41	0.07	[0.00-1.00]
S	0.41	0.05	[0.15-0.75]

## Test information

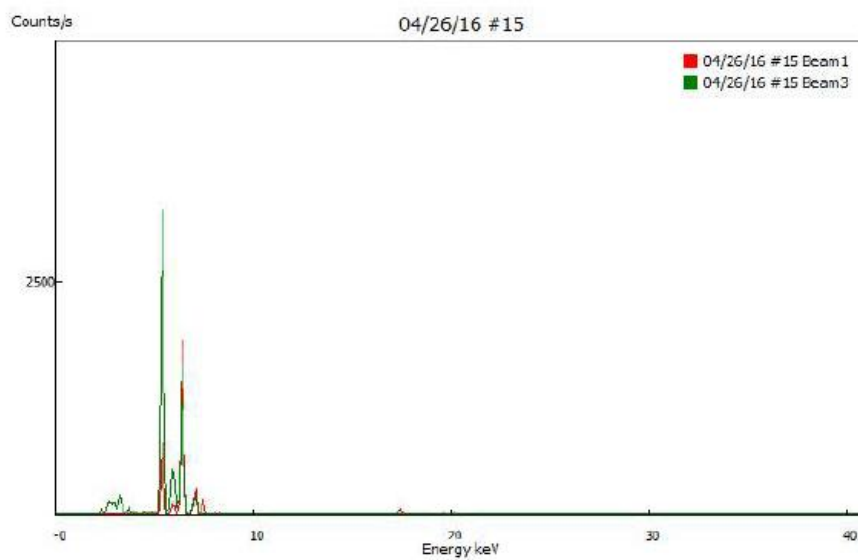
Analyzer Mode: Alloy Plus  
Analyzer Serial #: 540161

Field  
Empresa  
Amostra

Info  
Unesp Feb  
5



## Spectrum



## ANEXO D

## Resultado do teste de composição química do aço inoxidável UNS S42010

## Testes Unesp - FEB

## Test Result

Test ID: 04/26/16 #11C

14.9 sec

14.9 sec

Grade Match Result:

431 - Match Number: 1.5

410 - Match Number: 1.7

D-2 or D-4 - Match Number: 2.0

El	%	+/-	431
Cr	13.80	0.26	[15.00-17.00]
Ni	0.80	0.11	[1.25-2.50]
Mn	0.47	0.15	[0.00-1.00]
Fe	83.71	0.32	[77.25-83.75]
Mo	0.48	0.02	[0.00-0.50]
Ti	0.31	0.10	Not Specified
Si	0.42	0.08	[0.00-1.00]

## Test information

Analyzer Mode: Alloy Plus

Analyzer Serial #: 540161

Field

Empresa

Amostra

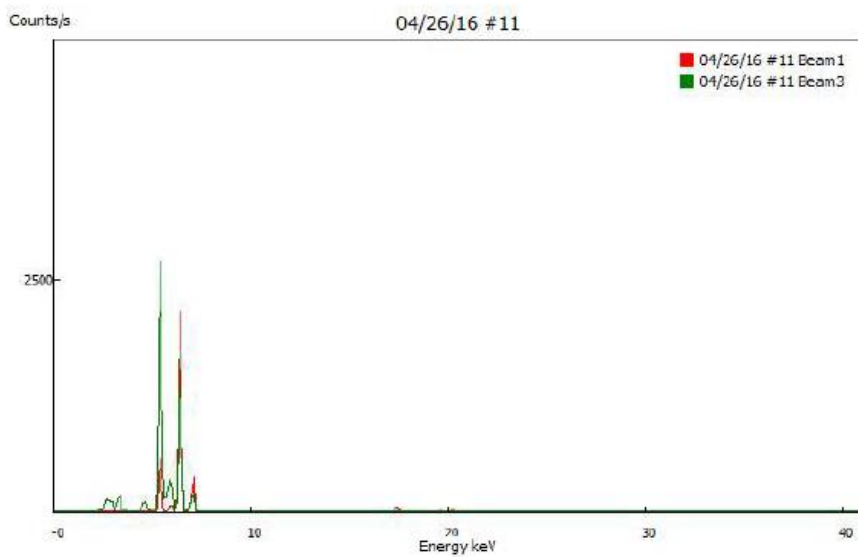
Info

Unesp Feb

2



## Spectrum



## ANEXO E

## Resultado do teste de composição química da liga Co-28Cr-6Mo

## Testes Unesp - FEB

## Test Result

Test ID: 04/26/16 #12C

14.9 sec

14.9 sec

Grade Match Result:

[F75 - Match Number: 0.5](#)

El	%	+/-	F75
Cr	28.24	0.39	[26.00-30.00]
Mn	0.49	0.14	[0.00-1.00]
Fe	0.41	0.10	[0.00-0.75]
Co	65.01	0.42	[59.25-69.00]
Mo	5.03	0.08	[5.00-7.00]
Ti	0.30	0.10	Not Specified
Si	0.38	0.08	[0.00-1.00]
P	0.14	0.03	Not Specified

## Test information

Analyzer Mode: Alloy Plus

Analyzer Serial #: 540161

Field

Empresa

Amostra

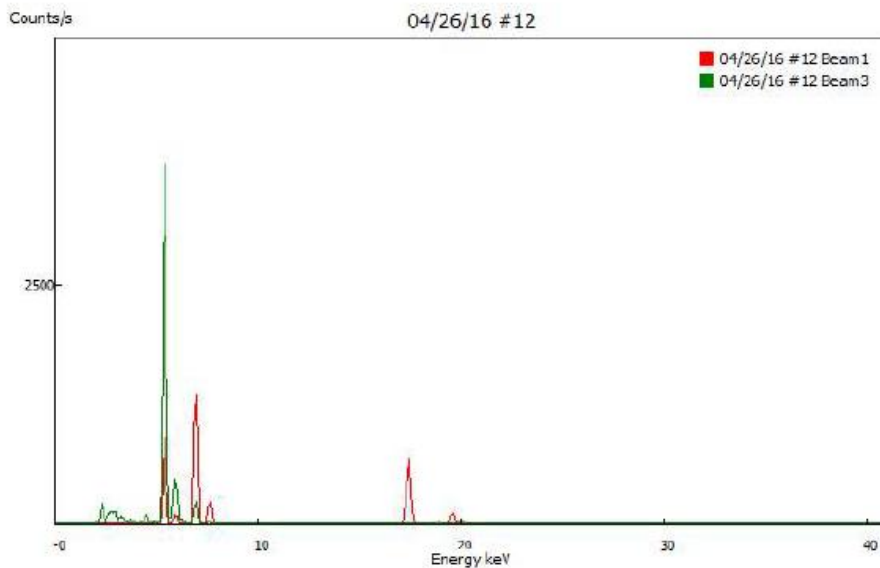
Info

Unesp Feb

3



## Spectrum



## ANEXO F

## Resultado do teste de composição química da liga Ti-6Al-4V

## Testes Unesp - FEB

## Test Result

Test ID: 04/26/16 #10C

14.9 sec

14.9 sec

Grade Match Result:

Ti 6-4 - Exact Match

El	%	+/-	Ti 6-4
Ti	89.88	0.55	[88.20-96.80]
V	4.62	0.39	[3.20-4.80]
Al	5.49	0.42	[5.00-7.00]

## Test information

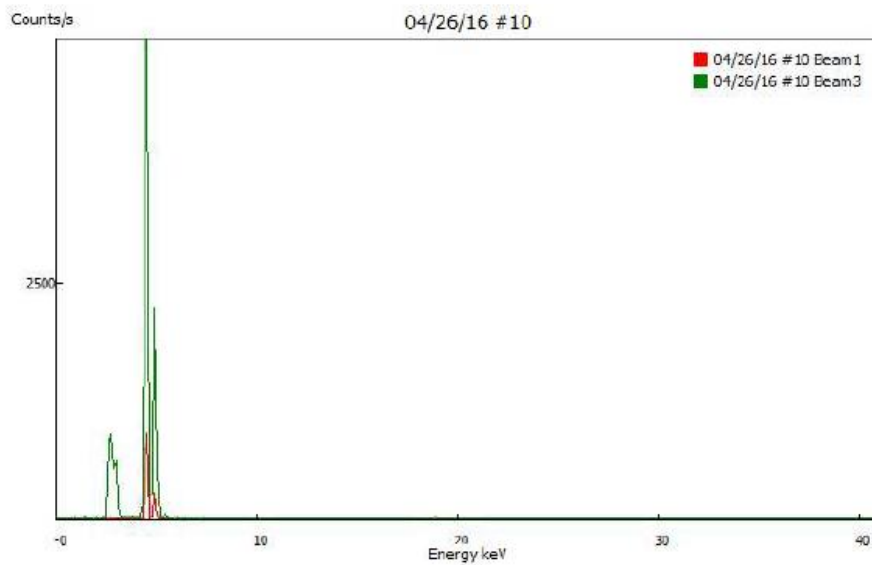
Analyzer Mode: Alloy Plus

Analyzer Serial #: 540161

Field	Info
Empresa	
OP	



## Spectrum



## ANEXO G

## Resultado do teste de composição química do Ti-cp G2

## Testes Unesp - FEB

## Test Result

Test ID: 04/26/16 #16C

14.9 sec

14.9 sec

Grade Match Result:

[Ti Gr 1 - Exact Match](#)

aka CP Ti

[Ti Gr 2 and 3 - Exact Match](#)[Ti Pd - Gr 7 - Match Number: 0.5](#)

EI	%	+/-	Ti Gr 1
Ti	100.00	1.25	[99.80-100]

## Test information

Analyzer Mode: Alloy Plus

Analyzer Serial #: 540161

Field

Empresa

Amostra

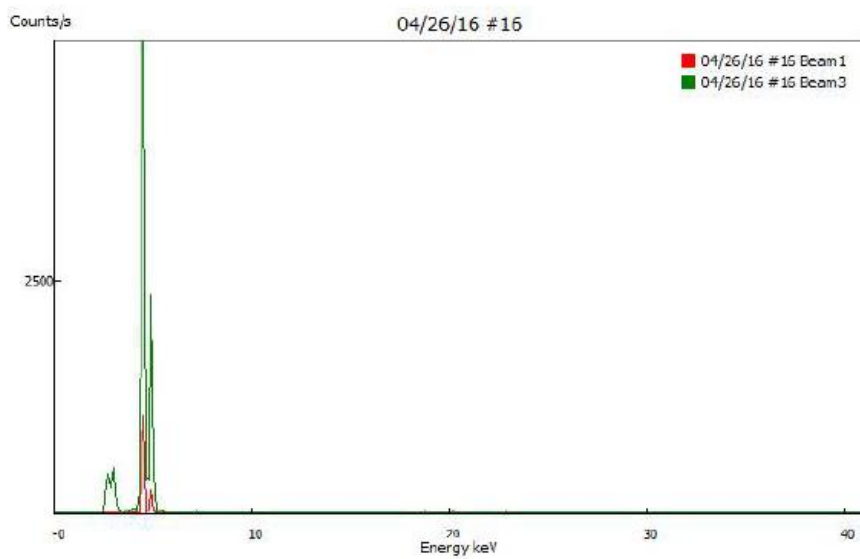
Info

Unesp Feb

6



## Spectrum



## ANEXO H

## Resultado do teste de composição química do Ti-cp G4

## Testes Unesp - FEB

## Test Result

Test ID: 04/26/16 #13C  
14.9 sec

14.9 sec

Grade Match Result:

Ti Gr 1 - Exact Match

aka CP Ti

Ti Gr 2 and 3 - Exact Match

El	%	+/-	Ti Gr 1
Ti	100.00	1.37	[99.80-100]

## Test information

Analyzer Mode: Alloy Plus  
Analyzer Serial #: 540161

Field	Info
Empresa	Unesp Feb
Amostra	4



## Spectrum

