

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA DE MATERIAIS

**Análise comparativa do desempenho mecânico de ligas β -
Ti em implantes ortopédicos como alternativas aos
Biomateriais Metálicos Comerciais**

GUSTAVO ALVES JOSÉ

SÃO CARLOS -SP
2022

Análise comparativa do desempenho mecânico de ligas β -Ti em implantes ortopédicos como alternativas aos Biomateriais Metálicos Comerciais

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Departamento de Engenharia de Materiais da Universidade Federal de São Carlos, como requisito para obtenção do título de bacharel em Engenharia de Materiais.

Orientador: Professor Dr. Conrado Ramos Moreira Afonso

Folha de aprovação

[Será inserida a ata de defesa após entrega da versão final da monografia.]

AGRADECIMENTO

Primeiramente gostaria de agradecer a Deus por me fornecer a força e a tenacidade necessária durante todos esses anos árduos de graduação.

Ao meu Pai Cícero dos Santos José, minha Mãe Adriana Maria Alves dos Santos José e ao meu Irmão Guilherme Alves José que ao longo desses 5 anos da graduação me auxiliaram e apoiaram nos meus momentos mais baixos. Só consigo alcançar essa etapa graças a vocês e por isso serei eternamente grato.

Ao excelente Professor Orientador Dr. Conrado Ramos Moreira Afonso que dispôs de seu tempo e me auxiliou nesta árdua etapa quando foi necessário e por isso, muito obrigado.

A Instituição Universidade Federal de São Carlos que ao longo da graduação dispôs de toda a infraestrutura e conhecimento necessário para o meu desenvolvimento pessoal e profissional.

Por fim, a todos os meus amigos e professores que de algum modo atuaram durante o período em que passei durante a minha formação na graduação, a todas essas pessoas meu muito obrigado.

RESUMO

De acordo com a Organização Mundial da Saúde a expectativa de vida da população é cada vez maior, nesse contexto, o número de intervenções para a implementação de implantes ortopédicos no corpo humano também cresce com o passar das décadas. Assim, se torna necessário o desenvolvimento de materiais com elevada biocompatibilidade com o corpo humano. Nesse contexto, alguns dos biomateriais metálicos comerciais atualmente utilizados para esse tipo de aplicação, como o titânio comercialmente puro, a liga Ti-6Al-4V, ligas Co-Cr-Mo e Aços Inoxidáveis apresentam um valor de Módulo de Elasticidade superior ao valor do osso humano. Além disso, alguns desses materiais ainda apresentam elementos citotóxicos em sua composição como o Alumínio que pode vir a causar enfermidades neurológicas como o Alzheimer a partir da liberação de íons nocivos para o corpo humano no longo prazo. Desse modo, a presente monografia realiza o levantamento de dados microestruturais e mecânicos de diferentes ligas β titânio com elementos de liga biocompatíveis em sua composição afim de averiguar se a mudança microestrutural desses materiais propiciou em propriedades mecânicas mais adequadas para a aplicação em implantes ortopédicos. Assim, foram levantados dados microestruturais de diferentes ligas dos sistemas Ti-Mo, Ti-Nb, TNZT e TMZF a partir de análises de microscopia óptica e difratometria de Raio-X (DRX), além das propriedades mecânicas de módulo de elasticidade, Dureza Vickers, Tensão de escoamento, alongamento e limite de resistência a tração. A partir dos resultados obtidos, a liga metálica do sistema TNZT apresentou um Módulo de Elasticidade mais próximo ao valor desejado para esse tipo de aplicação 56 GPa, entretanto, todas as ligas β levantadas apresentaram Módulos de Elasticidade inferiores aos dos Biomateriais Metálicos Comerciais. Além disso, com relação às propriedades trativas e de dureza o sistema TMZF e mostrou como o melhor material com valores de limite de escoamento, limite de resistência à tração e dureza iguais a respectivamente, 1030 MPa, 1080 MPa e 345 HV. De forma geral, as ligas β levantadas apresentaram propriedades mecânicas superiores aos Biomateriais comerciais, sendo necessário a realização de estudos que analisem propriedades em fadiga dessas ligas além da viabilidade econômica de sua implementação em larga escala desses materiais.

Palavras-chave: Implante. Titânio. Ligas- β . Módulo de Elasticidade.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Expectativa de vida por região e gênero.	1
Figura 2 - Imagem de William J. Kroll, inventor do processo Kroll para obtenção do titânio metálico puro.	7
Figura 3 - Esquematização da transformação de fase Ti- α e Ti- β	8
Figura 4 - Variação na temperatura β transus a partir da adição de diferentes elementos de liga.	10
Figura 5 – Padrões de difração DRX de ligas Ti-Mo, sendo a) após escaneamento rápido; b) após escaneamento lento (0,5°/min).	16
Figura 6 - Micrografias ópticas de Ligas binárias Ti-Mo.	17
Figura 7 - Resultados dos Ensaios mecânicos realizados para as ligas Ti-Mo, sendo (a) Módulo de Elasticidade em Flexão (GPa); (b) Resistência em Flexão (MPa). ...	18
Figura 8 - Valores de Microdureza (HV) das Ligas Ti-Mo.	19
Figura 9 - Curvas de Tensão-Deformação de Engenharia para diferentes sistemas binários Ti-Mo em três direções distintas 0, 45° e 90° da direção de laminação.	20
Figura 10 - Resultados das análises DRX para as ligas Ti-Nb produzidas, sendo (a) Velocidade de escaneamento padrão para composições de Nb até 20wt%; (b) Velocidade de escaneamento padrão para composições de Nb a partir de 22,5 wt%; (c) Velocidade de escaneamento baixa (0,5°/min) para composições de Nb acima de 25 wt%.	23
Figura 11 - Micrografias ópticas de Ligas binárias Ti-Nb.	24
Figura 12- Valores de Microdureza (HV) das Ligas Ti-Nb.	25
Figura 13 - Resultados dos Ensaios mecânicos realizados para as ligas Ti-Nb, sendo (a) Módulo de Elasticidade em Flexão (GPa); (b) Resistência em Flexão (MPa).	25
Figura 14 - Espectros de Difração de ligas TNZT produzidas, sendo (a) liga Ti-25Nb-5Ta-4,5Zr; (b) liga Ti-25Nb-5Ta-7Zr; (c) liga Ti-35Nb-5Ta-7Zr; (d) liga Ti-45Nb-5Ta-7Zr.	28

Figura 15 - Microestruturas das Ligas TNZT analisadas após a homogeneização de 1000 °C por 8 horas, sendo (a) liga Ti-25Nb-5Ta-4,5Zr; (b) liga Ti-25Nb-5Ta-7Zr; (c) liga Ti-35Nb-5Ta-7Zr; (d) liga Ti-45Nb-5Ta-7Zr.	29
Figura 16 - Microscopia óptica da liga TMZF produzida por fusão por feixe de elétrons.	32
Figura 17 - Picos de difração da liga TMZF produzida por fusão por feixe de elétrons.	33
Figura 18 - Gráfico comparativo do Módulo de Elasticidade x Dureza dos Biomateriais Metálicos e das Ligas β levantadas.	37
Figura 19 - Análise comparativa do comportamento mecânico das ligas Levantadas em relação aos Biomateriais comerciais, sendo (a) Microdureza Vickers; (b) Tensão de Escoamento; (c) Limite de Resistência à Tração e (d) Módulo de Elasticidade.	37

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Principais aplicações biomédicas de determinados materiais.	2
Tabela 2 - Propriedades físico químicas do titânio puro	9
Tabela 3 - Efeito de diferentes concentrações de elementos de ligas no comportamento alotrópico do titânio.	11
Tabela 4 - Nível de Biocompatibilidade do Titânio e diferentes elementos de liga empregados em ligas β	13
Tabela 5 - Ligas metálicas Ti-Mo obtidas através do processo de fusão à arco em atmosfera de argônio.	14
Tabela 6 - Resultados mecânicos médios de diferentes ligas metálicas Ti-Mo.	20
Tabela 7 - Ligas metálicas Ti-Nb obtidas através do processo de fusão à arco em atmosfera de argônio assim como suas composições caracterizadas por EDS.	22
Tabela 8 - Propriedades mecânicas em escoamento de ligas Ti-Nb.....	26
Tabela 9 - Ligas TNZT produzidas após o processo de fusão a arco.....	27
Tabela 10 - Propriedades mecânicas das ligas TNZT homogeneizadas produzidas.	30
Tabela 11 - Valor de dureza Vickers das ligas Ti-35Nb-5Ta-7Zr e Ti-25Nb-5Ta-7Zr em seu estado bruto de fusão e seu estado após a homogeneização por tratamento térmico.....	30
Tabela 12 - Propriedades mecânicas e de dureza da liga Ti-12Mo-6Zr-2Fe.	33
Tabela 13 - Propriedades mecânicas dos principais biomateriais empregados em próteses ortopédicas.....	34
Tabela 14 - Propriedades mecânicas e microestruturais levantadas das Ligas Ti-Mo, Ti-Nb, TNZT e TMZF.	35
Tabela 15 - Melhor alternativa entre as ligas comerciais e as ligas de titânio levantadas de acordo com cada propriedade mecânica.	36

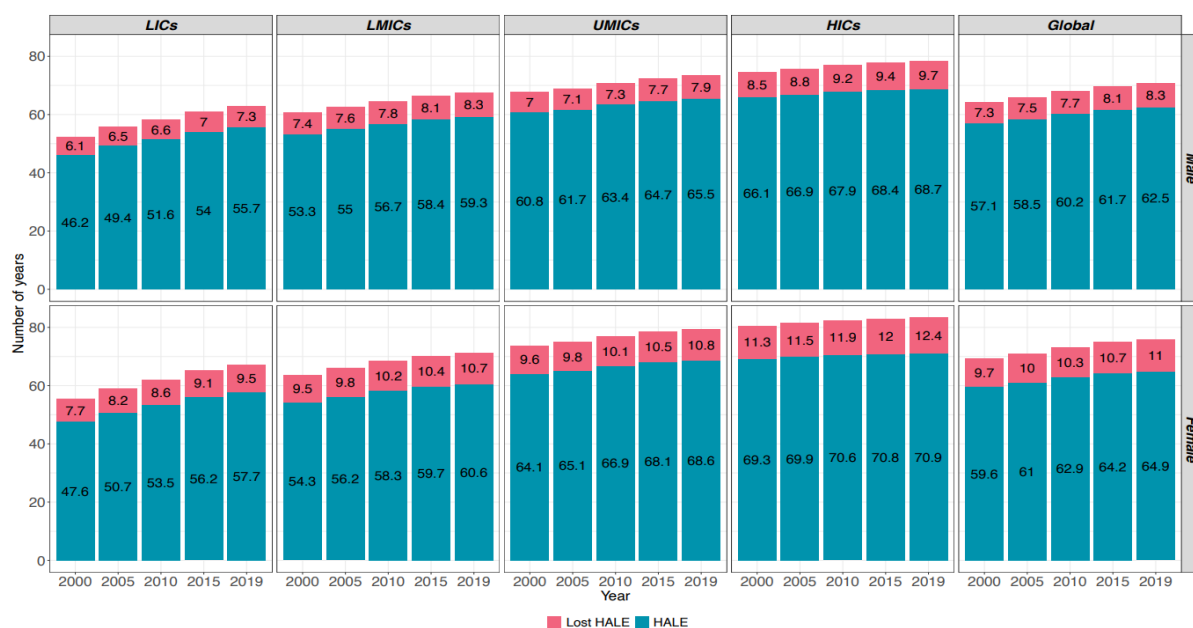
SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA	1
2	OBJETIVO	4
3	METODOLOGIA	5
4	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	6
4.1	REVISÃO HISTÓRICA A RESPEITO DO TITÂNIO.....	6
4.2	MÉTODO PARA OBTENÇÃO DO TITÂNIO METÁLICO PURO.....	7
4.3	CARACTERÍSTICA DO TITÂNIO E SUAS LIGAS.....	8
4.4	IMPLANTES ORTOPÉDICOS E BIOMATERIAIS.....	12
5	LEVANTAMENTO DAS LIGAS β TITÂNIO	13
5.1	LIGAS Ti-Mo.....	13
5.2	LIGAS Ti-Nb.....	20
5.3	SISTEMA TNZT.....	25
5.4	SISTEMA TMZF.....	29
6	COMPARAÇÃO ENTRE AS LIGAS β E OS BIOMATERIAIS METÁLICOS COMERCIAIS	33
7	CONSIDERAÇÕES FINAIS	37
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	39

1 INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS) a expectativa de vida média da população aumenta a cada ano conforme é evidenciado na Figura 1. Nesse caso, devido a longevidade cada vez maior da sociedade, se torna necessário o estudo acerca de materiais ou procedimentos que possam estar melhorando a qualidade de vida da população, um desses procedimentos é a realização de implantes ou próteses ortopédicas para correção de enfermidades.

Figura 1 - Expectativa de vida por região e gênero.



Fonte: World Health Organization (2021); Macedo (2018).

Nesse cenário, Rack e Qazi (2006) estimam que o número de procedimentos de substituições totais de quadril que serão realizados nos Estados Unidos (EUA) até o ano de 2030 será de mais de 272000. Assim, quando essa estatística é colocada em conjunto ao aumento constante no tempo de vida média da população é cada vez mais necessário o desenvolvimento de materiais que apresentem propriedades mecânicas e biológicas que produzam implantes ortopédicos cada vez mais duráveis e com menor custo afim de evitar a remoção ou substituição do implante após um curto período por conta de defeitos, falhas mecânicas ou incompatibilidades biológicas.

Como principais requisitos mecânicos de um material que constitui um implante ortopédico é possível listar a necessidade de valores elevados de dureza de forma a aumentar a resistência ao desgaste da peça, valor de módulo de Elasticidade compatível com o osso humano (10 a 40 GPa), além de elevados valores de tensão de escoamento afim de evitar falhas plásticas decorrentes do carregamento mecânico ao qual essa peça está submetida (GEETHA *et al.*, 2009). Além dos fatores mecânicos, esse tipo de aplicação ainda exige outras propriedades do material analisado como alta resistência à corrosão e compatibilidade biológica com o tecido humano afim de evitar reações ou enfermidades alérgicas (GEETHA *et al.*, 2009).

Atualmente diversos tipos de materiais das mais diversas classes já são alternativas viáveis para utilização em aplicações biomédicas. De acordo com Ratner, Hoffman e Lemons (2004) alguns materiais que já apresentam alguma utilização nesse setor são silicones, biovidros, ligas de titânio, ligas Cobalto-Cromo-Molibdênio, Aços Inoxidáveis como AISI 316L, entre outros. A Tabela 1 evidencia aplicações biomédicas de alguns materiais.

Tabela 1 - Principais aplicações biomédicas de determinados materiais.

Material	Aplicação Biomédica
Aços Inoxidáveis	Instrumentos cirúrgicos
Ligas de Titânio	Implantes dentários ou próteses ósseas
Ligas de Ouro	Implantes dentários
Cerâmicas de Alumina	Próteses articulares e correções dentárias
Cerâmicas de Zircônio	Próteses articulares
Polietilenos	Próteses articulares
Polipropilenos	Suturas

Fonte: Adaptado de Lantada (2011).

Nesse contexto, desde 1970 as ligas de titânio se tornam materiais cada vez mais utilizados como alternativas de material para a fabricação de implantes ósseos, e por conta disso o estudo e desenvolvimento desse tipo de material ganha cada vez mais destaque (RATNER; HOFFMAN; LEMONS, 2004).

Para Welsch, Boyer e Collings (2007) as principais virtudes do titânio e suas ligas são seu baixo valor de densidade, aliado à sua alta resistência corrosiva com um alto valor de resistência mecânica, desse modo sua utilização se mostra uma alternativa difundida em setores que exigem materiais de elevado desempenho mecânico em conjunto à produção de peças leves, como aeroespacial e biomédico. É interessante, aliás, afirmar que a alteração de parâmetros microestruturais dessas ligas através do controle de sua rota de processamento pode gerar mudanças em propriedades mecânicas e conseqüentemente alterações no seu desempenho em aplicações ortopédicas.

2 OBJETIVO

Essa monografia apresenta como objetivo analisar e comparar diferentes ligas β -Ti e assim comparar sua viabilidade de aplicação na produção de implantes ortopédicos de alta compatibilidade mecânica com o corpo humano em detrimento de diferentes tipos de Biomateriais Metálicos Comerciais. Nesse contexto, os sistemas e ligas metálicas levantados durante o trabalho serão respectivamente, Ti-Mo, Ti-Nb, Ti-Nb-Zr-T (TNZT) e Ti-12Mo-6Zr-2Fe (TMZF) e a comparação direta das propriedades mecânicas será realizada com quatro diferentes Biomateriais Metálicos sendo eles, o Titânio comercialmente puro Grau 2 (Ti-cp G2), a liga metálica Ti-6AL-4V Grau 5, o aço Inox F138 ou AISI 316L além do sistema Co-Cr-Mo F76.

3 METODOLOGIA

Os procedimentos que determinaram a metodologia de pesquisa para a confecção dessa monografia são evidenciados a seguir:

Revisão bibliográfica

Foi realizado o procedimento de pesquisa e análise acerca dos principais conceitos que regem os temas central da monografia, incluindo análise de Biomateriais Metálicos empregados na produção de Próteses ortopédicas, análise dos principais motivos de falhas e defeitos deste tipo de produto como o *stress shielding* além das propriedades e características do Titânio e suas ligas metálicas. Nesse contexto, o processo de pesquisa das fontes bibliográficas ocorreu a partir do agrupamento e análise de livros disponíveis no acervo da Biblioteca Comunitária da Universidade Federal de São Carlos, ou através de artigos periódicos disponíveis na plataforma digital Periódicos CAPES. A pesquisa foi efetuada em 2022 entre os meses de Maio a Agosto, a partir da utilização das principais palavras chave, Titânio, Biomateriais e Módulo de Elasticidade.

Levantamento das ligas β Titânio

Após o processo de revisão bibliográfica foi determinado que as ligas a serem levantadas para a análise, levando em conta critérios de biocompatibilidade, mecânicos e microestruturais, são os sistemas Ti-Mo, Ti-Nb, TNZT e TMZF.

Apresentação dos Dados e comparação com os Biomateriais Metálicos Comerciais

Após o levantamento das propriedades mecânicas e microestruturais de Dureza, Módulo de Elasticidade, Limite de escoamento, Limite de Resistência a tração e alongamento das ligas β Titânio foi realizado uma comparação direta com os Biomateriais Metálicos usualmente utilizados na aplicação em implantes ortopédicos, sendo eles respectivamente, o Ti-cp G2, Ti-6Al-4V, Aço AISI 316L e a Liga F76. Assim, a partir da reunião e comparação dessas propriedades foi possível averiguar

se as ligas β levantadas se mostram como materiais candidatos para substituir as ligas comerciais na aplicação em implantes ortopédicos.

4 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo, será realizado uma revisão histórica e bibliográfica acerca das principais características das ligas de titânio assim como suas principais propriedades que as tornam vantajosas para utilização no setor biomédico.

4.1 REVISÃO HISTÓRICA A RESPEITO DO TITÂNIO

O Ti é um dos elementos mais presentes na crosta da Terra em conjunto com os elementos ferro, manganês e alumínio, e pode ser encontrado usualmente em seu formato de óxido, entretanto, apesar de sua alta disponibilidade esse óxido não possibilita uma reação de redução simples para a obtenção do Titânio por conta da alta reatividade desse elemento com o oxigênio (LÜTJERING; WILLIANS, 2003).

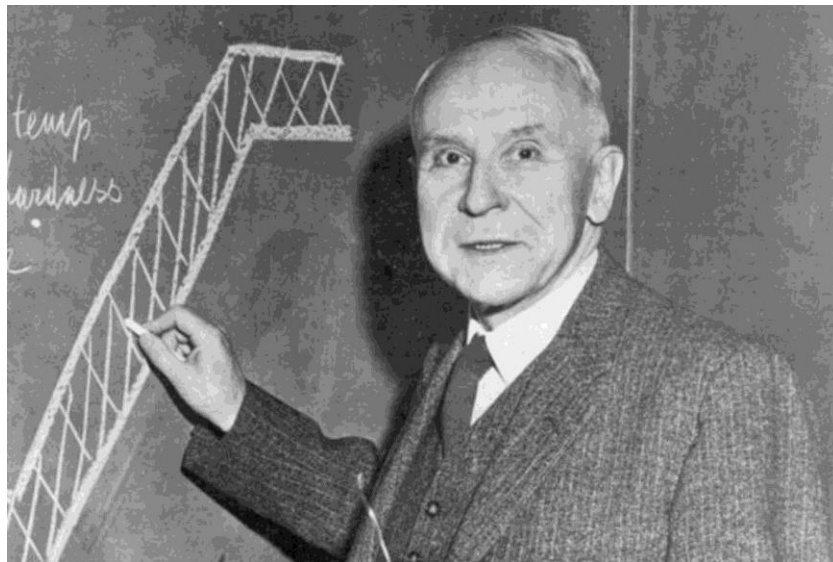
O titânio foi primeiramente descoberto por volta dos anos 1790 pelo inglês W. Gregor que identificou esse elemento no minério denominado de *ilmenita*. Alguns anos mais tarde o alemão M. H. Klaproth averiguou a presença desse mesmo elemento em um minério denominado Rutilo e assim nomeou o elemento como titânio (WELSCH, BOYER e COLLINGS, 2007).

Nesse contexto, com o passar dos anos os estudos acerca de métodos que permitissem a extração do titânio puro avançavam de forma gradual. Um dos primeiros métodos para a obtenção desse produto foi desenvolvido pelo químico Matthew A. Hunter em 1910. Nesse processo o tetracloreto de titânio ($TiCl_4$) era aquecido até a temperatura de $800^{\circ}C$ junto a sódio metálico para a sua redução, apesar do sucesso na obtenção do composto metálico com um elevado grau de pureza, essa técnica se mostrou ineficiente para aplicação em larga escala devido ao seu alto custo econômico (EL KHALLOUF, OLIVIER e SOUCY, 2021).

Foi apenas durante a segunda guerra mundial que o cientista William Justin

Kroll, representado na Figura 2, desenvolveu um processo para obtenção do titânio metálico puro através da redução do tetracloreto de titânio ($TiCl_4$) na presença de magnésio metálico. A obtenção do titânio através desse método foi conhecida como processo Kroll e é até hoje um dos principais pilares econômicos para a obtenção do titânio metálico puro em escala industrial (LÜTJERING e WILLIAMS, 2007).

Figura 2 - Imagem de William J. Kroll, inventor do processo Kroll para obtenção do titânio metálico puro.



Fonte: (<https://www.luxtimes.lu/>, 2017).

4.2 MÉTODO PARA OBTENÇÃO DO TITÂNIO METÁLICO PURO

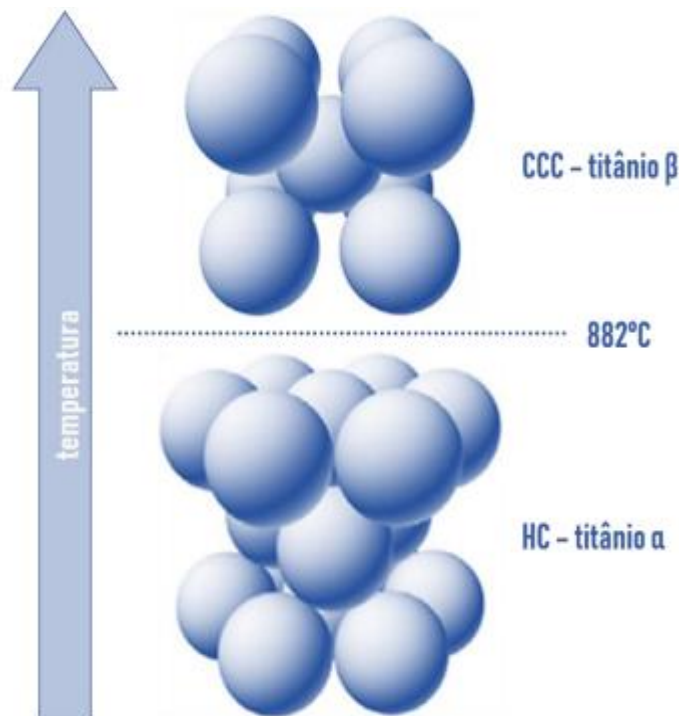
A partir do método Kroll é possível realizar a extração do titânio metálico puro a com a redução do $TiCl_4$ em conjunto com magnésio metálico. Nesse processo a ilmenita é inserida em um reator contendo coque e cloro para que o óxido inicial sofra um processo de cloração para a formação do Tetracloreto de Titânio (GAO, NIE, *et al.*, 2018). Após esse processo o $TiCl_4$ obtido reage com Magnésio metálico líquido para a obtenção do titânio metálico esponjoso. As equações simplificadas a seguir descrevem as principais etapas de obtenção do titânio metálico a partir do método proposto por Kroll (SUBRAMANYAM, 1993).



4.3 CARACTERÍSTICAS DO TITÂNIO E SUAS LIGAS

Após a obtenção do titânio metálico puro através do método Kroll a sua utilização pode se dar através do elemento puro ou pela utilização de ligas metálicas de composições variadas (DONACHIE, 2000). Quando em temperatura ambiente o titânio apresenta uma fase denominada fase alfa (α) que apresenta uma estrutura hexagonal compacta, HC, entretanto, ao aquecermos o material até uma temperatura de aproximadamente 882 °C, (o valor exato de temperatura depende do grau de pureza do material) a fase α sofre uma transformação alotrópica para a fase β que apresenta uma estrutura cúbica de corpo centrado, CCC (LÜTJERING e WILLIAMS, 2007). A Figura 3 esquematiza a mudança na célula unitária na transformação alotrópica das fases Ti- α e Ti- β .

Figura 3 - Esquematização da transformação de fase Ti- α e Ti- β .



Fonte: Júnior (2019).

O titânio e suas ligas tem como principais características físico químicas densidades menores em relação aos aços e superligas de Níquel, nesse caso as ligas de titânio apresentam aproximadamente apenas 60% da densidade desses materiais, ou seja, se mostra uma alternativa área aplicações que necessitam de um produto mais leve. Além disso, o titânio ainda apresenta valores de resistência à tração semelhantes aos de Aços inoxidáveis Martensíticos e maiores do que a maioria dos ferros inoxidáveis austeníticos ou ferríticos (DONACHIE, 2000). A tabela 2 abaixo evidencia algumas das principais propriedades a respeito do titânio.

Tabela 2 - Propriedades físico químicas do titânio puro

Propriedade	
Densidade	4,5 g/cm ³
Ponto de Fusão	1668 °C
Ponto de Ebulição	3281 °C
Número atômico	22
Estrutura cristalina Fase α	HC
Estrutura cristalina Fase β	CCC
Massa atômica	47,86 u

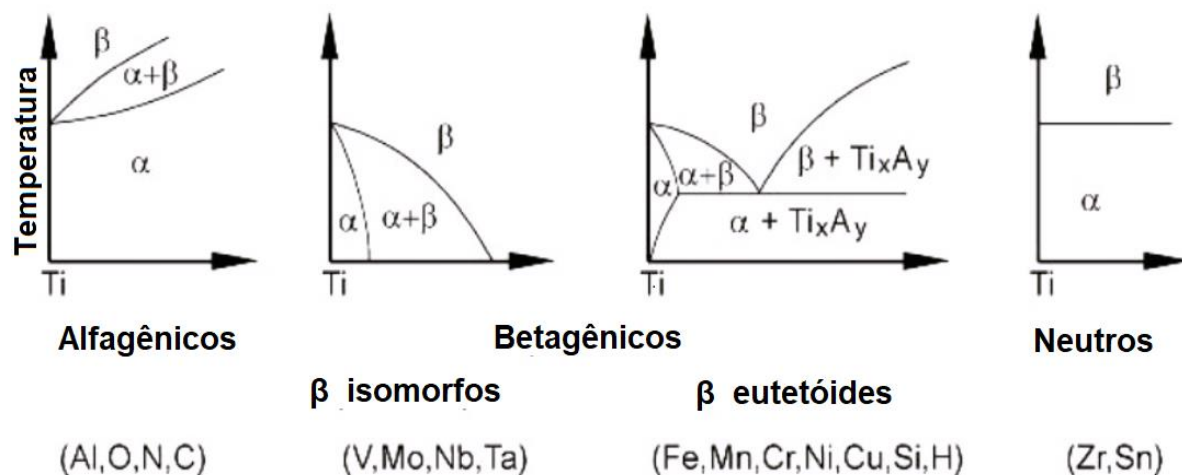
Fonte: Adaptado de Macedo (2018); Lütjering, Williams (2007).

O patamar de temperatura de transição alotrópica do titânio, denominado de temperatura β -*transus* é um importante fator na análise do comportamento de suas ligas pois ele pode ser alterado com base na adição de elementos de liga específicos (LÜTJERING e WILLIAMS, 2007). Nesse contexto, com base no tipo de elemento adicionado na liga é possível diminuir ou aumentar o patamar da temperatura β -*transus* e com isso obter ligas metálicas de titânio com microestruturas e propriedades distintas (BOYER, GERHARD e COLLINGS, 2007).

Os elementos que compõem a liga de titânio podem ser caracterizados como elementos alfa-gênicos, beta-gênicos ou neutros conforme seu efeito na temperatura β -*transus*. Os elementos alfa-gênicos são responsáveis pelo aumento da temperatura de formação da fase β , em contrapartida os elementos beta-gênicos promovem a diminuição na temperatura β -*transus* e com isso a formação da fase beta pode ser realizada em menores temperaturas (LEYENS e PETERS, 2003). Nesse contexto,

ainda é possível citar a existência de elementos de liga com caráter neutro pois de maneira geral não apresentam grandes influências no comportamento de transformação de fases α e β apresentado pelas ligas de titânio, mas podem ser utilizados como elementos de aumento de resistência mecânica da liga através de solução sólida (LÜTJERING e WILLIAMS, 2007). A figura 4 esquematiza o comportamento do diagrama de fases das ligas de titânio conforme ocorre variação na composição de um elemento de liga.

Figura 4 - Variação na temperatura β transus a partir da adição de diferentes elementos de liga.



Fonte: Adaptado de Lütjering, Williams (2007); Júnior (2019).

A partir disso, é possível realizar a classificação de diversos elementos como alfacênicos, betagênicos ou neutros com base no efeito que a adição de uma determinada concentração desse elemento causa no comportamento alotrópico do titânio em seu estado metálico puro, o oxigênio por exemplo é um elemento intersticial dessa liga e apresenta um comportamento alfacênico (DONACHIE, 2000). A tabela 3 evidencia a classificação de alguns elementos de liga que podem ser utilizados em ligas de titânio assim como seu efeito no comportamento alotrópico do titânio.

Tabela 3 - Efeito de diferentes concentrações de elementos de ligas no comportamento alotrópico do titânio.

Elemento alfa gênico	Elemento beta gênico	Elemento Neutro
2 - 7 Alumínio (wt %)	2 – 20 Molibdênio (wt %)	Zircônio
-	2 – 20 Vanádio (wt %)	Estanho
-	2 – 6 Cobre (wt %)	-

Fonte: Adaptado de Donachie (2000).

Assim, conforme ocorre a formação de uma liga de titânio é possível realizar a sua classificação em algumas categorias distintas conforme as fases presentes à temperatura ambiente, esse tipo de classificação separa as ligas de titânio em três categorias: ligas α , ligas $\alpha + \beta$ e ligas β (DONACHIE, 2000). O controle das transformações da fase α para a fase β , assim como o processo de retorno dessa transformação de fase é o principal fator para a compreensão das microestruturas e propriedades apresentadas pelas ligas de titânio (HERNÁNDEZ, 2012).

As transformações de fases α , β podem apresentar um caráter difusional, no qual ocorre a nucleação e crescimento de grãos quando a taxa de resfriamento do sistema ocorre de uma forma suficientemente lenta (BOYER, GERHARD e COLLINGS, 2007). Entretanto, conforme o equilíbrio termodinâmico do sistema é prejudicado o mecanismo de transformação de fases deixa de ser majoritariamente difusional e o que predomina é a formação de fases metaestáveis através de cisalhamento, como a martensita e uma fase de estrutura hexagonal denominada ômega (ω) (LÜTJERING e WILLIAMS, 2007).

As características microestruturais das fases metaestáveis formadas nas ligas são dependentes tanto da rota de processamento utilizada quanto da composição do material analisado (JÚNIOR, 2019). Nesse contexto, a martensita pode apresentar duas estruturas distintas de acordo com a quantidade de β estabilizadores presentes na liga, quando o teor desses elementos é baixo ocorre a formação de uma martensita de estrutura Hexagonal denominada martensita α' (DONACHIE, 2000). Em contrapartida, conforme ocorre o aumento na quantidade de elementos beta gênicos a martensita formada apresenta uma estrutura ortorrômbica por conta da deformação causada pela estrutura CCC da fase β , esse tipo de estrutura recebe a denominação de martensita ortorrômbica ou α'' (LÜTJERING e WILLIAMS, 2007).

4.3 IMPLANTES ORTOPÉDICOS E BIOMATERIAIS

A partir da definição dos principais conceitos acerca do elemento Titânio e suas ligas, se torna importante avaliar e definir quais as principais propriedades exigidas para que um material possa ser utilizado de maneira satisfatória em implantes ortopédicos. Nesse contexto, para que um material se qualifique como um biomaterial eficiente, se faz necessário com que ele cumpra uma série de requisitos biológicos e mecânicos visando sempre evitar fenômenos de rejeição biológica para com aquele material (GEETHA, SINGH, *et al.*, 2009).

Desse modo, entre as principais propriedades mecânicas exigidas para esse tipo de aplicação é possível citar valores adequados de dureza do material, fator que contribui com a resistência ao desgaste do produto final, Módulo de Elasticidade semelhante ao do osso humano de forma a evitar incompatibilidades biomecânicas, além de propriedades em tração adequadas para evitar falhas plásticas do material ao ser submetido a um esforço solicitante (KUNČICKÁ, KOCICH e LOWE, 2017).

Ademais, além das propriedades mecânicas um Biomaterial ainda deve apresentar compatibilidade biológica adequada com o corpo humano, de forma que sua inserção no corpo humano não deve promover a liberação de elementos tóxicos para o organismo, além de não causar reações alérgicas e inflamações. Nesse contexto, os elementos Nióbio (Nb), Zircônio (Zr), Molibdênio (Mo) se mostram como elementos com alto grau de biocompatibilidade (GEETHA, SINGH, *et al.*, 2009). Além disso, outras propriedades como elevada resistência a corrosão e osseointegração também se caracterizam como propriedades importantes para a seleção de um biomaterial funcional (KUNČICKÁ, KOCICH e LOWE, 2017).

Assim, de forma geral a aplicação do Ti no setor biomédico se dá através de sua utilização comercialmente pura em diferentes grades, para aplicações com menores exigências mecânicas de fadiga, ou através da liga Ti-6Al-4V que apresenta uma baixa densidade e propriedades mecânicas em fadiga elevadas (FERRANDINI *et al.*, 2006). Entretanto, esse tipo de liga apresenta um módulo de elasticidade muito maior que o do osso, existindo a possibilidade de inutilizar o implante por conta do fenômeno de *stress shielding* que se caracteriza como uma distribuição mecânica desigual na interface osso-metal, fato que pode ocasionar em perda óssea indesejada além da inutilização do implante inserido, além da presença de elementos citotóxicos

em sua composição como o Alumínio e o Vanádio (JÚNIOR, 2019). Nesse contexto, as ligas beta (β) titânio com materiais biocompatíveis em sua composição como o Ta, Nb, e Zr se mostram cada vez mais como possíveis alternativas para a produção de implantes ósseos pois apresentam propriedades elásticas mais compatíveis com às requeridas em um biomaterial pois como é evidenciado na Tabela 4 esses elementos apresentam baixa apresentam baixa citotoxicidade com o corpo humano (OU, WENG, *et al.*, 2017).

Tabela 4 - Nível de Biocompatibilidade do Titânio e diferentes elementos de liga empregados em ligas β .

Elemento	Citotoxicidade	Biocompatibilidade	Nível Alergênico
Ti	Moderada	Alta	Baixo
Nb	Baixa	Alta	Baixo
Zr	Baixa	Alta	Baixo
Ta	Baixa	Alta	Baixo

Fonte: (GEETHA, SINGH, et al, 2009).

5 LEVANTAMENTO DAS LIGAS β TITÂNIO

A partir da pesquisa de trabalhos e teses acadêmicas já realizadas foi feito o levantamento de diversas propriedades mecânicas e estruturais de algumas ligas β -Titânio, além das ligas comerciais mais utilizadas como a Ti-6Al-4V e o Ti comercialmente puro. Nesse contexto, os dados recolhidos incluem, o Módulo E de elasticidade (GPa), Limite de escoamento e Limite de Resistência à tração, alongamento, dureza Vickers (HV), rota de processamento utilizada para a obtenção do material assim como sua composição, além da análise microestrutural da liga obtida através de resultados de Difração de Raios X (DRX) ou microscopia óptica.

Assim, como o objetivo da monografia é avaliar a viabilidade da utilização de ligas β -Ti em aplicações ortopédicas sem elementos citotóxicos em sua composição, foram selecionadas ligas com os seguintes sistemas para a análise, Ti-Mo, Ti-Nb, Ti-Nb-Zr-Ta e Ti-Mo-Zr-Fe (LÜTJERING e WILLIAMS, 2007).

Os sistemas binários Ti-Mo e Ti-Nb promovem a formação de ligas β -titânio de alta compatibilidade mecânica entre a prótese e o osso do paciente, entre essas ligas a composição Ti-15Mo e Ti-35Nb atuam como a base para a obtenção de novas ligas

β -Ti para aplicações ortopédicas devido à sua alta compatibilidade mecânica com o osso humano. Além disso, os sistemas TNZT e TMZF também se mostram cada vez mais como materiais que apresentam as propriedades desejadas nesse tipo de aplicação, e, portanto, serão os materiais alvo do levantamento da monografia (BUZATU, GEANTĂ, *et al.*, 2019; GEETHA, SINGH, *et al.*, 2009).

5.1 – LIGAS Ti-Mo

De acordo com Ho, Ju e Cher Lin., (1999) o sistema Binário Ti-Mo promove a estabilização da fase β a partir de composições mínimas do elemento β -estabilizador Mo, assim, em seu estudo foi realizada a caracterização microestrutural além de ensaios mecânicos de ligas Binárias com composições variando de 6 a 20% wt de Mo. Nesse caso, como o elemento Molibdênio não é citotóxico para o corpo humano a aplicação desse tipo de liga binária é uma alternativa viável para a aplicação em implantes ortopédicos (CHEN e THOUAS, 2015).

Rota de processamento

Ho, Ju e Cher Lin., (1999) realizaram a análise de Ligas Ti-Mo com ligas contendo composições variadas de Molibdênio em wt%. As amostras nesse caso foram preparadas através de um sistema de fundição pressurizado à vácuo com fundição à arco (Cast-Matic, Iwatani Corp., Japan). O titânio e o molibdênio utilizado na confecção das amostras apresentavam um grau de pureza de 99,9 e 99,5 wt%, respectivamente. Durante o processo de derretimento do metal, a câmara de fundição foi preenchida com uma atmosfera de argônio que exercia uma pressão no sistema de 1,5 kgf/cm³. Nesse caso, para garantir um grau de homogeneidade química adequado para as amostras produzidas, os lingotes foram refundidos três vezes em uma atmosfera de argônio. Assim, a Tabela 5 evidencia as ligas obtidas após os processos de fundição realizados por Ho, Ju e Cher Lin., (1999).

Tabela 5 - Ligas metálicas Ti-Mo obtidas através do processo de fusão à arco em atmosfera de argônio.

Ligas Metálicas obtidas							
Ti-6Mo	Ti-7,5Mo	Ti-9Mo	Ti-10Mo	Ti-12,5Mo	Ti-15Mo	Ti-17,5Mo	Ti-20Mo

Fonte: (HO, JU e CHERN LIN, 1999).

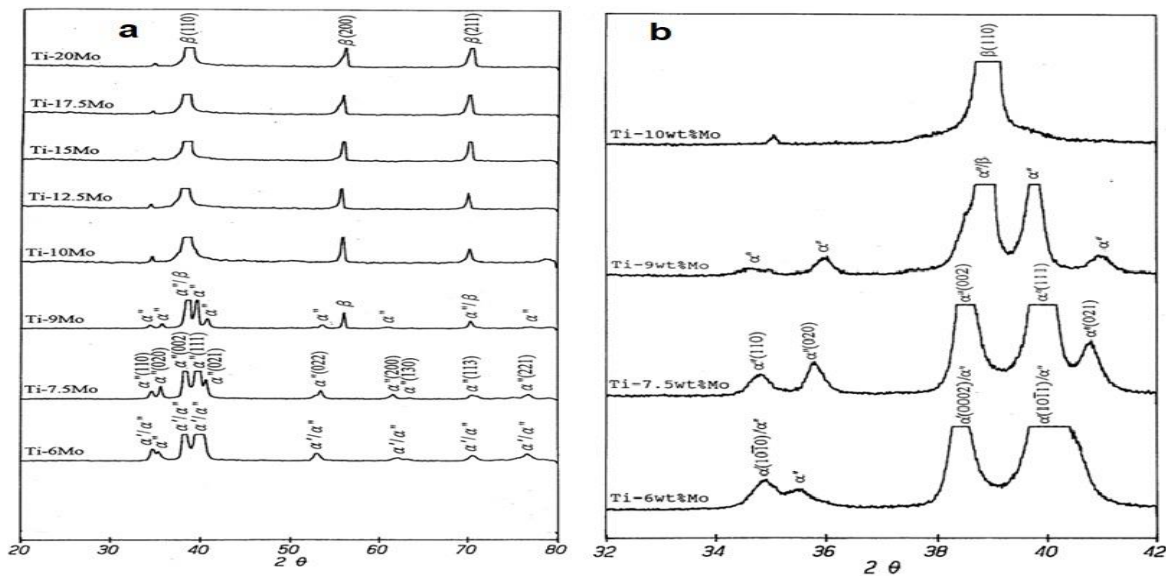
Caracterização Microestrutural

Para a caracterização microestrutural das amostras obtidas através do processo de fundição, Ho, Ju e Chern Lin., (1999) utilizaram a técnica de Difração por Raios-X (DRX). Nesse caso, o difratômetro utilizado foi o Rigaku D-Max IIIV, operando a uma tensão de 30 kV e uma corrente de 20 mA. A partir disso, se utilizou uma radiação de Cu K_{α} que incidiu através de um filtro de Ni, de modo que a caracterização das fases presentes no material foi realizada a partir de uma análise comparativa dos dados obtidos experimentalmente com à base de dados *Joint Committee on Powder Diffraction Standards* (JPCDS).

Assim, os resultados de DRX para as Ligas Ti-Mo são evidenciados na Figura 5 (a). Nesse caso, é perceptível que as fases microestruturais presentes no material variam de acordo com a composição de Mo da liga, de forma que para composições de Mo abaixo de 10 wt% é notada a presença das fases martensíticas retidas α' hexagonal e α' ortorrômbica que variam de acordo com a composição. Entretanto, conforme o teor em peso de Mo na composição da liga atinge valores superiores a 10% ocorre o aumento da retenção da fase β em temperatura ambiente de modo que somente os picos dessa fase podem ser detectados na análise DRX realizada.

A partir disso, como forma de comprovar que o teor crítico de Mo em peso é de 10% também foi realizada uma análise de DRX das ligas Ti-Mo com baixa velocidade de escaneamento (0,5°/min) para uma maior resolução do ensaio. Os resultados desse ensaio são evidenciados na Figura 5 (b) e é possível observar a partir dos resultados obtidos que de fato a fase β se torna dominante no sistema a partir da liga com 10 wt% de Mo.

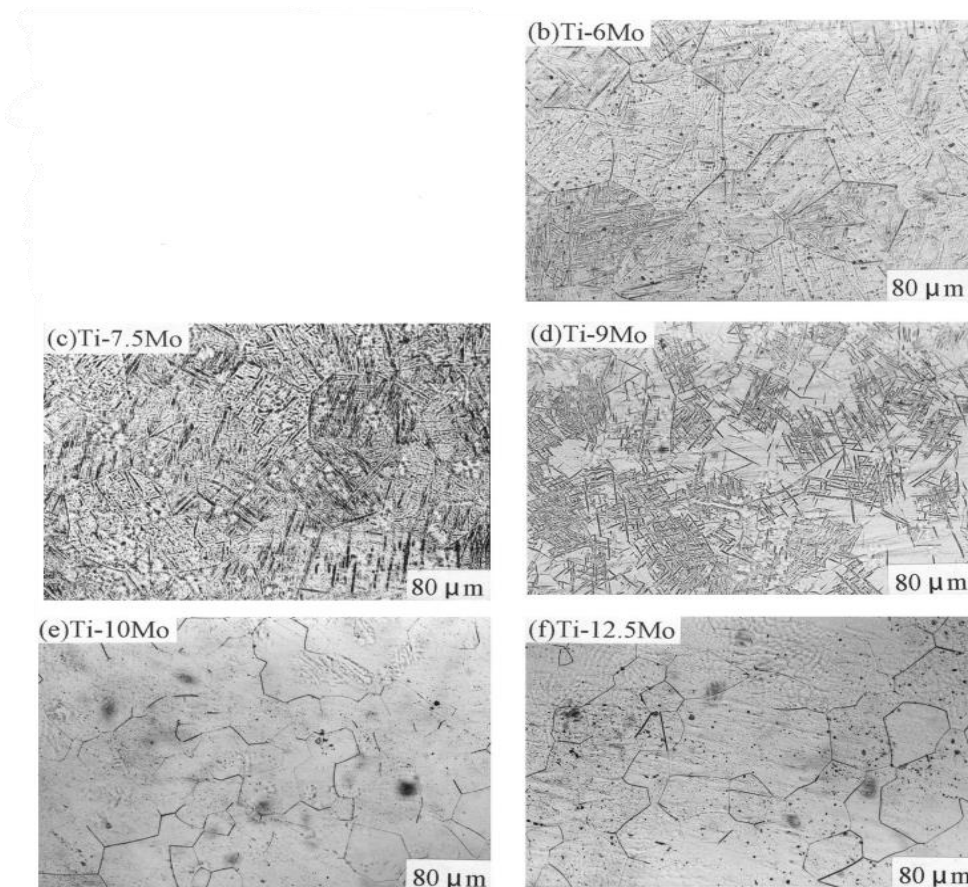
Figura 5 – Padrões de difração DRX de ligas Ti-Mo, sendo **a)** após escaneamento rápido; **b)** após escaneamento lento (0,5°/min).



Fonte: (HO, JU e CHERN LIN, 1999, adaptada).

Seguindo nesse contexto, como forma de complementar as análises realizadas por DRX Ho, Ju e Chern Lin., (1999) realizaram a análise da microestrutura das ligas produzidas através de microscopia óptica. Nesse caso, as amostras analisadas foram polidas mecanicamente até um nível final de 0,3 μm de pó de Alumina e em seguida foram atacadas com uma solução de água, ácido nítrico e ácido hidro fluorídrico na proporção em volume de (80:15:5) para em seguida serem analisadas através do aparelho de microscopia óptica (MC80, ZEISS, Alemanha). Através da Figura 6 é possível observar que a fase β passa a ser dominante na microestrutura apenas em teores de Mo acima de 10 wt%, dado em conformidade com as análises DRX que foram realizadas, de forma que para composições com menores teores desse elemento as microestruturas analisadas apresentam fases martensíticas retidas. Nesse contexto, é observado a presença de martensita α'' com morfologia fina e acicular na liga com composição de Mo em 6 wt%, sendo que para a liga com composição de Mo em 7,5 wt% a fase α'' é a fase predominante na microestrutura, de maneira que é apenas na liga com composição de Mo em 9% que passa a ser possível observar a retenção de uma pequena quantidade de fase β disposta em grãos equiaxiais.

Figura 6 - Micrografias ópticas de Ligas binárias Ti-Mo.



Fonte: (HO, JU e CHERN LIN, 1999, adaptada).

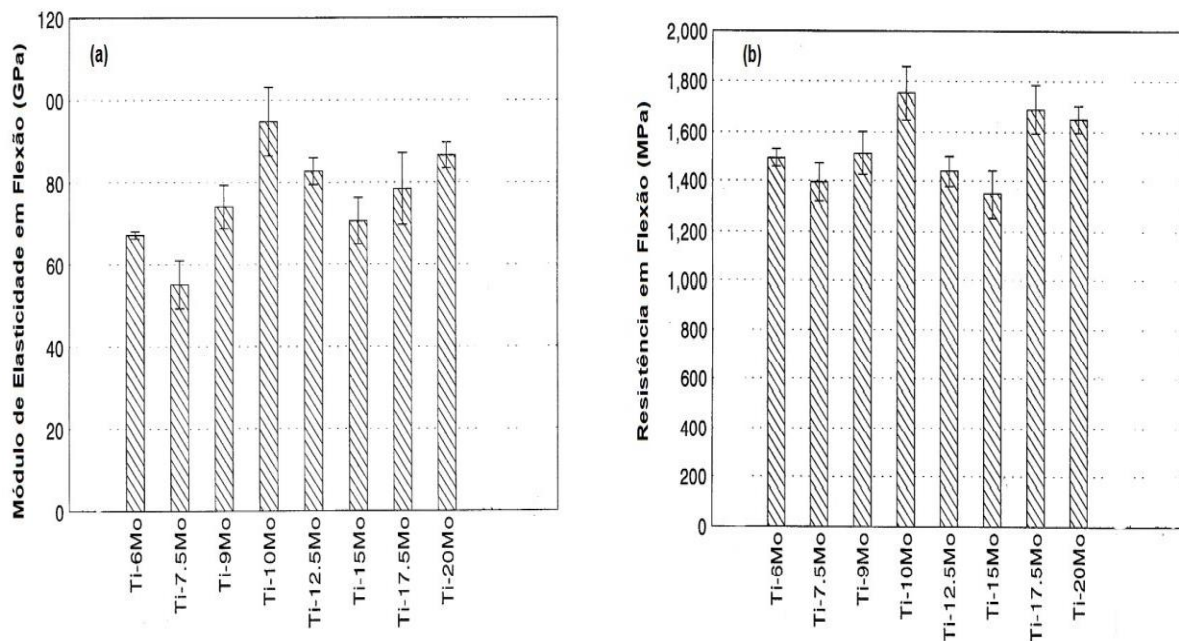
Propriedades mecânicas

Ho, Ju e Chern Lin., (1999) realizaram o mapeamento mecânico das ligas produzidas através da medição das propriedades de micro dureza Vickers (HV), módulo de elasticidade em flexão (GPa) assim como medição de valores de resistência à flexão (MPa). O ensaio de dureza das amostras previamente polidas foi realizado no microdurômetro MXT70 a partir de uma carga de 200 gf por 15 segundos. Além disso, as propriedades mecânicas de módulo de elasticidade e resistência à flexão foram realizadas a partir de um ensaio de flexão em 3 pontos com o equipamento Shimadzu AGS-500D. A amostra utilizada no ensaio apresentava uma largura, espessura e comprimento de 5, 1 e 30 mm respectivamente.

De acordo com os resultados de elasticidade apresentados na Figura 7 (a) é possível observar que entre as ligas β (10 a 20 wt% de Mo) à que apresentou o menor valor de Módulo foi a liga Ti-15Mo (71 GPa). Além disso, com relação aos resultados de resistência à flexão (Mpa), apresentados na Figura 7 (b) se nota que as ligas β

analisadas apresentaram um valor de resistência à flexão contido no intervalo de 1400-1750 MPa com a Liga Ti-10Mo definindo o limite superior dessa propriedade.

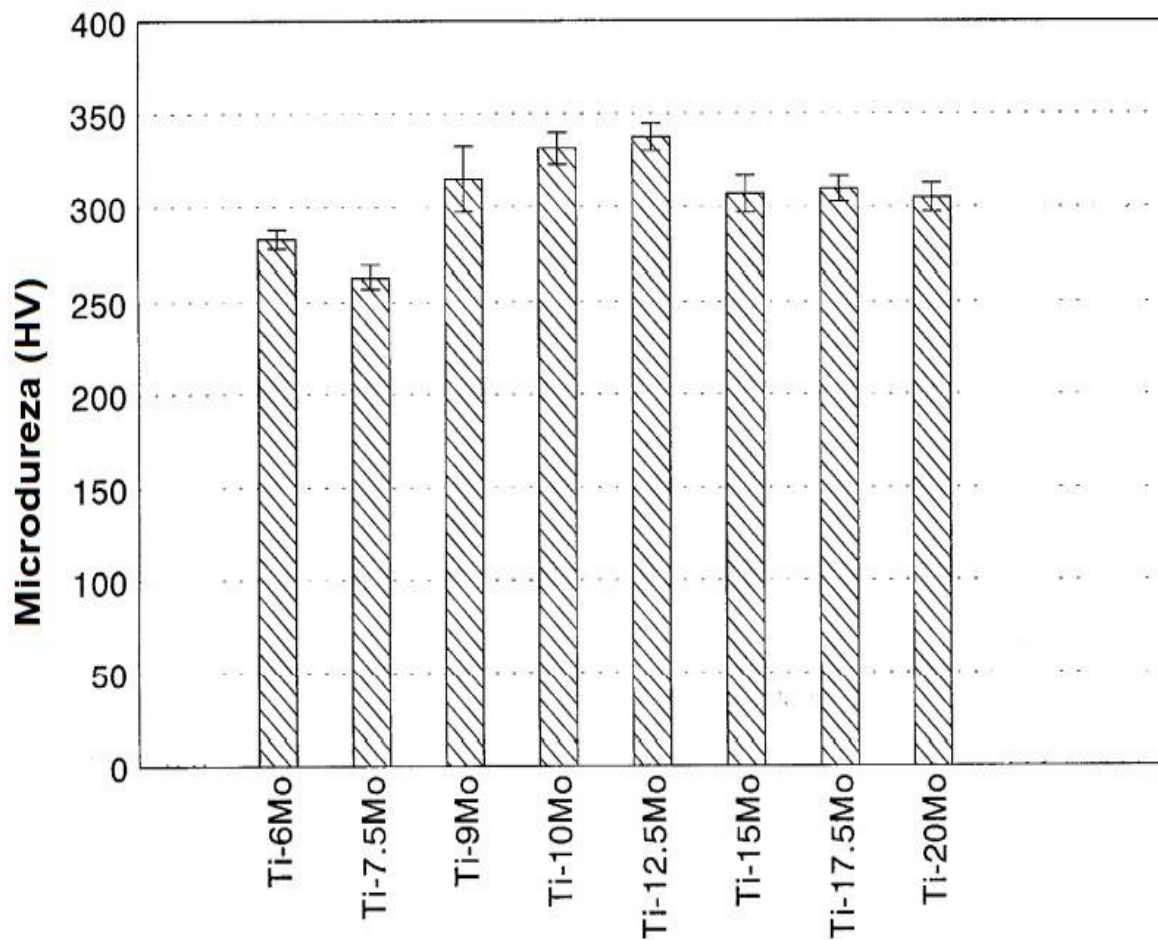
Figura 7 - Resultados dos Ensaios mecânicos realizados para as ligas Ti-Mo, sendo **(a)** Módulo de Elasticidade em Flexão (GPa); **(b)** Resistência em Flexão (MPa).



Fonte: (HO, JU e CHERN LIN, 1999, adaptada).

Em relação à micro dureza (HV) é possível observar através da Figura 8 que entre as Ligas com composição de Mo acima de 10 wt% foi possível observar que os valores de dureza variaram de (310 a 325 HV) com a Liga Ti-12,5Mo representando o limite superior dessa propriedade.

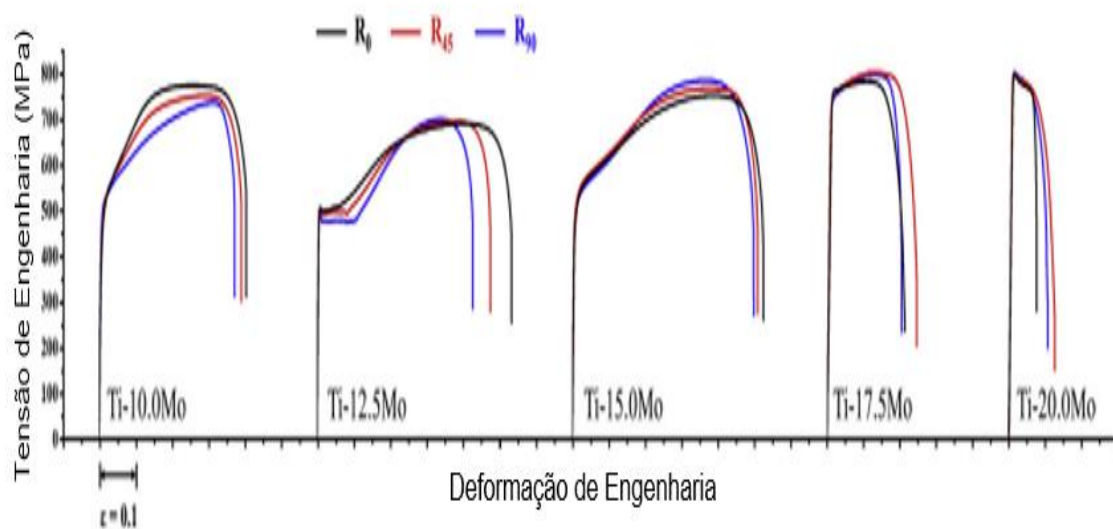
Figura 8 - Valores de Microdureza (HV) das Ligas Ti-Mo.



Fonte: (HO, JU e CHERN LIN, 1999, adaptada).

Para a análise do comportamento desse sistema em escoamento (LM e LEE, 2020) realizaram o estudo mecânico desse sistema binário através de ensaios mecânicos em amostras com três orientações distintas ($0,45^\circ$ e 90°) de acordo com a direção de laminação, seguindo como metodologia a norma ASTM E8 e seus resultados são evidenciados na Figura 9.

Figura 9 - Curvas de Tensão-Deformação de Engenharia para diferentes sistemas binários Ti-Mo em três direções distintas 0, 45° e 90° da direção de laminação.



Fonte: (LM e LEE, 2020, adaptada).

Assim, os resultados mecânicos obtidos dessa análise são evidenciados na Tabela 6. Nesse caso, ao compararmos esses resultados com as análises microestruturais realizadas por Ho, Ju e Chern Lin., (1999) é possível evidenciar que conforme ocorre o aumento do teor de Mo na liga a tensão média de escoamento é elevada, porém aliado a esse efeito a liga também apresenta uma diminuição na deformação total média antes da fratura.

Tabela 6 - Resultados mecânicos médios de diferentes ligas metálicas Ti-Mo.

Liga Metálica	Tensão de escoamento média (MPa)	Tensão de Ruptura média (MPa)	Alongamento médio (%)
Ti-10Mo	437	755	27,3
Ti-12,5Mo	493	696	38,1
Ti-15Mo	467	771	36,6
Ti-17,5Mo	732	794	12,8
Ti-20Mo	774	800	2,6

Fonte: (LM e LEE, 2020, adaptada).

5.2 – LIGAS Ti-Nb

De acordo com Chen e Thouas., (2015) o elemento β -estabilizador Nióbio (Nb) não apresenta um grau elevado de citotoxicidade para o corpo humano, dessa forma, se torna cada vez mais presente o estudo acerca das propriedades e características do sistema binário Ti-Nb para aplicações desse tipo de liga metálica no setor biomédico. A partir desse contexto, Lee, Ju e Chern Lin., (2002) realizaram o estudo e análise das propriedades mecânicas e microestruturais de ligas binárias Ti-Nb de composições de Nb variando de 5 a 35 wt% e seus resultados são evidenciados a seguir.

Rota de processamento

O processamento das ligas Ti-Nb se deu a partir de amostras de Titânio e Nióbio com um grau de pureza de 99,9% wt%. A fundição dessa liga se deu em um sistema de fundição pressurizado à vácuo com fundição à arco (*Castmatic**) em uma atmosfera de Argônio que exercia uma pressão de 1,5 kgf/cm² no sistema durante o processo de derretimento dos lingotes. Nesse caso, de forma a garantir uma homogeneização correta dos metais derretidos a etapa de derretimento foi repetida três vezes (LEE, JU e CHERN LIN, 2002).

Além disso, o sistema de fundição utilizado nesse caso apresentava uma câmara superior para o derretimento dos lingotes em atmosfera de Argônio, além de uma câmara inferior contendo um molde de grafite à temperatura ambiente de forma que com a diferença de pressão gerada pela atmosfera superior de Argônio o metal derretido era evacuado rapidamente para o recipiente de grafite (LEE, JU e CHERN LIN, 2002). Assim, a Tabela 7 evidencia as ligas metálicas Ti-Nb obtidas após essa rota de processamento além de suas composições caracterizadas através da técnica de espectroscopia de Raios-X por dispersão de energia (EDS).

Tabela 7 - Ligas metálicas Ti-Nb obtidas através do processo de fusão à arco em atmosfera de argônio assim como suas composições caracterizadas por EDS.

Liga Metálica	Composição de Nb wt%
Ti-5Nb	5,08 ± 0,20
Ti-10Nb	10,32 ± 0,35
Ti-15Nb	13,66 ± 0,22
Ti-17,5Nb	17,97 ± 0,52
Ti-20Nb	20,76 ± 1,58
Ti-22,5Nb	22,37 ± 1,02
Ti-25Nb	24,09 ± 1,23
Ti-27,5Nb	26,65 ± 1,01
Ti-30Nb	29,09 ± 0,45
Ti-35Nb	35,72 ± 0,68

Fonte: (LEE, JU e CHERN LIN, 2002, adaptada).

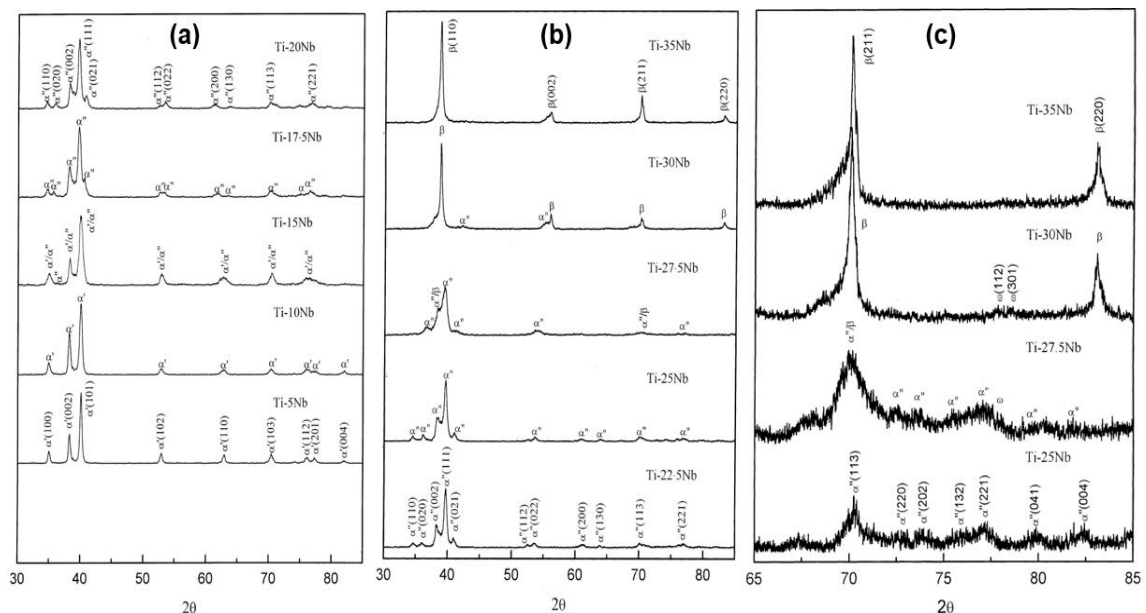
Caracterização microestrutural

Para a caracterização microestrutural das amostras obtidas através do processo de fundição, Lee, Ju e Chern Lin., (2002) utilizaram a técnica de DRX a partir do equipamento Rigaku D-Max IIIIV, operando a uma tensão de 30 kV e uma corrente de 20 mA. Nesse caso, a radiação incidente Cu K α atravessou um filtro de Ni, de modo que a caracterização das fases presentes no material foi realizada a partir de uma análise comparativa dos dados obtidos experimentalmente com à base de dados JPCDS. Nesse caso, além da varredura padrão, também foi realizada uma varredura em baixas velocidade de escaneamento (0,5°/min) de forma a evidenciar com um maior grau de resolução fases não detectadas durante a caracterização por microscopia óptica.

Os resultados obtidos partir da análise DRX são evidenciados na Figura 10 (a) e 10 (b), é perceptível através dessa análise que ligas Ti-Nb com composições de Nióbio em peso abaixo de 15% apresentam picos de difração que caracterizam a presença majoritária de martensita hexagonal no sistema. Em contrapartida, as ligas com composições de Nióbio no intervalo de 17,5 a 25 wt% apresentaram picos de difração que caracterizam a presença majoritária da fase martensítica ortorrômbica no sistema. Nesse caso, foi apenas para composições de Nióbio acima de 30 wt% que foi evidenciado a retenção da fase β no sistema além da presença da fase ω ,

resultado que pode ser visualizado com um maior grau de resolução na Figura 10 (c) a partir da realização de uma análise DRX em baixas velocidades de escaneamento (0,5°/min).

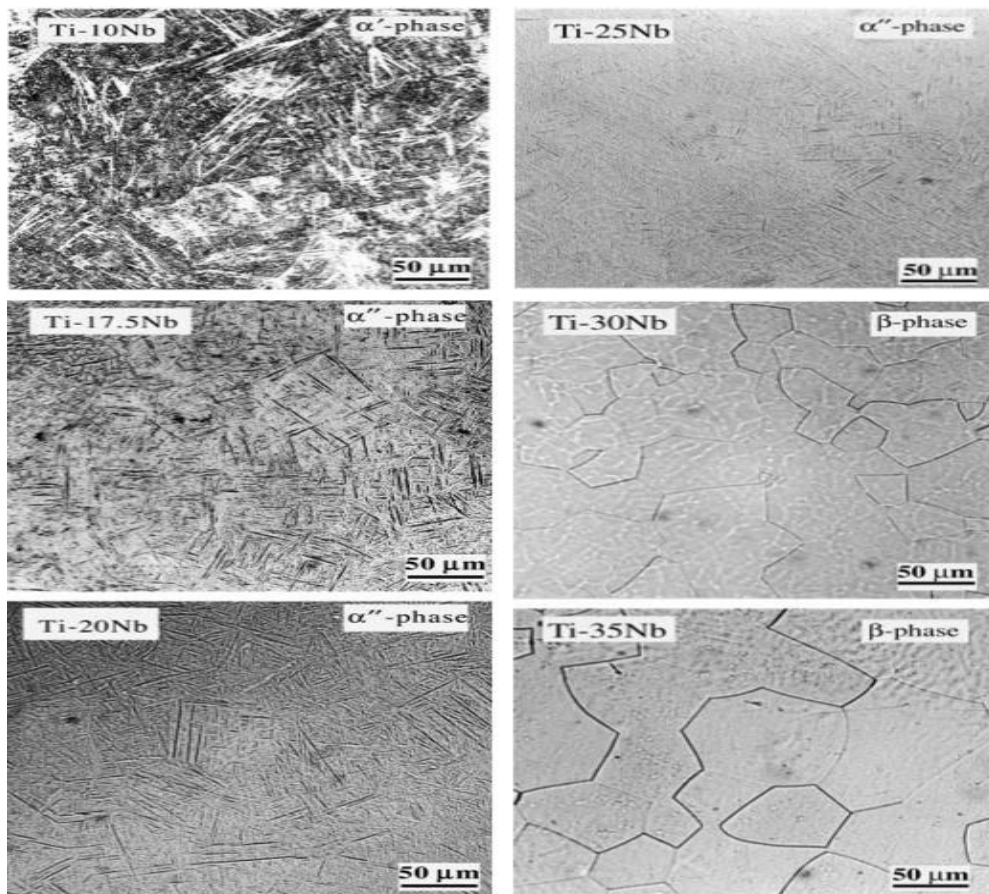
Figura 10 - Resultados das análises DRX para as ligas Ti-Nb produzidas, sendo **(a)** Velocidade de escaneamento padrão para composições de Nb até 20wt%; **(b)** Velocidade de escaneamento padrão para composições de Nb a partir de 22,5 wt%; **(c)** Velocidade de escaneamento baixa (0,5°/min) para composições de Nb acima de 25 wt%.



Fonte: (LEE, JU e CHERN LIN, 2002, adaptada).

Assim, como forma complementar de análise microestrutural Lee, Ju e Chern Lin., (2002) realizaram a análise das ligas produzidas através da técnica de microscopia óptica. Para a realização desta análise as amostras analisadas foram submetidas a um polimento mecânico até um nível final de 0,05 μm de pó de Alumina sendo atacadas em seguida com uma solução de água, ácido nítrico e ácido hidrófluorídrico na proporção em volume de (80:15:5) para em seguida serem analisadas através do aparelho de microscopia óptica (MC80, ZEISS, Alemanha). A partir da Figura 11 é possível observar os resultados das microscopias realizadas para as ligas Ti-Nb produzidas, é perceptível que as características microestruturais dessas ligas são dependentes do teor de Nb presente na liga. Assim, conforme o teor de Nb de 25 wt% a fase β começa a ser retida na microestrutura em conjunto com a fase α'' de modo que em a microestrutura apresentou a predominância da fase β nas Ligas com composições de 30 wt% corroborando com os resultados DRX obtidos.

Figura 11 - Micrografias ópticas de Ligas binárias Ti-Nb.



Fonte: (LEE, JU e CHERN LIN, 2002, adaptada).

Propriedades mecânicas

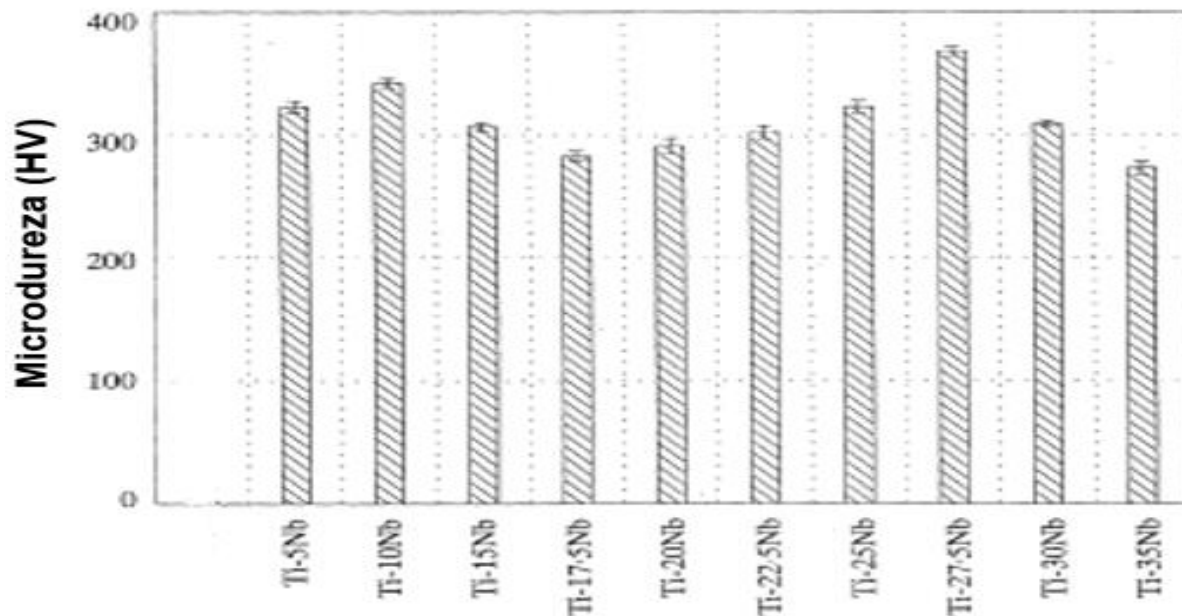
Lee, Ju e Chern Lin., (2002) realizaram a medição e análise das propriedades de micro dureza Vickers (HV), módulo de elasticidade em flexão (GPa) assim como medição de valores de resistência à flexão (MPa). O ensaio de dureza das amostras previamente polidas foi realizado no microdurômetro MXT70 a partir de uma carga de 200 gf por 15 segundos. Além disso, as propriedades mecânicas médias de módulo de elasticidade e resistência à flexão foram realizadas a partir de ensaios de flexão em 3 pontos com o equipamento Shimadzu AGS-500D.

De acordo com os resultados mecânicos apresentados na Figura 13 (a) é possível observar que entre as ligas que apresentam fase β retida (25 a 35 wt% de Nb) à que apresentou o menor valor de Módulo de Elasticidade em flexão foi a liga Ti-35Nb (58 GPa). Além disso, com relação aos resultados de resistência à flexão (Mpa), apresentados na Figura 13 (b) se nota que as ligas β analisadas apresentaram um valor de resistência contido no intervalo de 1400-1800 MPa com a Liga Ti-27,5Nb

definindo o limite superior dessa propriedade (1800 MPa).

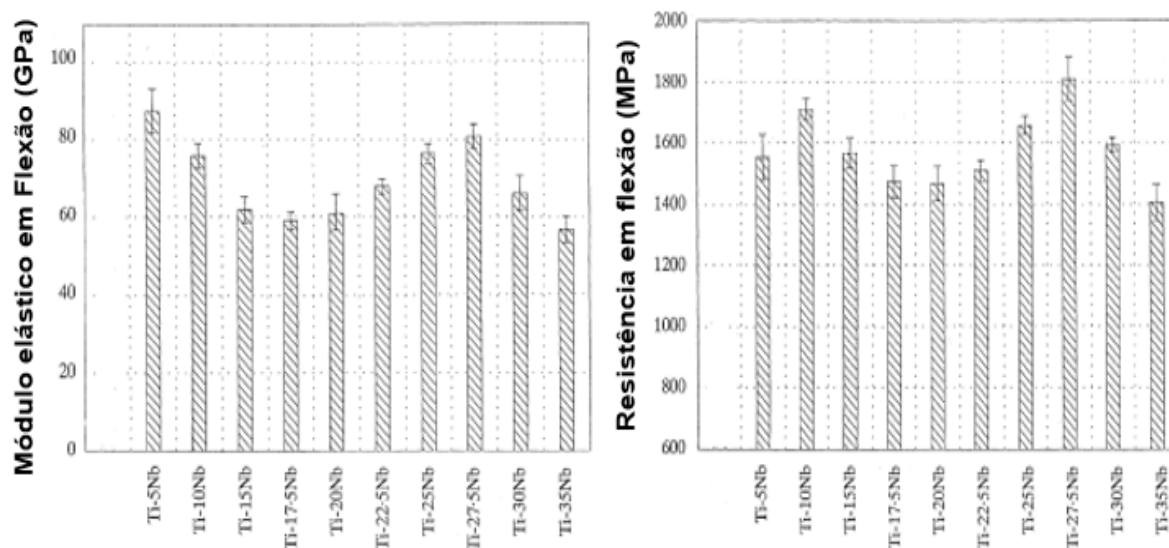
Em relação à micro dureza (HV) é possível observar através da Figura 12 que entre as Ligas com composição de Nb com fase β retida (25 a 35 wt% de Nb) é possível observar que os valores variam de (275 a 325 HV) com a Liga Ti-27,5Nb representando o limite superior dessa propriedade.

Figura 12- Valores de Microdureza (HV) das Ligas Ti-Nb.



Fonte: (LEE, JU e CHERN LIN, 2002, adaptada).

Figura 13 - Resultados dos Ensaio mecânicos realizados para as ligas Ti-Nb, sendo (a) Módulo de Elasticidade em Flexão (GPa); (b) Resistência em Flexão (MPa).



Fonte: (LEE, JU e CHERN LIN, 2002, adaptada).

Para a análise do comportamento plástico do sistema Ti-Nb Zhang et al; (2020) realizou a análise de ligas com composição de 0 a 25% em peso do elemento Nióbio. Nesse caso, a produção das ligas se deu através da fusão tripla dos elementos puros para a garantia de um elevado grau de homogeneização das amostras preparadas, nesse caso o equipamento utilizado para o ensaio de tensão do material foi o *Instron 589X* em uma velocidade de carga da célula da máquina ensaio de 15mm/min. Além disso, Mariana *et al*; (2018) realizou a análise mecânica da liga Ti-35 Nb produzida através de fundição à vácuo em atmosfera de Argônio após as submeter a um tratamento térmico de envelhecimento à uma temperatura de 500 °C por um período de 4 horas à uma taxa de 30 °C/min. Para a obtenção das propriedades de escoamento se utilizou um ensaio de tração uniaxial em amostras cilíndricas de 5mm de diâmetro e 25mm de comprimento útil da amostra. Nesse caso, os resultados de plasticidade dessas ligas são evidenciados na tabela 7.

Tabela 8 - Propriedades mecânicas em escoamento de ligas Ti-Nb.

Liga analisada	$\sigma_{0,2}$ (MPa)	σ_t (MPa)	Alongamento (%)
Ti-5Nb	407	536,5	11
Ti-10Nb	494	600,5	10,5
Ti-15Nb	682,5	773	9
Ti-20Nb	736	863,5	5,5
Ti-25Nb	872,5	1014	4,5
Ti-35Nb	889	972	7,5

Fonte: (MARIANA *et al*, 2018; ZHANG *et al*, 2020, adaptada).

5.3 – SISTEMA TNZT

O sistema quaternário TNZT vêm sendo cada vez mais estudado e analisado como uma alternativa viável para a aplicação em próteses ortopédicas por conta de sua composição que não apresenta elementos citotóxicos para o corpo humano, além de ser compatível mecanicamente com os requisitos exigidos nesse tipo de aplicação (CHOE, SAJI e KO, 2009). Nesse contexto, Mello; (2004) realizou o estudo das propriedades mecânicas e microestruturais de ligas Ti-Nb-Zr-Ta com diferentes composições com o intuito de averiguar sua aplicabilidade no setor biomédico.

Rota de processamento

Mello; (2004) preparou a sua amostra metálica a partir do processo de fusão a arco em atmosfera pura de argônio. Os elementos utilizados para esse processo se deram na forma comercialmente pura e para garantir a correta homogeneização do fundido o processo de fusão dos lingotes foi repetido 5 vezes. A partir disso, após esse processo a peça produzida foi submetida à um tratamento térmico de 1000 °C por 8 horas em uma atmosfera de ar, afim de promover a estabilização da fase β e na homogeneização da microestrutura. Assim, algumas das ligas obtidas após esse processamento são evidenciadas na Tabela 9.

Tabela 9 - Ligas TNZT produzidas após o processo de fusão a arco.

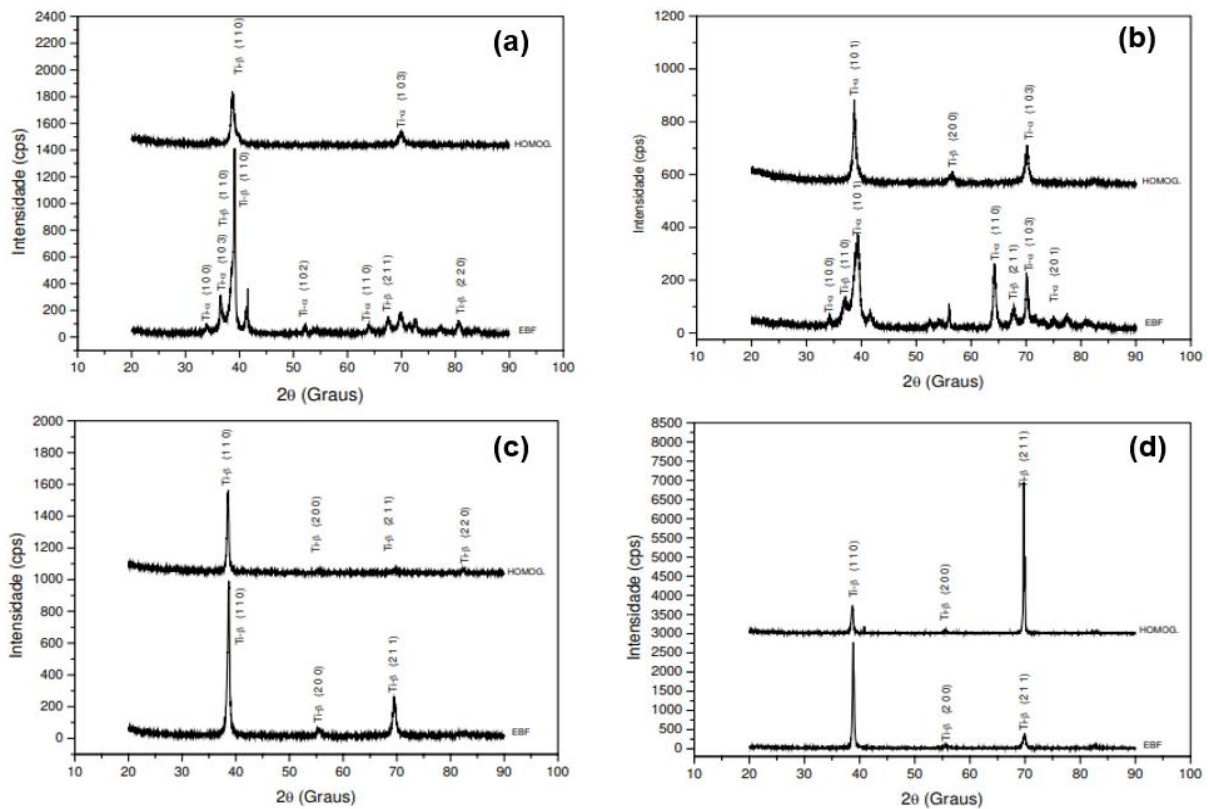
Liga TNZT			
Ti-25Nb-5Ta-4,5Zr	Ti-25Nb-5Ta-7Zr	Ti-35Nb-5Ta-7Zr	Ti-45Nb-5Ta-7Zr

Fonte: (MELLO, 2004, adaptada).

Caracterização microestrutural

Para a caracterização microestrutural das amostras obtidas através do processo de fundição, seguindo a norma ASTM E3-95 Mello., (2004) utilizou a técnica de DRX a partir do equipamento modelo Geigerflex, operando a uma tensão de 30 kV e uma corrente de 15 mA. Nesse caso, a radiação incidente $\text{Cu K}\alpha$ foi utilizada de forma a obter os padrões de difração compreendida entre os ângulos 20° e 90°. Nesse caso os picos de difração obtidos após esse processo são evidenciados na Figura 14, é possível observar que a retenção e detecção dos picos cúbicos característicos da fase β podem ser observados nas amostras das ligas Ti-35Nb-5Ta-7Zr e da liga Ti-45Nb-5Ta-7Zr.

Figura 14 - Espectros de Difração de ligas TNZT produzidas, sendo **(a)** liga Ti-25Nb-5Ta-4,5Zr; **(b)** liga Ti-25Nb-5Ta-7Zr; **(c)** liga Ti-35Nb-5Ta-7Zr; **(d)** liga Ti-45Nb-5Ta-7Zr.

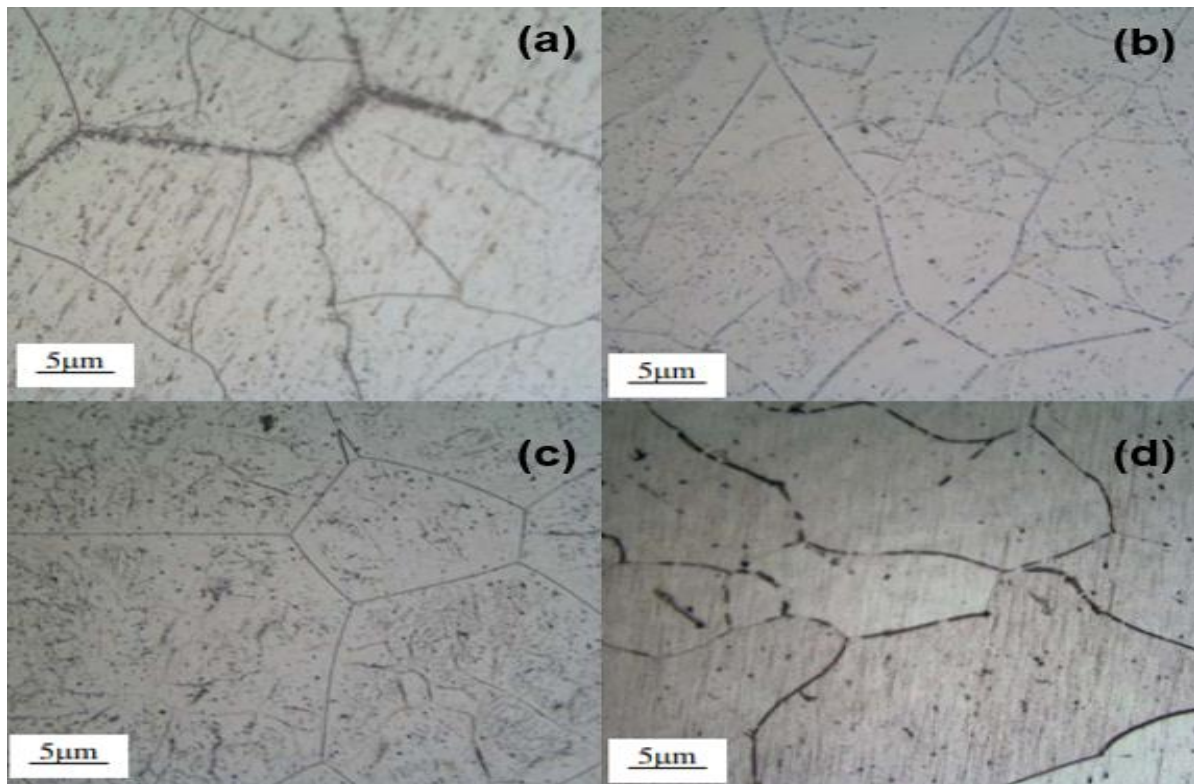


Fonte: (MELLO, 2004, adaptada).

Além disso, como forma de complementar a análise DRX, Mello; (2004) realizou a caracterização das amostras TNZT devidamente polidas e preparadas de acordo com a norma ASTM E3-95 com o equipamento modelo Olympus BX60M. Os resultados obtidos são evidenciados na Figura 15, nesse caso é possível observar que a microestrutura obtida através dessa técnica de caracterização corrobora com os aspectos microestruturais evidenciados através da técnica de DRX pois as ligas TNZT com teores de Nióbio de 25 wt% apresentaram a fase alfa no interior e nos contornos de grão após o tratamento de homogeneização, conforme previsto pela caracterização através de Raios-X.

A partir disso, se nota que as ligas Ti-35Nb-5Ta-7Zr e Ti-45Nb-5Ta-7Zr apresentaram a retenção total da fase cúbica de titânio com uma microestrutura característica desse tipo de sistema no qual é evidenciada a presença de fase β disposta em grandes grãos equiaxiais de diferentes tamanhos.

Figura 15 - Microestruturas das Ligas TNZT analisadas após a homogeneização de 1000 °C por 8 horas, sendo **(a)** liga Ti-25Nb-5Ta-4,5Zr; **(b)** liga Ti-25Nb-5Ta-7Zr; **(c)** liga Ti-35Nb-5Ta-7Zr; **(d)** liga Ti-45Nb-5Ta-7Zr.



Fonte: (MELLO, 2004, adaptada).

Propriedades mecânicas

Para a determinação de propriedades mecânicas estruturais das Ligas TNZT produzidas foram realizados ensaios de tração de acordo com a norma ASTM E8M-97 através de três corpos de provas distintos entre si, usinados a partir das ligas metálicas produzidas (MELLO, 2004). Assim, a partir desse ensaio foram determinadas as propriedades de módulo de Elasticidade em GPa (E), tensão de escoamento em MPa ($\sigma_{0,2}$), tensão de ruptura em MPa (σ_t) e alongamento (%), com esses dados sendo evidenciado na Tabela 10.

Sendo assim, a partir da análise dos dados obtidos do ensaio de tração é evidenciado que as propriedades mecânicas das ligas β são influenciadas pelo teor de Nb presente na amostra metálica de modo que a liga Ti-35Nb-5Ta-7Zr apresenta propriedades mecânicas distintas da liga Ti-45Nb-5Ta-7Zr. Nesse caso, tanto o módulo de Elasticidade, quanto a tensão de escoamento da liga com menos Nióbio é menor.

Tabela 10 - Propriedades mecânicas das ligas TNZT homogeneizadas produzidas.

Ligas metálicas	E (GPa)	$\sigma_{0,2}$ (MPa)	σ_t (MPa)	Alongamento (%)
Ti-25Nb-5Ta-4,5Zr	79,8±3,9	514±64	609±27	19,88±6,83
Ti-25Nb-5Ta-7Zr	85,7±10,7	371±43	570±6	33,53±5,96
Ti-35Nb-5Ta-7Zr	55,7±0,2	486±2	570±29	20,95±6,04
Ti-45Nb-5Ta-7Zr	76,6±0,9	598±20	611±19	20,26±7,37

Fonte: (MELLO, 2004, adaptada).

Para a análise de dureza Vickers das amostras produzidas Mello; (2004) utilizou um equipamento da marca Buehler modelo 2100 através da aplicação de uma carga 0,98 N durante um intervalo de penetração de 15 segundos. Nesse caso as amostras selecionadas para a análise foram as ligas Ti-35Nb-5Ta-7Zr e Ti-25Nb-5Ta-7Zr por conta de seus menores valores de módulo de Elasticidade, sendo assim, os resultados obtidos através dessa análise são evidenciados na Tabela 11.

Assim, é possível notar nesse caso que o valor de dureza da liga metálica β com 35% de Nb é menor quando comparada com a amostra com menor porcentagem em peso de Nióbio que apresenta uma microestrutura com a presença das fases $\alpha + \beta$.

Tabela 11 - Valor de dureza Vickers das ligas Ti-35Nb-5Ta-7Zr e Ti-25Nb-5Ta-7Zr em seu estado bruto de fusão e seu estado após a homogeneização por tratamento térmico.

Liga metálica	HV	
	Estado bruto de fusão	Homogeneizada
Ti-25Nb-5Ta-7Zr	319,7±4,3	306,8±5,4
Ti-35Nb-5Ta-7Zr	242,1±6,2	231,2±7,2

Fonte: (MELLO, 2004, adaptada).

5.4 – SISTEMA TMZF

O sistema Ti-Mo-Zr-Fe se apresenta como uma opção cada vez mais viável para aplicações biomédicas em implantes pois assim como o sistema TNZT apresenta um valor de módulo de Elasticidade mais compatível com o osso humano

e além disso não possui a presença de elementos citotóxicos para o corpo humano em sua composição. Assim, a caracterização microestrutural assim como as propriedades mecânicas da liga Ti-12Mo-6Zr-2Fe é evidenciada a partir das análises realizadas por Santos; (2019) e Lemons e Brown; (1996).

Rota de processamento

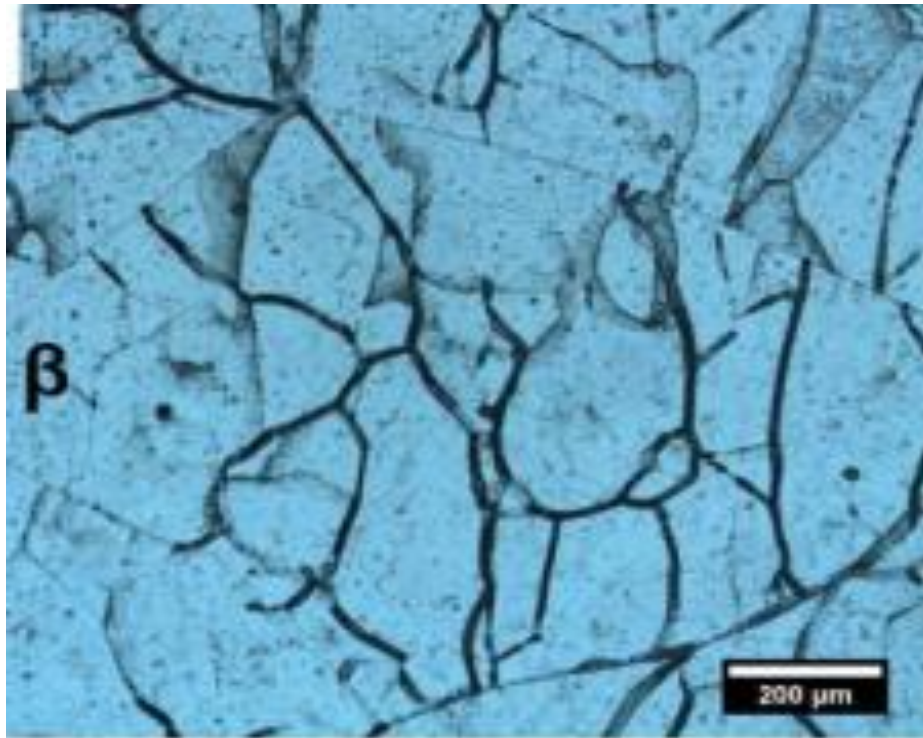
As amostras das Ligas TMZF preparadas por Lemons e Browns; (1996) e Santos; (2019) foram preparadas através do processo de refusão à arco dos elementos puros em atmosfera inerte de argônio, seguido de rápido resfriamento em um recipiente de Cobre ao qual a amostra foi solidificada. Nesse contexto, para que a homogeneização dos elementos de liga ocorra de maneira satisfatória o processo de refusão foi repetido em três vezes. Além disso, Santos; (2019) realizou a análise de amostras TMZF previamente preparadas a partir da técnica de fusão por feixe de elétrons.

Caracterização microestrutural

Afim de verificar quais eram as fases retidas na microestrutura após o processamento da liga TMZF Santos; (2019) avaliou as amostras a partir das técnicas de caracterização de DRX e microscopia óptica. Nesse contexto, as amostras precisamente cortadas da liga TMZF recém fundida foram submetidas a caracterização microestrutural a partir do microscópio óptico Olympus – BX41M-LED, com as imagens sendo obtidas com o auxílio do software Infinity Capture.

Assim, a microestrutura observada a partir da microscopia óptica é evidenciada na Figura 16, no qual é possível observar a presença de uma microestrutura composta por grãos equiaxiais de fase β retida, evidenciando o efeito dos elementos Betagênicos Nb e Fe presentes na composição da liga TMZF.

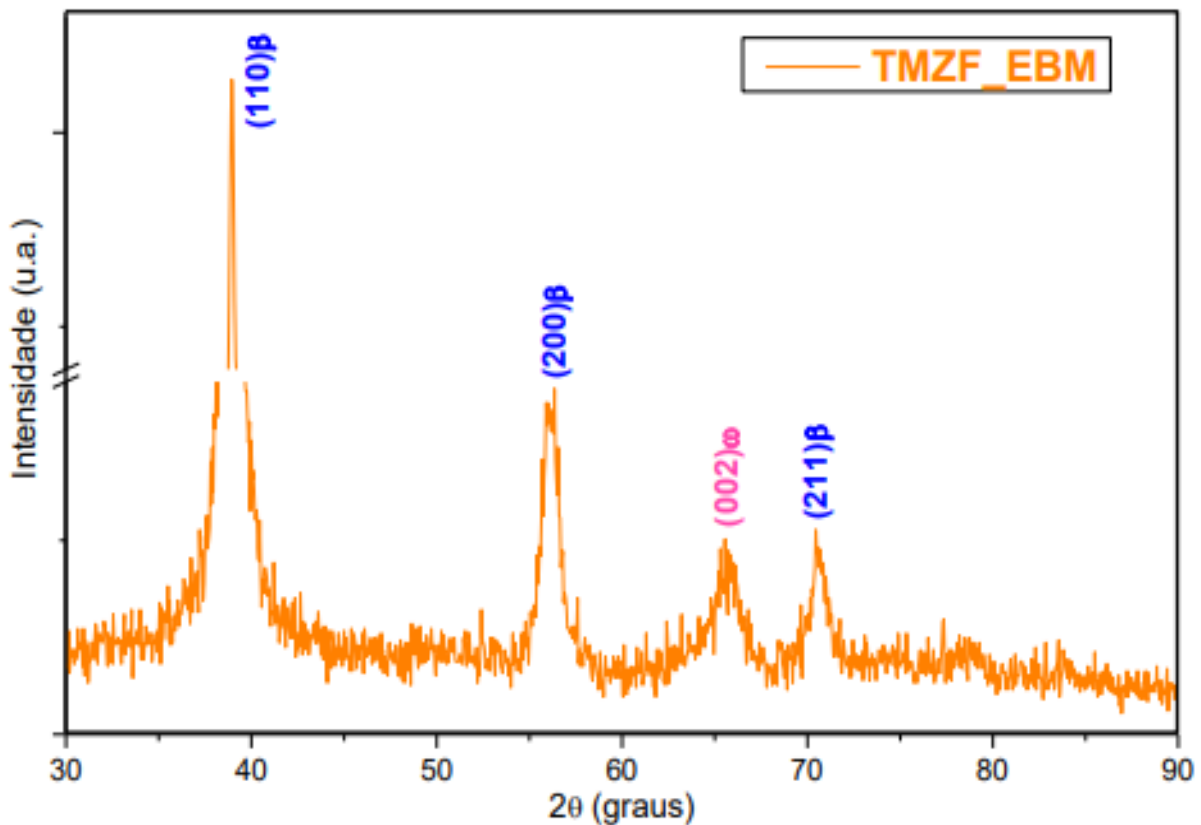
Figura 16 - Microscopia óptica da liga TMZF produzida por fusão por feixe de elétrons.



Fonte: (SANTOS, 2019, adaptada).

Além disso, como forma de complementar a análise microestrutural da liga produzida foi utilizado a técnica de DRX, a partir do equipamento modelo Geigerflex ME210GF2 equipado com um monocromador, utilizando uma radiação Cu-K α de comprimento de onda de 1,5418Å entre os ângulos de 20 e 90°, com uma taxa de varredura de 2°/min. A Figura 17 mostra os picos de difração da amostra analisada, sendo evidenciado a presença dos picos característicos da fase cúbica do titânio, além da fase martensítica ω retida, dados que corroboram com a análise de microscopia realizada.

Figura 17 - Picos de difração da liga TMZF produzida por fusão por feixe de elétrons.



Fonte: (SANTOS, 2019).

Propriedades mecânicas

A análise das propriedades mecânicas da liga TMZF foram realizadas em condição de temperatura ambiente a partir da norma ASTM E-8 a partir de ensaios de tensão e de dureza Rockwell C (LEMONS e BROWN, 1996). Desse modo, as propriedades que dizem respeito ao comportamento de dureza, já convertido para a escala Vickers assim como o comportamento plástico médio desse tipo de liga são evidenciados na Tabela 12.

Tabela 12 - Propriedades mecânicas e de dureza da liga Ti-12Mo-6Zr-2Fe.

Liga metálica	E (GPa)	$\sigma_{0,2}$ (MPa)	σ_t (MPa)	Alongamento (%)	Dureza (HV)
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	79,5	1030	1080	20	345

Fonte: (LEMONS e BROWNS, 2019, adaptada).

6 COMPARAÇÃO ENTRE AS LIGAS LEVANTADAS COM OS BIOMATERIAIS

Assim, a partir do levantamento das principais propriedades mecânicas de ligas de titânio distintas é possível as comparar com biomateriais metálicos utilizados usualmente em aplicações ortopédicas. Nesse sentido, entre os materiais mais utilizados nesse tipo de aplicação é possível mencionar o titânio comercialmente puro assim como sua liga Ti-6Al-4V, ligas recozidas de Co-Cr-Mo F76, ou aços inoxidáveis recozidos como o AISI 316L (KUNČICKÁ, KOCICH e LOWE, 2017). A partir disso, a Tabela 13 evidencia as propriedades de dureza Vickers, tensão de escoamento, alongamento, tensão de ruptura e módulo de Elasticidade desses materiais.

Tabela 13 - Propriedades mecânicas dos principais biomateriais empregados em próteses ortopédicas.

Liga metálica	Dureza (HV)	$\sigma_{0,2}$ (MPa)	Alongamento (%)	σ_t (MPa)	E (GPa)
Ti-cp (G2)	200	427	27	583	98
Ti-6Al-4V (G5)	340	875	13	965	110
AISI 316L	155	314	49	588	200
F76	320	470	15	770	210

Fontes: (KUNČICKÁ, KOCICH e LOWE, 2017; LEE, JU e CHERN LIN, 2002; SANTOS, 2019, adaptada).

Desse modo, a partir dos dados mecânicos adaptados levantados acerca das ligas Ti-Mo, Ti-Nb, TNZT e TMZF listados na Tabela 14 é possível comparar e averiguar suas vantagens mecânicas em comparação às ligas metálicas usualmente utilizadas em próteses ortopédicas. Nesse contexto, entre as propriedades mecânicas exigidas para esse tipo de aplicação é possível evidenciar a necessidade da liga metálica apresentar um módulo de Elasticidade semelhante ao do osso humano (10 a 40 GPa) de modo a evitar o fenômeno de *stress shielding*, além de elevados valores de dureza, tensão de escoamento e alongamento.

Tabela 14 - Propriedades mecânicas e microestruturais levantadas das Ligas Ti-Mo, Ti-Nb, TNZT e TMZF.

Liga Metálica	Dureza (HV)	$\sigma_{0,2}$ (MPa)	Alongamento (%)	σ_t (MPa)	E (GPa)	Fases
Ti-10Mo	330	437	27,3	755	90	β
Ti-12,5Mo	340	493	38,1	696	82	β
Ti-15Mo	305	467	36,6	771	70	β
Ti-17,5Mo	310	732	12,8	794	78	β
Ti-20Mo	305	774	2,6	800	85	β
Ti-5Nb	325	407	11	536,5	85	α'
Ti-10Nb	345	494	10,5	600,5	75	α'
Ti-15Nb	305	682,5	9	773	62	α''
Ti-20Nb	295	736	5,5	863,5	60	α''
Ti-25Nb	320	872,5	4,5	1014	77	α''
Ti-35Nb	285	889	7,5	972	58	β
Ti-25Nb-5Ta-7Zr	320	371	34	570	86	$\alpha + \beta$
Ti-35Nb-5Ta-7Zr	242	486	21	570	56	β
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	345	1030	20	1080	79,5	$\omega + \beta$

Fontes: (HO, JU e CHERN LIN, 1999; LEE, JU e CHERN LIN, 2002; LM e LEE, 2020; LEMONS e BROWNS, 2019; MARIANA *et al*, 2018; MELLO, 2004; SANTOS, 2019; ZHANG *et al*, 2020, adaptada).

Assim, é possível averiguar que entre as ligas de Titânio levantadas nenhuma delas se mostra superior em todas as propriedades analisadas na aplicação em implantes ortopédicos, é evidenciado, por exemplo que a liga TNZT se mostra como a alternativa mais viável em termos de módulo de Elasticidade afim de evitar o fenômeno de *stress shielding* por conta de seu menor valor de E. Porém, quando a análise leva em conta outras propriedades como pôr o exemplo o limite de escoamento e a dureza a liga TMZF se mostra como a melhor escolha. Nesse contexto a Tabela 15 evidencia a melhor alternativa entre as ligas comerciais e as ligas levantadas levando em consideração cada propriedade analisada.

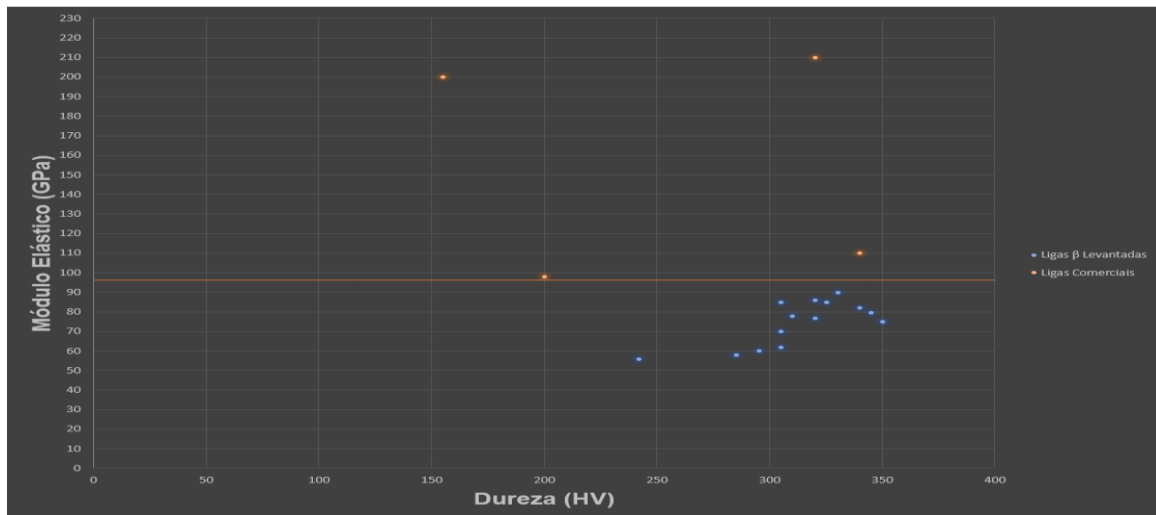
Tabela 15 - Melhor alternativa entre as ligas comerciais e as ligas de titânio levantadas de acordo com cada propriedade mecânica.

Propriedade analisada	Melhor alternativa
Dureza (HV)	Ti-12Mo-6Zr-2Fe
$\sigma_{0,2}$ (MPa)	Ti-12Mo-6Zr-2Fe
Alongamento (%)	AISI 316L
σ_t (MPa)	Ti-12Mo-6Zr-2Fe
E (GPa)	Ti-35Nb-5Ta-7Zr

Fontes: (HO, JU e CHERN LIN, 1999; LEE, JU e CHERN LIN, 2002; LM e LEE, 2020; LEMONS e BROWNS, 2019; MARIANA *et al*, 2018; MELLO, 2004; SANTOS, 2019; ZHANG *et al*, 2020, adaptada).

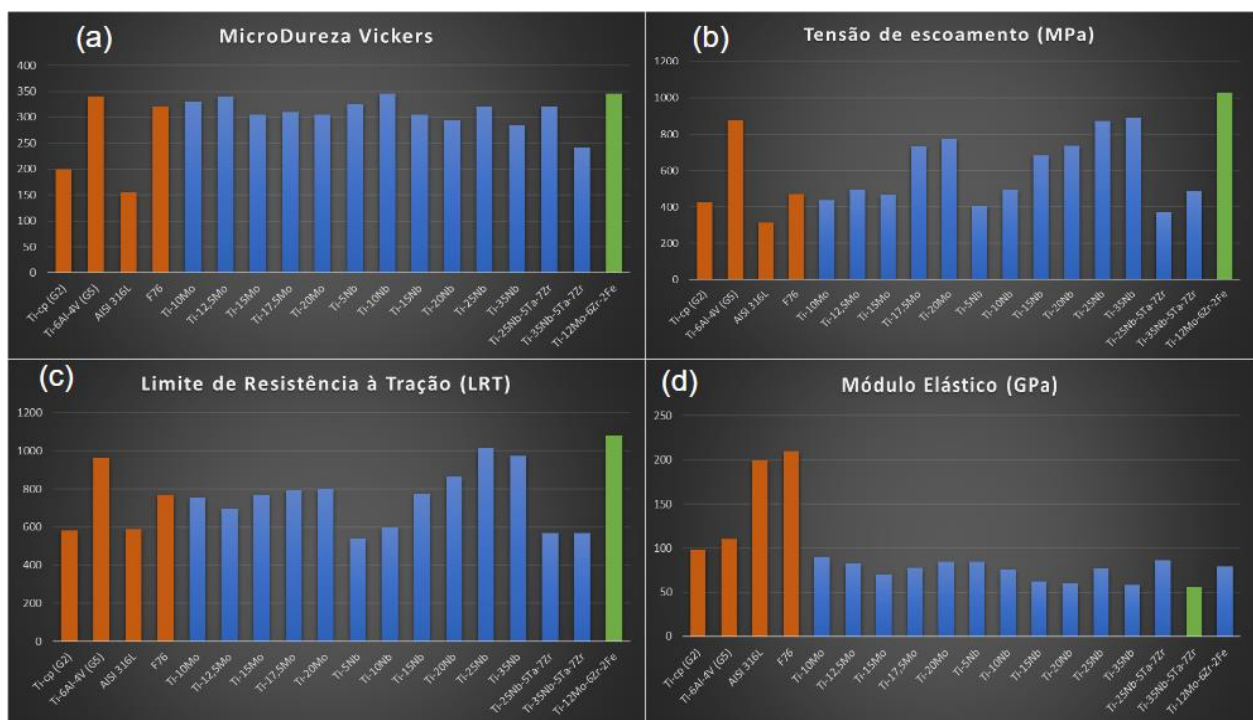
Ademais, vale ressaltar que em termos de elasticidade todas as ligas β levantadas apresentaram valores inferiores quando comparadas aos Biomateriais Comerciais como é evidenciado pela Figura 18, se mostrando assim como alternativas mais adequadas para a aplicação em próteses ortopédicas cujo um dos principais objetivos é evitar ou diminuir o efeito adverso do *stress shielding* através da redução do módulo de Elasticidade do material. Nesse contexto, é possível averiguar que a presença da fase β cúbica retida na microestrutura do material propiciou a formação de ligas metálicas com menores módulos de Elasticidade, fato que pode se justificar devido à estrutura cúbica de corpo centrado ser menos compacta quando comparada à estrutura hexagonal compacta que constitui a fase α do titânio, além disso, a presença de alguns elementos de liga neutros na composição do material apresentam um efeito de aumento na resistência mecânica do material conforme fica evidenciado na presença do Zr na liga TMZF analisada. (LEE, JU e CHERN LIN, 2002, adaptada). Além disso, a Figura 19 evidencia a análise comparativa das Ligas levantadas assim como a escolha de material mais otimizada levando em consideração cada uma das propriedades levantadas durante a monografia.

Figura 18 - Gráfico comparativo do Módulo de Elasticidade x Dureza dos Biomateriais Metálicos e das Ligas β levantadas.



Fontes: (HO, JU e CHERN LIN, 1999; KUNČICKÁ, KOCICH e LOWE, 2017; LEE, JU e CHERN LIN, 2002; LM e LEE, 2020; LEMONS e BROWNS, 2019; MARIANA *et al*, 2018; MELLO, 2004; SANTOS, 2019; ZHANG *et al*, 2020, adaptada).

Figura 19 - Análise comparativa do comportamento mecânico das ligas Levantadas em relação aos Biomateriais comerciais, sendo **(a)** Microdureza Vickers; **(b)** Tensão de Escoamento; **(c)** Limite de Resistência à Tração e **(d)** Módulo de Elasticidade.



Fontes: (HO, JU e CHERN LIN, 1999; KUNČICKÁ, KOCICH e LOWE, 2017; LEE, JU e CHERN LIN, 2002; LM e LEE, 2020; LEMONS e BROWNS, 2019; MARIANA *et al*, 2018; MELLO, 2004; SANTOS, 2019; ZHANG *et al*, 2020, adaptada).

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Assim, a partir do levantamento de dados microestruturais e de propriedades mecânicas das ligas de titânio Ti-Mo, foi observado que a presença de ligas com teores de Mo acima de 10% (wt.) promoveram a retenção e estabilização da fase β na microestrutura do material. Além disso, as propriedades mecânicas das ligas analisadas também foram alteradas de acordo com seus fatores microestruturais, haja visto que a formação microestrutural da fase β CCC menos compacta promoveu uma diminuição no módulo de Elasticidade do material. Seguindo nesse contexto, a partir da análise das ligas Ti-Nb foi evidenciado que a presença de teores superiores a 35% (wt.) na composição do material promovem a estabilização completa da fase β no sistema e assim como analisado anteriormente também apresentam um efeito de diminuição de Módulo de Elasticidade do material.

A partir do conhecimento e análise dos teores mínimos de Mo e Nb para a estabilização da fase β em ligas de Titânio, foram levantadas propriedades mecânicas de ligas do sistema TNZT e TMZF. A partir disso, os dados coletados foram comparados com os Biomateriais Metálicos comercialmente utilizados para a aplicação em implantes ortopédicos.

Assim, após a comparação entre todas as ligas foi evidenciado que no que diz respeito à minimização do fenômeno de *stress shielding* da prótese a liga que apresentou o valor de Módulo de Elasticidade com maior proximidade ao osso humano foi o material Ti-35Nb-5Ta-7Zr (TNZT) com um módulo de 56 GPa. Entretanto, todas as ligas β levantadas apresentaram propriedades de elasticidade mais otimizadas quando comparadas aos biomateriais comerciais. Em termos de limite de escoamento e dureza a liga Ti-12Mo-6Zr-2Fe (TMZF) se mostrou como uma melhor opção de seleção de material para implantes ortopédicos visando evitar falhas de escoamento e aumento na resistência ao desgaste do produto final.

Portanto, ao considerar as propriedades mecânicas avaliadas nessa monografia nenhuma das ligas β levantadas (TNZT ou TMZF) se mostrou como a escolha definitiva em todos os aspectos, entretanto, foi evidenciado que quando comparadas com os Biomateriais comerciais essas ligas apresentaram desempenho mecânico superior em todos os quesitos, com exceção ao alongamento, se colocando assim como alternativas promissoras para a aplicação em implantes ortopédicos.

A partir dessa conclusão, se fazem necessários estudos futuros mais aprofundados acerca de outras propriedades mecânicas dessas ligas como por exemplo seu comportamento em fadiga, aspecto que se mostra como uma variável importante para a produção de implantes funcionais a longo prazo. Ademais, também se torna importante a análise da viabilidade econômica da aplicação desses materiais em larga escala no setor biomédico, levando em consideração custos de matéria prima, processamento, transporte, manutenção e descarte. Além disso, a análise de novas rotas de processamento para esses materiais como por exemplo a manufatura aditiva ganha cada vez mais força haja visto que se torna possível a produção cada vez maior de produtos que sejam capazes de alinhar desempenho biomecânico satisfatório além de dimensões geométricas específicas da peça a ser produzida.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

(WHO), WORLD H. O. **World health statistics 2021: monitoring health for the sustainable development goals SDGs**. World Health Organization. Geneva. 2021.

BOYER, RODNEY; GERHARD, WELSCH; COLLINGS, E W. **Materials Properties Handbook: Titanium Alloys**. 4. ed. Espanha: ASM International, 2007.

BRUNKE, F; SIEMERS, C; RÖSLER, J. Second-generation Titanium alloys Ti-15Mo and Ti-13Nb-13Zr: A Comparison of the Mechanical Properties for Implant Applications. **MATEC Web of Conferences**, Braunschweig, v. 321, n. 1, p. 05006, Outubro 2020.

BUZATU, Mihai *et al.* Investigations into Ti-15Mo-W Alloys Developed for Medical Applications. **Materials**, Bucharest, v. 12, n. 1, p. 147, Janeiro 2019. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1996-1944/12/1/147/>. Acesso em: 21 Junho 2022.

CAMPANELLI, L. C *et al.* The role of twinning and nano-crystalline ω phase on the fatigue behavior of the metastable β Ti-15Mo alloy. **Materials Science and Engineering: A**, v. 729, n. 1, p. 323-330, Junho 2018.

CHEN, Qizhi; THOUAS, George A. Metallic implant biomaterials. **Materials Science and Engineering: R: Reports**, Clayton, v. 87, n. 1, p. 1-57, Janeiro 2015.

CHOE, H. C; SAJI, V. S; KO, Y. M. Mechanical properties and corrosion resistance of low rigidity quaternary. **Transactions of Nonferrous Metals Society of China**, Gwangju, v. 19, n. 4, p. 862-865, Agosto 2009.

DONACHIE, M. J. **Titanium: A technical guide**. 1. ed. Ohio: ASM International, 2000.

EL KHALLOUF, Mohammed.; OLIVIER, Drevelle; SOUCY, Gervais. Titanium: An Overview of Resources and Production Methods. **Minerals**, v. 11, n. 12, p. 1425, Dezembro 2021.

FERNANDES, C; TAURINO, I. Biodegradable Molybdenum (Mo) and Tungsten (W) Devices: One Step Closer towards Fully-Transient Biomedical Implants. **sensors**, v. 22, n. 8, p. 3062, Abril 2022.

FERRANDINI, P. L. *et al.* Aging response of the Ti-35Nb-7Zr-5Ta and Ti-35Nb-7Ta alloys. **Journal of Alloys and Compounds**, v. 433, n. 1-2, p. 207-210, Maio 2007.

GAGG, C. R.; LEWIS, P. R. In-service fatigue failure of engineered products and structures – Case study review. **Engineering Failure Analysis**, v. 16, n. 6, p. 1775-1793, Setembro 2009.

GAO, FENG *et al.* Environmental impacts analysis of titanium sponge production using. **Journal of Cleaner Production**, v. 174, p. 771-779, Fevereiro 2018.

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

GIL, A. C. **Métodos e técnicas de pesquisa social**. 6. ed. São Paulo: atlas, 2008.
HO, W. F; JU, C. P; CHERN LIN, J. H. Structure and properties of cast binary Ti-Mo alloys. **Biomaterials**, n. 22, p. 2115-2122, Maio 1999.

HERNÁNDEZ, A. F. **AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MICROESTRUTURAL E EM FADIGA DA LIGA Ti-35Nb-7Zr-5Ta SINTERIZADA E TERMICAMENTE TRATADA**. 2012. 158f. Tese (Doutorado em Ciências Mecânicas) – Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília DF, 2012.

[HTTPS://WWW.LUXTIMES.LU/](https://www.luxtimes.lu/). **Luxembourg Times**, 2017. Disponível em: <https://www.luxtimes.lu/en/luxembourg/guillaume-kroll-luxembourg-s-titanium-hero-602d0e13de135b9236c4dc9a>. Acesso em: 25 Maio 2022.

HURLESS, B. E.; FROES, F. H. Lowering the cost of titanium. **The AMPTIAC Quarterly**, v. 6, n. 2, p. 3-9, 2002.

JÚNIOR, A. P. **Caracterização microestrutural e mecânica da liga Ti10Mo8Nb6Zr para aplicações biomédicas**. 2019. 82f. Tese (Mestrado em Engenharia mecânica) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2019.

KUNČICKÁ, L.; KOCICH, R.; LOWE, T. C. Advances in metals and alloys for joint replacement. **Progress in Materials Science**, v. 88, n. 1, p. 232-280, Abril 2017.

KURODA, P. A. B.; NASCIMENTO, M. V.; GRANDINI, C.R. Preparação e caracterização de uma liga de titânio com a adição de tântalo e zircônio para aplicações biomédicas. **Matéria (Rio J.)**, v. 25, n. 2, Julho 2020.

LANTADA, ANDRÉS D. **Handbook of Active Materials for Medical Devices: Advances and Applications**. 1. ed. Cingapura: Pan Stanford Publishing, 2011. 350 p.

LEE, C, M; JU, C, P; CHERN LIN, J, H. Structure-property relationship of cast Ti-Nb alloys. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 24, n. 4, p. 314-322, Abril 2002.

LEMONS, J. E; BROWN, S. A. **Medical Applications of Titanium and Its Alloys: The Material and Biological Issues**. 1. ed. Estados Unidos: ASTM, 1996.

LEYENS, C.; PETERS, M. **Titanium and Titanium alloys: Fundamentals and Applications**. 1. ed. Köln: Wiley-VCH, 2003.

LM, YONG-DEOK; LEE, YOUNG-KOOK. Effects of Mo concentration on recrystallization texture, deformation. **Journal of Alloys and Compounds**, v. 821, p. 153508, Abril 2020.

LÜTJERING, G.; WILLIAMS, J. C. **Titanium**. 2. ed. Berlim: Springer, 2007.

MACEDO, Beatriz Zuleika de. **Estudo do comportamento em fadiga de alto ciclo de liga Ti-35Nb-7Zr para aplicações biomédicas**. 2018. 170f. Tese (Doutorado em Materiais Metálicos, Cerâmicos e Poliméricos) - Escola de Engenharia de Lorena, Universidade de São Paulo, Lorena, 2018.

MARIANA ,G. M; BEATRIZ, P. D; RUBENS, C; ALESSANDRA, C. Influence of heating rate and aging temperature on omega and alpha phase precipitation in Ti-35Nb alloy. **Materials Characterization**, v. 145, p. 268-276, Novembro 2018.

MARTINS JÚNIOR, J. R. S. *et al.* Preparation and characterization of alloys of the Ti-15Mo-Nb system for biomedical applications. **Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials**, v. 106, n. 02, p. 639-648, Março 2017.

MELLO, G. M. R. **Efeito de Elementos Betagênicos na Estabilidade de Fases e Propriedades das Ligas de Titânio para Implantes Ortopédicos**. 2004. 113f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia dos Materiais, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2004.

MOHAMMED, M. T; KHAN, Z. A; SIDDIQUEE, A. N. Beta Titanium Alloys: The Lowest Elastic Modulus. **World Academy of Science, Engineering and Technology International Journal of Materials and Metallurgical Engineering**, v. 8, n. 8, p. 822-827, 2014.

OU, K. L. *et al.* A promising of alloying modified beta-type Titanium-Niobium. **Journal of Alloys and Compounds**, v. 697, p. 231-238, Março 2017.

PEDRINI, L. T. **REDUÇÃO MAGNESIOTÉRMICA DO ÓXIDO DE TITÂNIO (TiO₂) COM ATIVAÇÃO POR PLASMA DE HIDROGÊNIO**. Instituto Federal do Espírito Santo. Vitória, p. 65. 2016.

RACK, H. J.; QAZI, J. I. Titanium alloys for biomedical applications. **Materials Science and Engineering C**, v. 26, n. 8, p. 1269-1277, Setembro 2006.

RATNER, Buddy. D.; HOFFMAN, Allan. S.; LEMONS, Jack. E. **Biomaterials Science: An introduction to materials in medicine**. 3. ed. Países Baixos: Elsevier Science, 2013. 25-26 p.

SÁ, D. H. G. S. **Caracterização metalúrgica e mecânica de Ligas de Ti-Nb-Sn Laminadas a Quente para uso Biomédico**. 2013. 99f. Tese (Doutorado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais, Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, 2013.

SANTOS, R. F. M. **INFLUÊNCIA DA TAXA DE RESFRIAMENTO NO MÓDULO DE ELASTICIDADE DE LIGAS BETA Ti E OBTENÇÃO DE DIAGRAMAS CCT**. 2019. 102f. Tese (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2019.

SUBRAMANYAM, R. B. Some recent innovations in the Kroll process of titanium sponge production. **Bulletin of Materials Science volume** , v. 16, n. 6, p. 433-451, Dezembro 1993.

TAVARES, S. M. O.; DE CASTRO, S. T. An overview of fatigue in aircraft structures. **Fatigue and Fracture of Engineering Materials and Structures**, v. 40, n. 10, p. 1510-1529, Outubro 2017.

WELSCH, G.; BOYER, R.; COLLINGS, E. W. **Materials Properties Handbook: Titanium Alloys**. 4. ed. Materials Park: ASM International, 2007.

ZHANG, Y *et al.* Mechanical and biological properties of Ti–(0–25 wt%)Nb alloys for biomedical implants application. **Regenerative Biomaterials**, v. 7, n. 1, p. 119-127, Fevereiro 2020.