

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

ESTADO DA ARTE EM LIGAS MULTICOMPONENTE
BIOCOMPATÍVEIS CONTENDO Ti, Nb e Zr

Isabela Carlini Silva

SÃO CARLOS -SP
2021

ESTADO DA ARTE EM LIGAS MULTICOMPONENTE BIOCOMPATÍVEIS CONTENDO Ti, Nb e Zr

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: Prof. Dr. Francisco Coury.

São Carlos-SP
2021



ATA DE DEFESA DE TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO (TCC)

NOME: Isabela Carlini Silva

RA: 727386

TÍTULO: Estado da arte em ligas multicomponente biocompatíveis contendo Ti, Nb e Zr

ORIENTADOR(A): Prof. Dr. Francisco Gil Coury

CO-ORIENTADOR(A):

DATA/HORÁRIO: 19/11/2021, 14h

BANCA – NOTAS:

	Monografia	Defesa
Prof. Dr. Francisco Gil Coury	9.0	9.0
Prof. Dr. José Eduardo Spinelli	9.0	9.0
Média	9.0	

Certifico que a defesa de monografia de TCC realizou-se com a participação a distância dos membros Prof. Dr. Francisco Gil Coury e Prof. Dr. José Eduardo Spinelli e depois das arguições e deliberações realizadas, os participantes à distância estão de acordo com as informações redigidas nesta ata de defesa.

Prof. Dr. Francisco Gil Coury

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a minha família, que sempre me apoiou e motivou na vida pessoal e acadêmica.

AGRADECIMENTO

Primeiramente quero agradecer a minha família por tornar possível a realização deste sonho, que é graduar-se no curso que escolhi como carreira, por estarem sempre fazendo o possível e o impossível por mim, por estarem ao meu lado em todos os momentos.

Ao professor doutor Francisco Coury por toda sua paciência, amizade, dedicação e ensinamentos. Agradeço por todo o auxílio e suporte que me ofereceu neste período de aprendizagem e crescimento, por fazer o possível na minha educação e estar presente sempre que possível, possibilitando que este trabalho seja executado da melhor maneira.

RESUMO

O presente trabalho tem como objetivo estudar os biomateriais que são utilizados em implantes, visando compreender o potencial das ligas de titânio contendo elementos estabilizadores como nióbio e zircônio, estes elementos que melhoram as propriedades mecânicas e a biocompatibilidade com o osso humano. Ligas quaternárias e ternárias serão abordadas, ilustrando esse potencial de melhorias.

As ligas contendo estes elementos mostraram uma significativa redução no módulo de elasticidade das ligas de titânio em comparação com ligas Co-Cr, Aço Inox 304 e 316 e Ligas Ti-64, esta que é uma propriedade importante para que o implante possa se comportar similar ao osso humano, que possui um módulo de aproximadamente 17 GPa. Além disso, as ligas de titânio são as melhores para aquisição das propriedades mecânicas e químicas ao qual o implante estará sendo solicitado.

As ligas Ti-13Nb-6Ta-7Zr e Ti-7Nb-6Ta-13Zr possuem o módulo de elasticidade de 46 GPa, sendo muito adequado para um implante, além disso tem ótimas propriedades de dureza e resistência à corrosão. A liga Ti-13Nb-13Zr apresentou um valor de 635 MPa, que já é superior ao da liga Ti-6Al-4V, para resistência à fadiga.

Palavras-chave: Biomateriais. Titânio. Nióbio. Zircônio. Tântalo. Implantes. Ligas de Ti-beta .Ligas de Ti alfa. Ligas Ternárias. Ligas Quaternárias. Ti-13Nb-6Ta-7Zr. Ti-7Nb-6Ta-13Zr. Ti-13Nb-13Zr.

ABSTRACT

The present work aims to study the biomaterials that are used in implants, aiming to understand the potential of titanium alloys containing stabilizing elements such as niobium and zirconium, these elements that improve the mechanical properties and biocompatibility with human bone. Quaternary and ternary alloys will be discussed, illustrating this potential for improvement.

Alloys containing these elements showed a significant reduction in the modulus of elasticity of titanium alloys compared to Co-Cr alloys, Stainless Steel 304 and 316 and Ti-64 alloys, which is an important property for the implant to behave similarly to human bone, which has a modulus of approximately 17 GPa. Furthermore, titanium alloys are the best for acquiring the mechanical and chemical properties for which the implant is being requested.

The Ti-13Nb-6Ta-7Zr and Ti-7Nb-6Ta-13Zr alloys have a modulus of elasticity of 46 GPa, being very suitable for an implant, in addition to having excellent properties of hardness and corrosion resistance. The Ti-13Nb-13Zr alloy presented a value of 635 MPa, which is already superior to that of the Ti-6Al-4V alloy, for fatigue resistance.

Keywords: Biomaterials. Titanium. Niobium. Zirconium. Tantalum. Implants. Ti-beta alloys. Ti alpha alloys. Ternary Leagues. Quaternary Leagues. Ti-13Nb-6Ta-7Zr. Ti-7Nb-6Ta-13Zr. Ti-13Nb-13Zr.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 OBJETIVO	1
3 METODOLOGIA	2
4 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	2
4.1 CONTEXTO	2
4.2 PROPRIEDADES DOS BIOMATERIAIS	3
4.2.1 Titânio	5
4.2.2 Nióbio	5
4.2.3 Zircônio	5
4.2.4 Tântalo	6
4.3 LIGAS USADAS EM IMPLANTES	6
4.3.1 Ligas de Ti-6Al-4V Alfa e Beta	8
4.3.1.1 Propriedades da liga Ti-6Al-4V	9
4.3.1.2 Elementos Estabilizantes	11
4.4 LIGAS “IDEAIS”	11
5 RESULTADOS	12
5.1 LIGAS Ti-Nb-Zr-(Ta)	12
5.1.1 Liga Ternária	12
5.1.2 Liga Ti-13Nb-6Ta-7Zr	14
5.1.3 Liga Ti-7Nb-6Ta-13Zr	15
6 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	16
6.1 COMPARAÇÃO DAS PROPRIEDADES	16
6.2 MERCADO	21
6.3 DISCUSSÕES	23
7 CONCLUSÕES	24
REFERÊNCIAS	25

1 INTRODUÇÃO

A necessidade de um material que apresente boas propriedades e biocompatibilidade com o organismo humano sempre foi de suma importância para a fabricação de implantes. Atualmente, há muitos estudos na busca do material com as melhores características para um implante, de forma que possa dar uma vida mais confortável, duradoura e com menores fatores de riscos à vida.

Com esse objetivo, materiais feitos de ligas de Ti, Nb e Zr vêm apresentando as melhores características mecânicas e características químicas mais semelhantes ao osso humano, na atualidade. O Ti está sendo considerado como um dos melhores material biocompatível para ser usado em implantes, devido à sua resistência à corrosão, a sua maior taxa resistência-peso, superior biocompatibilidade, boas propriedades mecânicas e baixo módulo de elasticidade, quando comparado a outros biomateriais metálicos como aço inox e ligas Co-Cr.

O uso de elementos como zircônio e nióbio nas ligas de Ti contribui na redução do módulo de elasticidade, quando adicionado em uma certa faixa de porcentagens em peso, além de agregar boas propriedades mecânicas ao implante.^[1] Portanto, neste trabalho será abordado um estudo sobre as ligas de Ti contendo os elementos Nb, Zr e Ta.

2 OBJETIVO

O objetivo deste trabalho é realizar um estudo sobre as ligas biocompatíveis, visando entender até que ponto as ligas multicomponentes contendo Ti possuem características apropriadas para aplicação em implantes. Portanto, será abordado as propriedades das ligas de Ti contendo Nb, Zr e Ta, comparando-as com o osso cortical e a liga Ti-6Al-4V, atualmente a mais usada em implantes, visando um olhar crítico sobre sua aplicabilidade como um material biocompatível adequado em implantes.

3 METODOLOGIA

Este trabalho foi realizado por meio da compilação de artigos e trabalhos acadêmicos, o acesso a esses foi feito por meio do Google Acadêmico (<https://scholar.google.com/>), da plataforma Capes (<https://www-periodicos-capes-gov-br.ezl.periodicos.capes.gov.br/index.php>) e pelo Google (<https://www.google.com.br>). Durante a busca foi utilizado palavras chaves como titânio, nióbio, zircônio e propriedades. As propriedades buscadas foram módulo de elasticidade, dureza, resistência à corrosão e resistência à fadiga das ligas Ti-13Nb-13Zr, Ti-13Nb-6Ta-7Zr, Ti-7Nb-6Ta-13Zr e Ti-6Al-4V.

Em relação aos dados apresentados neste trabalho inteiro, os valores tidos como resistência à corrosão e dureza, são apenas indicativos da resistência à corrosão e resistência ao desgaste, respectivamente, uma vez que estas propriedades dependem de uma série de fatores.

4 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

4.1 CONTEXTO

Implantes são aplicados em milhares de pessoas ao longo dos anos, onde uma parte destas são obrigadas a viver com implantes danificados, que causem dor, ou até mesmo algum outro tipo de doença decorrente de um material prejudicial à saúde que não resista às solicitações necessárias e o meio em que está sendo empregado. A superfície do implante vem recebendo uma grande atenção, devido a evidências que comprovem seu melhor desempenho clínico de alguns tipos de modificações. Para um material ser considerado um bom implante este tem que se comportar o mais semelhante possível de um osso humano, além de possuir uma boas propriedades mecânicas.

O osso humano é composto por mais de uma camada, onde a parte externa do osso é constituída por uma rede de tecido fibroso denominada matriz extracelular. A camada seguinte é a mais rígida e conhecida como osso cortical, que

é o responsável por 80% da massa esquelético humana e é encontrado como revestimento de todos os ossos do organismo. A parte mais interna é um tecido esponjoso (mais leve), chamada de trabecular.^[2] Com esse conhecimento sobre o osso humano, podemos determinar a camada a ser levada em consideração, como um dado comparativo, para este trabalho na hora de escolher o implante mais adequado.

4.2 PROPRIEDADES DOS BIOMATERIAIS

Quando se torna necessário o uso de implantes no corpo humano, sendo implantes ortodônticos e ortopédicos, os materiais devem cumprir uma série de requisitos. Precisam ser biocompatíveis, ou seja, não produzir reações inflamatórias, tóxicas ou alérgicas, devem ser quimicamente estáveis, apresentar apropriada resistência à corrosão, para prevenir a degradação dentro do ambiente biológico, pois os materiais estão em constante contato com fluidos corpóreos que podem ser agressivos para os materiais e acarretar na sua corrosão.

Para os utilizados na ortopedia, que constantemente estão sob a ação de cargas mecânicas que geram atrito, deslizamento e, conseqüentemente, possível liberação de partículas metálicas, outras propriedades se tornam necessárias. A parte implantada precisa ter uma alta força de adesão entre os osteoblastos (célula que forma o tecido ósseo) e o implante, para que possa se aderir bem à superfície e crescer em torno. Também precisa de um módulo de elasticidade similar ao do osso humano, pois expressa a capacidade do material em deformar quando sofre uma pressão e depois conseguir retornar a sua forma original quando a pressão é removida, sendo assim esta propriedade auxilia na capacidade de absorção de choques e impactos. Caso o implante possua um módulo de elasticidade maior que o osso, o implante terá uma maior capacidade de sustentação antes de começar a se deformar, enquanto que o osso que o circunda começará a se degradar, resultando em um afrouxamento do implante, esse acontecimento é conhecido como *stress shielding*. Além disso, outra propriedade mecânica muito importante é a resistência à fadiga, que expressa a capacidade do material suportar a

carregamentos cíclicos sem sofrer alterações na sua resistência nominal por um maior número de ciclos, ou seja, quando solicitado a parte implantada deve permanecer imutável.^[2]

Nesse contexto, motivaram-se diversos estudos na busca do material que mais se aproxime da biocompatibilidade com o organismo humano. Com isso, os materiais metálicos vêm ganhando destaque, atendendo a maioria das propriedades necessárias para serem usados como implantes adequados.^[2]

A tabela 1 mostra algumas propriedades de materiais, que foram e são muito utilizados atualmente em implantes, comparando com o osso cortical.^{[2][3]}

Tabela 1 - Propriedades das ligas usadas em implantes.

Material	Densidade ρ (g/cm³)	Módulo de Young E (GPa)	Dureza	Limite de escoamento (MPa)
Aço Inox 316	4,5	195-205	175-215 (HV)	485
Aço Inox 304	8,0	190-225	215 (HB)	240-350
Ligas Co-Cr (Stellite)	8,0	210-253	430-550 (HV)	445-585
Ti-6Al-4V (Ti-64)	4,4	116	325-350 (HV)	896-1034
Osso Cortical	1,9	17-35	-	80

Fonte: Referências [4],[5],[6], [7] e [8].

Com a utilização destes materiais principais, constatou-se que as ligas contendo Titânio são as que apresentam melhores resultados, pois seu módulo de elasticidade, apesar de ainda ser superior ao do osso, é o que mais se aproxima do osso humano e possui melhor resistência mecânica. Com isso, a pesquisa por outros componentes que possam aperfeiçoar esta liga possibilitando cumprir todos os critérios que um bom implante precisaria ter, foi intensificada chegando ao Nióbio e Zircônio como elementos cruciais, pois estes elementos não são tóxicos, o que era a principal problemática da liga Ti-6Al-4V. Uma breve descrição destes elementos será dada a seguir e depois mais informações sobre as ligas de

implantes serão dadas.

4.2.1 Titânio

O titânio é um dos elementos mais abundantes na crosta terrestre, sendo um metal de transição leve, podendo ser encontrado em minerais e rochas ígneas. O Brasil produz uma boa parte do que é utilizado e importa cerca dos outros 30%. Como características, este metal é leve, altamente resistente a impactos mecânicos, não sendo um bom condutor elétrico ou térmico, o que possibilita sua aplicação em materiais refratários, ou seja, é um metal dúctil, fácil de manipular. Além disso, mesmo quando exposto ao ar atmosférico não se degrada, o que aumenta suas áreas de aplicação. O titânio é um metal de transição, com número atômico 22, peso atômico 47,9 g/mol e em termos de densidade é 40% mais leve que o aço e 60% mais pesado que o alumínio.^[1]

4.2.2 Nióbio

O Brasil é rico em reservas de nióbio, cerca de 98,2% de toda a sua quantia mundial, onde muitas ainda nem foram exploradas, devido à baixa demanda comercial, é um metal de transição, podendo ser encontrado em minerais. Tem como características a sua condutividade elevada, dureza, resistência, muito resistente à corrosão e em condições ambientais, forma uma camada protetora de óxido de nióbio, evitando a sua oxidação. Além disso, o nióbio possui baixa densidade e é macio.

Quando o nióbio é inserido em ligas metálicas ele proporciona uma excelente resistência, com estas e as demais propriedades este material torna-se uma boa opção na confecção de peças para implantes.^[1]

4.2.3 Zircônio

O zircônio é um metal que se assemelha muito ao titânio, por suas

propriedades e modo de extração, sendo também um metal de transição. Tem como propriedades a excelente resistência à corrosão, reatividade no corpo relativamente baixa, alto ponto de fusão, mais leve que aço e com dureza similar ao do cobre. É muito utilizado como revestimento em reatores nucleares (quase 90% do seu consumo), devido a sua baixa capacidade de absorção de nêutrons, mas também pode ser aplicado em ambientes que requerem uma proteção a corrosão.^[1]

4.2.4 Tântalo

O Tântalo (Ta) é um elemento metálico raro na crosta terrestre, devido a sua baixa concentração, estando em grande parte presente no minério tantalita ou em menores concentrações no minério columbita. Sua aplicação é muito variada, seja como o metal puro, seu óxido ou ligas, devido às suas propriedades como inércia química (baixa reatividade), alto ponto de fusão, elevada capacitância, ótima ductilidade e excelente condução de calor e eletricidade.

Sua gama de aplicação é tão que diversa que na área médica e odontológica é utilizado em implantes cirúrgicos, devido a sua biocompatibilidade, pois a sua inércia química faz com que o material inserido não seja corroído por fluidos corporais e não cause irritações no tecido vivo, portanto não corre o risco de ser rejeitado pelo organismo.^[9]

4.3 LIGAS USADAS EM IMPLANTES

Os implantes são utilizados quando partes do corpo danificado precisam ser reparadas ou substituídas, nesse contexto entram os materiais metálicos que possuem propriedades que se assemelham com o osso humano, como pelo seu módulo de elasticidade, resistência ao desgaste e resistência à fadiga. Esses materiais estão presentes em implantes permanentes que envolvem articulações de joelho, ombro, cotovelo, dentária e entre outros. Além disso, temos as próteses temporárias, que são utilizadas para estabilizar fraturas ósseas até que finalize o

processo de recuperação do osso.

Dentre os materiais mais utilizados na produção de próteses tem-se a liga Ti-6Al-4V (Ti-64), que foi desenvolvida para fins aeronáuticos e espaciais e na área da saúde, por causa de suas características e biocompatibilidade. Entretanto, alguns estudos mostraram efeitos negativos desta liga devido a presença de vanádio, o excesso desse elemento pode ser tóxico ao corpo humano, porque o vanádio é neurotóxico, nefrotóxico e hepatotóxico. Com esse desafio foi surgindo novas ligas que possam controlar este problema, como as ligas Ti-4Al-7Nb e Ti-13Nb-13Zr, onde o Nb e Zr não são tóxicos ao corpo humano.^[1]

As ligas de Co-Cr (Stellite) também foram desenvolvidas para os setores aeronáuticos e espaciais, mas além disso, foram pensadas para a indústria automobilística, por suas propriedades mecânicas, relacionadas à alta resistência ao desgaste e a adequada resistência à corrosão.^[1] Com o andamento das pesquisas com esta liga, notou-se a propriedade de biocompatibilidade o que possibilitou seu uso na área de implantes, porém o excesso de cobalto e cromo no organismo - que são elementos que se desprendem com o passar dos anos - podem causar efeitos adversos, como perda de memória, doenças pulmonares, impacto no sistema imunológico, entre outros, sendo assim, tóxicos para o organismo humano. Este tipo de prótese foi usada mais entre os anos de 2007 e 2012, mas devido a esses riscos foram tiradas do mercado. Como uma substituição, foram elaboradas ligas feitas de cromo-cobalto e molibdênio, que expõem o paciente a um nível mais inferior de quantidade de cromo e cobalto.^[4]

Além disso, os aços inox vêm sendo empregado na área da saúde principalmente por seu menor custo, como o aço inox 304 (composto com um teor de cromo na faixa entre 18% e 20% em peso e teor de níquel na faixa entre 8% e 11% em peso) que possui uma excelente resistência à corrosão, boa capacidade de conformação, soldabilidade e excelentes propriedades mecânicas. Também tem-se o aço inox 316, que apresenta excelente resistência à corrosão e conformabilidade, onde sua resistência à corrosão é superior quando comparado ao inox 304, devido a presença de cloretos. Entre estes dois aços, o mais usado na área que requer biocompatibilidade tem-se o aço 316, porém ambos possuem em sua composição o

níquel que é um grande causador de alergias nas pessoas, por isso, buscasse um novo aço inoxidável com alto teor de nitrogênio, devido a suas melhores propriedades.^[10]

4.3.1 Ligas de Ti-6Al-4V Alfa e Beta

As ligas de Ti podem ser compostas por duas fases de equilíbrio, a hexagonal compacta, HC, (até 882,5°C) e a cúbica de corpo centrada, CCC, (acima de 882,5°C até 1672°C), chamadas de Ti alfa (Ti- α) e Ti beta (Ti- β), respectivamente. Estas ligas são também muito utilizadas pela sua capacidade de reduzir o peso de componentes estruturais como forma de aumentar a eficiência energética, além da redução do consumo de combustíveis e das emissões de poluentes.

As ligas Ti-6Al-4V alfa e beta correspondem cerca de 60% da produção total de Ti no mundo, esta liga possui uma boa combinação de resistência mecânica, ductilidade e desempenho em fadiga, além das tradicionais biocompatibilidade e resistência à corrosão.^[11]

O Ti alfa corresponde à fase HC, presente no Ti puro à temperatura ambiente, ligas com esta fase geralmente possuem melhor resistência à corrosão e maior resistência mecânica pela presença dos elementos intersticiais.^[5]

Mediante ao aquecimento, por volta de 883°, o Ti puro transforma para a fase beta, que é a estrutura cúbica de corpo centrado, onde elementos como Zr, Nb e Ta podem ser empregados a fim de melhorar a resistência mecânica.

O interesse nas ligas beta é mais recente, sendo muito procuradas para a substituição de peças de aço, onde esta liga exhibe ótima combinação de resistência mecânica e tenacidade, além do desempenho em fadiga e o seu módulo de elasticidade consideravelmente inferior, onde estas duas últimas propriedades são cruciais para um material a ser empregado na área de biocompatibilidade, devido a constantes solicitações que os implantes possam sofrer. Esta liga possui uma estrutura menos compacta, podendo acomodar maior entropia vibracional em altas temperaturas, e assim tornando mais estável nessas condições.^[11]

Como buscamos um módulo de elasticidade mais próximo do osso, as ligas em princípio se tornam mais adequadas para para aplicação em implantes, portanto todas as ligas estudadas neste trabalho serão as .

4.3.1.1 Propriedades da liga Ti-6Al-4V

Como mencionado, a resistência à fadiga é uma propriedade crucial, acontecendo, geralmente, abaixo da tensão de escoamento de forma inesperada e catastrófica. A fadiga ocorre quando acontecem, simultaneamente, tensões cíclicas ou variáveis, deformações plásticas locais e tensões normais de tração. Para aumentar essa vida em fadiga é preciso diminuir a amplitude das tensões cíclicas, criar uma superfície resistente a deformações plásticas ou desenvolver uma superfície com tensões compressivas.^[12]

A tabela 2 mostra resultados de ensaios mecânicos da liga Ti-6Al-4V- com microestrutura Acicular e Equiaxial. A estrutura Acicular (Widmanstätten) possui boa resistência à propagação de trincas, já a Equiaxial possui boa resistência à nucleação de trincas. Para obtenção dos resultados da tabela 2, o corpo de prova da estrutura Acicular foi solicitado pelo tempo de aproximadamente 3h30min e o corpo de prova da estrutura Equiaxial foi solicitado o tempo de aproximadamente 7h30min, ambas as amostras foram solicitadas para ciclos de 10^6 .^[5]

A curva de Wohler expressa σ -N, sendo N o número de ciclos, ou seja, os dados da tabela 2 podem ser interpretados de forma que o valor encontrado para o limite de resistência a fadiga é a tensão até que não ocorra fratura do material, onde teoricamente para valores abaixo deste o material teria vida infinita.^[12] A tabela também mostra os resultados de Dureza para o ensaio de Vickers, este que pode ser utilizado para o conhecimento da resistência ao desgaste.^[6]

Tabela 2 - Propriedades mecânicas da liga Ti-6Al-4V em microestrutura acicular e equiaxial, após um ciclo de aquecimento e resfriamento em um forno elétrico.

Material	Limite de Resistência à Fadiga (MPa)	Limite de Resistência à tração (MPa)	Dureza HV
Acicular	500	1044	325
Equiaxial	635	1164	349

Fonte: Referências [5] e [12].

Além disso, algumas propriedades que temos das ligas Ti-6Al-4V- é um limite de resistência variando de 895-930 (MPa), dependendo do tratamento térmico ao qual seja submetido.^[13] Sua resistência à corrosão, por técnicas eletroquímicas de análise de superfície medido após 72 horas de imersão em solução de Hanks naturalmente aerada a 37 °C e com densidade de corrente de corrosão (i_{corr}) de 21 nA/cm², de aproximadamente - 445 Ecorr (mV), onde a unidade Ecorr expressa o valor do potencial de corrosão do material (mV), ou seja um metal em contato com o líquido assume esse potencial. A solução de Hanks é uma mistura utilizada para a manutenção de cultura de células humanas mantendo os cultivos celulares viáveis, ou seja, foi utilizada para representar as condições celulares do organismo humano no qual o implante estaria sendo empregado.^[14]

A Tabela 3 mostra os dados da liga Ti-6Al-4V com as principais propriedades para um biomaterial. Dados que servirão como componentes de comparação na seção 5.

Tabela 3 - Propriedades da Liga Ti-6Al-4V.

Módulo de Young E (GPa)	116
Limite de escoamento (MPa)	895-930
Limite de resistência (MPa)	1044 -1164
Dureza (HV)	325-349
Resistência à corrosão (Ecorr - mV)	-445
Resistência à Fadiga (MPa)	500-635

Fonte: Referências [5], [12], [13] e [14].

4.3.1.2 Elementos Estabilizantes

Muito se discute sobre as ligas de titânio como um uso biomédico para aprimorar ligas já existentes, como a liga Ti-6Al-4V muito utilizada atualmente, ou criar novas ligas. As ligas mais promissoras apresentam Nb, Zr, Mo e Ta como elementos adicionados à liga de titânio, pois apresentam uma maior biocompatibilidade, já que o vanádio é citotóxico, e menor módulo de elasticidade, por causa de estabilizarem a fase β , sendo muito atraente para o uso biomédico.^[3]

4.4 LIGAS “IDEAIS”

Para a obtenção de um implante mais adequado para o corpo humano, são estudadas modificações composicionais incluindo os elementos nióbio, zircônio e/ou outros elementos de ligas que possam gerar um produto final com um módulo de elasticidade semelhante ao do osso humano, uma melhor resistência mecânica, resistência à fadiga e resistência a corrosão. Devido a isso, as ligas ternárias e

quaternárias vem sendo o foco como a solução perfeita que reúne todas essas propriedades necessárias ao material. Desta forma, neste trabalho a liga Ti-6Al-4V será comparada a outras encontradas na literatura contendo estes elementos para avaliar seu potencial .

5 RESULTADOS

5.1 LIGAS Ti-Nb-Zr-(Ta)

As ligas Ti-6Al-7Nb e Ti-5Al-2,5Fe deram origem a uma nova geração de ligas de titânio metalurgicamente similares à liga Ti-6Al-4V. O alumínio e o Vanádio foram classificados como tóxicos, podendo causar efeitos adversos ao corpo humano a longo prazo. Os elementos não tóxicos como nióbio, tântalo, zircônio e titânio, tornaram-se promissores como biomateriais. As ligas ternárias e quaternária como Ti-Nb-Zr e Ti-Nb-Ta-Zr deram origem às ligas conhecidas como TNZ e TNTZ, estas ligas vêm sendo constantemente estudadas para aperfeiçoar o sistema de ligas à base de titânio.^[15]

Ligas com nióbio na faixa de 10 a 20 e 35 a 50% em peso podem abaixar o valor de módulo a cerca de 60 GPa (que se aproxima muito ao do osso cortical), mas fora desses valores o módulo de elasticidade tende a aumentar. O aumento de tântalo nas ligas de titânio pode aumentar o módulo de elasticidade, por exemplo com 6% em peso de tântalo apresenta 46 GPa e com 13% o valor vai a 60 GPa.^[15] Portanto, como para implantes precisamos de um módulo mais baixo, nas futuras análises usaremos as ligas com o teor de 6% de tântalo.

5.1.1 Liga Ternária

A Liga Ti-13Nb-13Zr (ternária TNZ), são as consideradas mais bem sucedidas do sistema Ti-Nb-Zr, apresentaram um módulo de elasticidade de 80 GPa, este módulo pode chegar a reduzir até 52 GPa por meio de um tratamento

térmico, que promove um alívio de tensões produzidos pela deformação, mas não iremos abordar mais a fundo seu efeito nas propriedades.^[15]

Esta liga apresenta um limite de resistência ao escoamento variando de 900-1050 (MPa) e um limite de resistência variando de 1030-1100 (MPa), dependendo do tratamento térmico ao qual seja submetido.^[13]

O comportamento em fadiga desta liga, sendo o ensaio de fadiga realizado ao ar e em solução de NaCl (0,9%) a 38°C com a amostra resfriada em água, resulta em uma resistência à fadiga de 635 MPa para ciclos de 10^6 ciclos.^[16]

O valor de microdureza Vickers, para amostras sinterizadas a 1150°C por 10 horas, com resfriamento em água é de aproximadamente 360 HV e com resfriamento em ar de 363 HV.

A resistência à corrosão desta liga, por técnicas eletroquímicas de análise de superfície medido após 30 horas de imersão em solução de Hanks naturalmente aerada a 37 °C, com resfriamento em água é de aproximadamente -395 Ecorr (mV) com densidade de corrente de corrosão (i_{corr}) de 0,98 nA/cm² e com resfriamento em ar de aproximadamente -219 Ecorr (mV) com densidade de corrente de corrosão (i_{corr}) de 0,37 nA/cm².

Os valores de dureza e resistência à corrosão são de uma amostra com um grau de porosidade de aproximadamente 5%.^[15]

Tabela 4 - Propriedades da Liga Ti-13Nb-13Zr.

Módulo de Young E (GPa)	80
Limite de escoamento (MPa)	900-1050
Limite de resistência (MPa)	1030-1100
Dureza (HV)	360 (resfriado em água)
	363 (resfriado em ar)
Resistência à corrosão (Ecorr - mV)	- 395 (resfriado em água)
	- 219 (resfriado em ar)
Resistência à Fadiga (MPa)	635

Fonte: Referências [15], [13] e [16].

A Tabela 4 mostra os dados da liga Ti-13Nb-13Zr com as principais propriedades para um biomaterial. Dados que servirão como componentes de comparação na seção 5.

5.1.2 Liga Ti-13Nb-6Ta-7Zr

A liga quaternária 6TZ (é um sistema com titânio e nióbio fixo, variando zircônio e tântalo), Ti-13Nb-6Ta-7Zr, a presença de 6% em peso nas ligas de titânio de tântalo resulta em um módulo de elasticidade de 46 GPa.

O valor de microdureza Vickers, para amostras sinterizadas a 1150°C por 10 horas, com resfriamento em água é de aproximadamente 371 HV e com resfriamento em ar de 334 HV.

A resistência à corrosão desta liga, por técnicas eletroquímicas de análise de superfície medido após 30 horas de imersão em solução de Hanks naturalmente

aerada a 37 °C, com resfriamento em água é de aproximadamente -461 E_{corr} (mV) com densidade de corrente de corrosão (i_{corr}) de 7 nA/cm² e com resfriamento em ar de aproximadamente -522 E_{corr} (mV) com densidade de corrente de corrosão (i_{corr}) de 2 nA/cm².

Os valores de dureza e resistência à corrosão são de uma amostra com um grau de porosidade de aproximadamente 5%.^[15]

Tabela 5 - Propriedades da Liga Ti-13Nb-6Ta-7Zr.

Módulo de Young E (GPa)	46
Dureza (HV)	371 (resfriado em água)
	334 (resfriado em ar)
Resistência à corrosão (E_{corr} - mV)	- 461 (resfriado em água)
	- 522 (resfriado em ar)

Fonte: Referência [15].

A Tabela 5 mostra os dados da liga Ti-13Nb-6Ta-7Zr com as principais propriedades para um biomaterial. Dados que servirão como componentes de comparação na seção 5.

5.1.3 Liga Ti-7Nb-6Ta-13Zr

A liga quaternária N6T (é um sistema com titânio e zircônio fixo, variando nióbio e tântalo), Ti-7Nb-6Ta-13Zr, têm como valor de microdureza Vickers, para amostras sinterizadas a 1150°C por 10 horas, com resfriamento em água é de aproximadamente 485 HV e com resfriamento em ar de 427 HV.

A resistência à corrosão desta liga, por técnicas eletroquímicas de análise de superfície medido após 30 horas de imersão em solução de Hanks naturalmente

aerada a 37 °C, com resfriamento em água é de aproximadamente -255 E_{corr} (mV) com densidade de corrente de corrosão (i_{corr}) de 122 nA/cm² e com resfriamento em ar de aproximadamente -295 E_{corr} (mV) com densidade de corrente de corrosão (i_{corr}) de 0,52 nA/cm².^[15]

Os valores de dureza e resistência à corrosão são de uma amostra com um grau de porosidade de aproximadamente 5%.

Tabela 6 - Propriedades da Liga Ti-7Nb-6Ta-13Zr.

Módulo de Young E (GPa)	46
Dureza (HV)	485 (resfriado em água)
	427 (resfriado em ar)
Resistência à corrosão (E_{corr} - mV)	- 255 (resfriado em água)
	- 295 (resfriado em ar)

Fonte: Referência [15].

A Tabela 6 mostra os dados da liga Ti-7Nb-6Ta-13Zr com as principais propriedades para um biomaterial. Dados que servirão como componentes de comparação na *seção 5*.

6 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

6.1 COMPARAÇÃO DAS PROPRIEDADES

Para parâmetros de comparação entre as propriedades das ligas Ti-13Nb-13Zr, Ti-13Nb-6Ta-7Zr e Ti-7Nb-6Ta-13Zr usaremos a liga Ti-6Al-4V - porque é a mais usada atualmente e com as melhores propriedades - e o osso cortical - o qual é desejado o módulo de elasticidade mais próximo - como referências.

A Figura 1 e Tabela 7 apresentam os resultados obtidos do módulo de elasticidade das ligas analisadas, as ligas que apresentavam um valor entre faixas foi utilizado como método de comparação a sua faixa média de valores encontrados, com os referenciais adotados.

Figura 1 – Comparação do Módulo de Elasticidade entre as ligas para implante. As ligas ternárias e quaternárias foram obtidas por meio de hidrogenação, já a liga Ti-6Al-4V foi obtida após um ciclo de aquecimento e resfriamento em um forno elétrico.

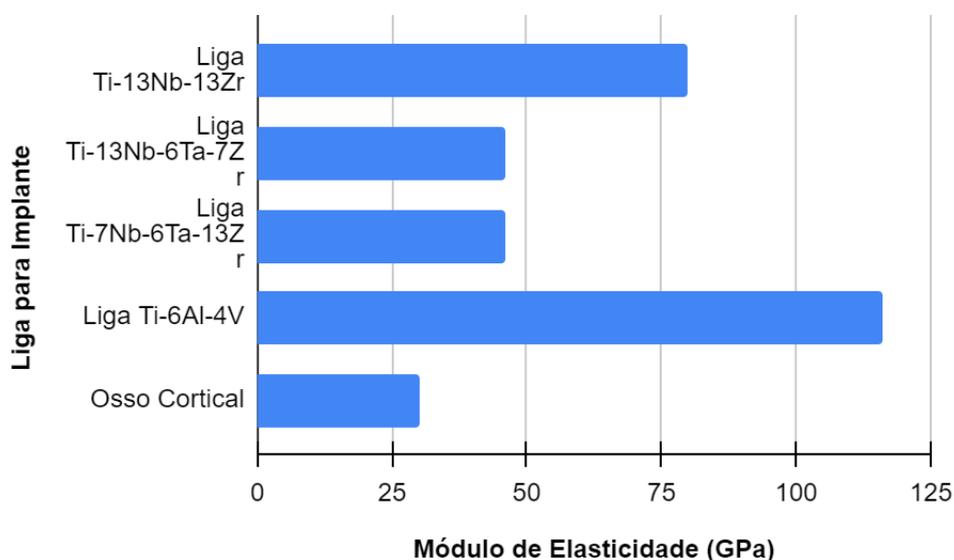


Tabela 7 – Comparação do Módulo de Elasticidade entre as ligas para implante.

Liga para Implante	Módulo de Young E (GPa)
Liga Ti-13Nb-13Zr	80
Liga Ti-13Nb-6Ta-7Zr	46
Liga Ti-7Nb-6Ta-13Zr	46
Liga Ti-6Al-4V	116
Osso Cortical	30

Como já apresentado a escolha do melhor módulo de elasticidade seria aquela que mais se aproxima do osso cortical, com isso as ligas Ti-13Nb-6Ta-7Zr e Ti-7Nb-6Ta-13Zr seriam as mais adequadas de aplicação, porque possuem um módulo de 46 MPa e o osso cortical de 30 MPa. Notasse que a presença dos

elementos Nb, Zr e Ta nas ligas de Titânio reduziram drasticamente o seu módulo quando comparado com a liga Ti-6Al-4V.

A Figura 2 e Tabela 8 apresentam os resultados obtidos da dureza de vickers das ligas analisadas, as ligas que apresentavam um valor entre faixas foi utilizado como método de comparação a sua faixa média de valores encontrados, com o referencial adotado.

Figura 2 – Comparação de Dureza entre as ligas para implante. As ligas ternárias e quaternárias foram obtidas por meio de hidrogenação, já a liga Ti-6Al-4V foi obtida após um ciclo de aquecimento e resfriamento em um forno.

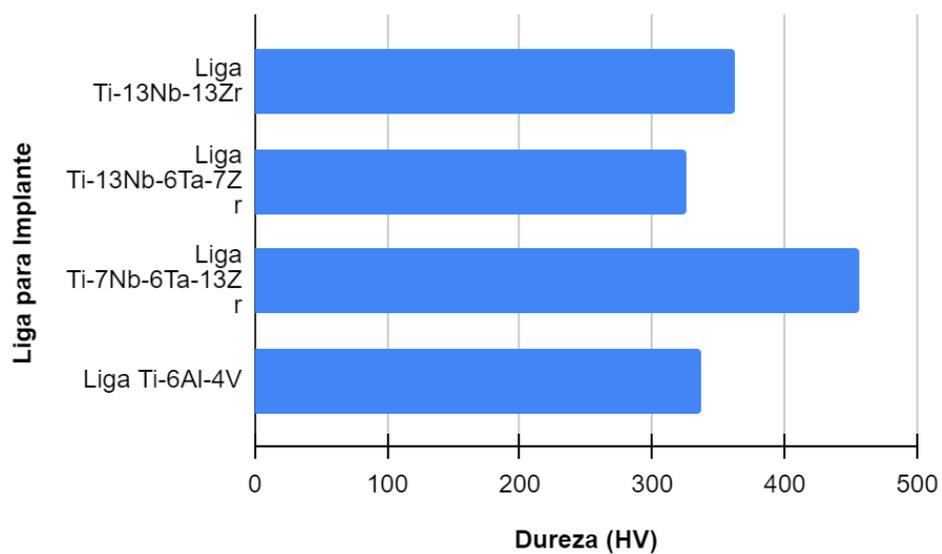


Tabela 8 – Comparação de Dureza entre as ligas para implante.

Liga para Implante	Dureza (HV)
Liga Ti-13Nb-13Zr	362
Liga Ti-13Nb-6Ta-7Zr	326
Liga Ti-7Nb-6Ta-13Zr	456
Liga Ti-6Al-4V	337

Notar que as ligas Ti-13Nb-13Zr e Ti-7Nb-6Ta-13Zr possuem os maiores valores de dureza, sendo até superiores que as ligas Ti-6Al-4V que já possuem uma boa resistência ao desgaste. Esta correlação é feita seguindo a lei de Archard, que

diz que a resistência ao desgaste de um material será proporcional à sua dureza, ela prevê eficientemente a relação de volume desgastado com a força normal aplicada.^[17]

A Figura 3 e Tabela 9 apresentam os resultados obtidos da resistência à corrosão das ligas analisadas, as ligas que apresentavam um valor entre faixas foi utilizado como método de comparação a sua faixa média de valores encontrados, com o referencial adotado.

Figura 3 – Comparação da Resistência à Corrosão entre as ligas para implante. Ligas foram ensaiadas em solução de Hanks.

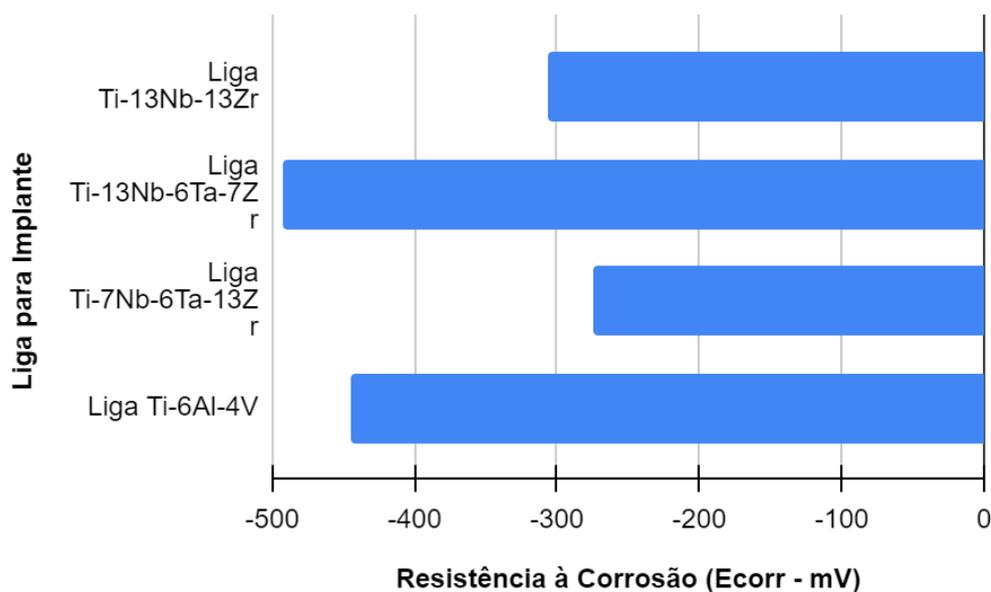


Tabela 9– Comparação da Resistência à Corrosão entre as ligas para implante.

Liga para Implante	Resistencia a Corrosão (Ecorr - mV)
Liga Ti-13Nb-13Zr	-307
Liga Ti-13Nb-6Ta-7Zr	-492
Liga Ti-7Nb-6Ta-13Zr	-275
Liga Ti-6Al-4V	-445

Notar que as liga Ti-13Nb-13Zr e a Ti-7Nb-6Ta-13Zr são as mais resistentes à corrosão. Dentre as ligas notamos que essas duas são as que possuem o maior

valor de porcentagem em peso de zircônio, elemento apresentado com excelente resistência à corrosão. Segundo a literatura todos os valores estão em concordância com o i_{corr} , já apresentados anteriormente.^[15] Os dados obtidos servem como indicação da medida da resistência à corrosão, ou seja, mostra qual material corroeria primeiro.

A Figura 4 e Tabela 10 apresentam os resultados obtidos da resistência à fadiga das ligas analisadas com o referencial adotado, as ligas que apresentavam um valor entre faixas foi utilizado como método de comparação a sua faixa média de valores encontrados, com o referencial adotado. Das ligas quaternárias, abordadas neste trabalho, não foi possível obter os valores de resistência à fadiga, por isso, para método comparativo pegamos dados de outras ligas como o aço 4340 (Aço Cromo-Níquel-Molibdênio) e a liga Liga Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr.^{[18][19]}

Figura 4 – Comparação da Resistência à Fadiga entre as ligas para implante.

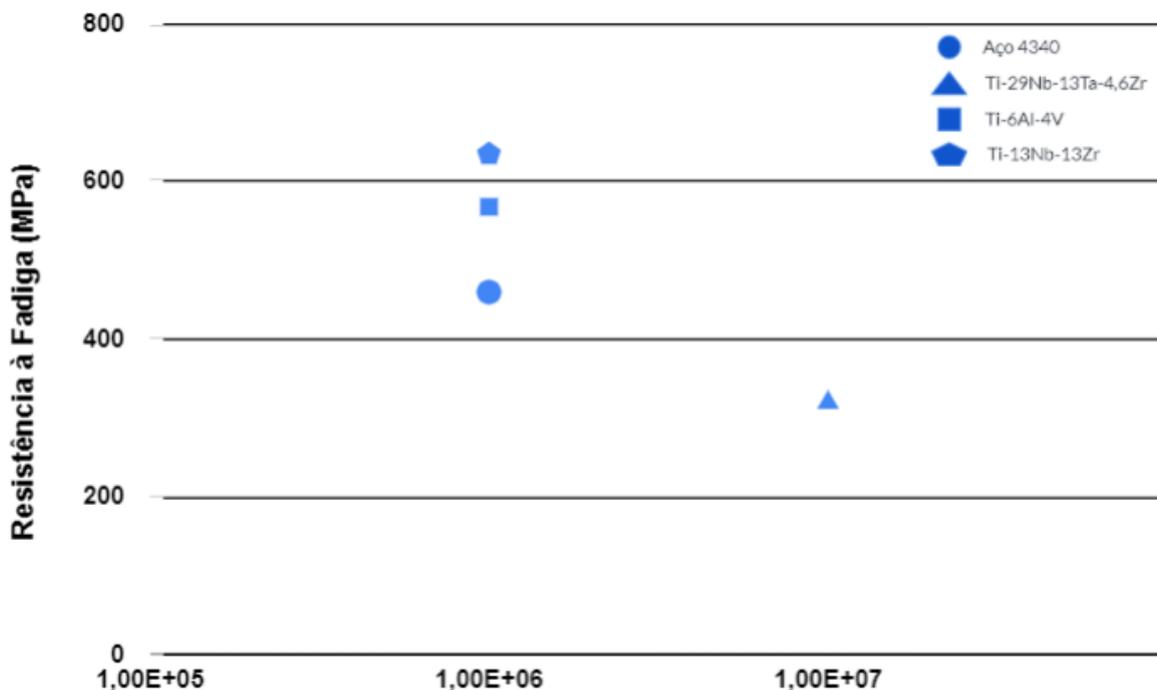


Tabela 10– Comparação da Resistência à Fadiga entre as ligas para implante.

Liga para Implante	Resistencia a Fadiga (MPa)	Ciclos
Liga Ti-13Nb-13Zr	635	1,00E+06
Aço 4340	460	1,00E+06
Liga Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr	320	1,00E+07
Liga Ti-6Al-4V	568	1,00E+06

Pela Figura 4 vemos que a liga Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr, de mesma combinação de elementos, possui a melhor resistência à fadiga, seguido da liga Ti-13Nb-13Zr, quando comparada a liga Ti-6Al-4V.

6.2 MERCADO

Para analisar os elementos empregados na fabricação do implante é também necessário saber o seu custo no mercado financeiro. As ligas de aço inoxidável tem baixo custo de mercado quando comparado a liga Ti-6Al-4V, pela presença do titânio que é um metal caro, mas que grande volume da sua produção é destinado à aplicação na área da saúde. Porém, mesmo com o preço de 1kg de titânio sendo entre US\$15 e US\$25, o preço de 1 kg de alumínio é de US\$2,53 e o preço de 1Kg de vanádio, um elemento comum na terra, é de US\$6,7, o que reduz significativamente o preço desta liga, tornando a mais barata quando comparado às ligas contendo nióbio, zircônio e tântalo.^{[4][20] [21]}

O nióbio é um elemento com alto custo de aquisição, onde o preço de 1kg está entre US\$40 e US\$50. Além disso, temos o zircônio que é um elemento mais raro, onde apenas cerca de 5% são processados em metal e ligas, onde seu preço pode chegar até US\$300/kg. Também temos o tântalo como um metal de alto custo, que atualmente está crescendo exponencialmente, onde seu preço pode variar de US\$17 a US\$500/kg dependendo do seu teor encontrado no mineral. Com isso o uso desses elementos em ligas metálicas para a fabricação de implantes torna-se, atualmente, inviável.^{[20][21] [22]}

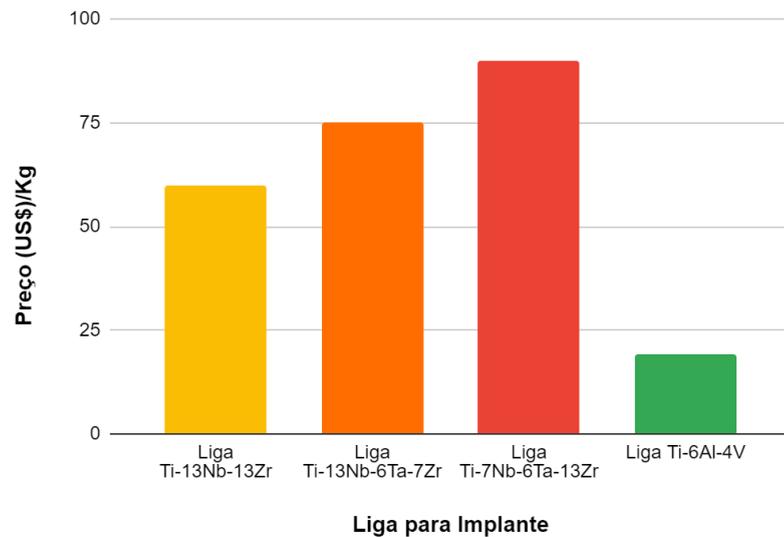
Figura 5 - Variação de preço do tântalo ao longo de 3 anos.



Fonte: Referência [21].

Tendo os valores de mercado dos elementos, é possível fazer uma estimativa de quanto custaria cada liga. Para isso, vamos usar o valor de Ti como sendo US\$20, o do nióbio US\$45 e o do tântalo, de acordo com a figura 5, como sendo US\$550. A figura 6 expressa essa diferença de preço entre cada liga.

Figura 6 - Estimativa de preço por quilograma de cada liga.



6.3 DISCUSSÕES

Os implantes são muito empregados para a melhora da condição de vida de todos que sofreram traumas e desejam poder viver melhor. A pesquisa desses novos materiais pode proporcionar essa liberdade de vida e melhora de condição.

Implantes que possuam um módulo de elasticidade similar ao do osso humano são os que mais se adequa ao uso para os biomateriais, pois assim eles auxiliam na capacidade de absorção de choques e impactos, além disso as demais propriedades são cruciais, pois prolongam o tempo de vida do material.

A escolha do material é de suma importância, pois é este que irá proporcionar todas as propriedades necessárias. Como visto neste trabalho as ligas de titânio são as que agregam ao biomaterial as propriedades mecânicas, como resistência a corrosão, materiais como o nióbio e tântalo reduzem o módulo de elasticidade de forma que mais se aproxima ao do osso, o zircônio e o nióbio aumentam a resistência a corrosão, outra característica importante, pois no ambiente ao qual o implantes está sendo solicitado este sofre muito ataques que degradam a superfície. Com esses conceitos em mente, vamos analisar os resultados das 3 ligas estudadas neste trabalho.

A liga Ti-13Nb-13Zr apresentou um módulo de elasticidade de 80 GPa,

dureza de 362 HV, resistência à corrosão de - 307 E_{corr} e resistência à Fadiga de 635 MPa. Já a liga Ti-13Nb-6Ta-7Zr apresentou um módulo de elasticidade de 46 GPa, dureza de 326 HV e resistência à corrosão - 492 E_{corr} . E a liga Ti-7Nb-6Ta-13Zr apresentou um módulo de elasticidade de 46 GPa, dureza de 456 HV e resistência à corrosão -275 E_{corr} .

Todas as ligas estudadas apresentaram valores relativamente superiores ao da liga Ti-6Al-4V, o que já fazem destas um substituto mais adequado, além do fator de biocompatibilidade, para o emprego em implantes.

7 CONCLUSÕES

Portanto, a liga Ti-7Nb-6Ta-13Zr compõem a melhor combinação das propriedades necessárias para um implante, tendo um módulo de elasticidade de 46 GPa (o osso cortical é na faixa de 17-30 GPa), uma dureza de 456 HV e resistência à corrosão de -275 E_{corr} - mV, além de ser uma liga composta por elementos não tóxicos. A respeito da resistência à fadiga, a liga Ti-13Nb-13Zr apresentou um valor de 635 MPa, o que foi bem superior às demais ligas apresentadas, exceto pela liga Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr.

Sendo assim, temos a liga Ti-7Nb-6Ta-13Zr como sendo a melhor para o mercado de implantes, porém ainda não está sendo implementada devido ao alto custo da matéria prima, sendo a mais cara dentre as ligas apresentadas. Uma liga que apresentou resultados significativamente bons e que possui um custo mais acessível é a Ti-13Nb-6Ta-7Zr, que poderia ser utilizada como uma substituta, porque esta liga apresenta menor porcentagem em peso do elemento zircônio, que é o mais caro dentre os materiais.

REFERÊNCIAS

- [1] DUVAIZEM, J. H. **Obtenção de ligas a base de titânio-nióbio-zircônio processados com hidrogênio e metalurgia do pó para utilização como biomateriais**. 2013. 153f. Tese (Doutorado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear - Materiais) - Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.
- [2] RABIEI, L.; VENDRA, A. Materials Science and Engineering A. **Evaluation of modulus of elasticity of composite metal foams by experimental and numerical techniques**, North Carolina State University, v. 527, mar. 2010, p. 1784-1790. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0921509309012040>. Acesso em: 19 out. 2021.
- [3] SANTOS, G. H. O.; BATISTA, C. F.; OIKAWA, L. S. C.; JUNIOR, J. R. S. M. Revista Brasileira de Iniciação Científica. **Determinação da densidade experimental de uma liga de titânio para aplicações biomédicas**, Itapetinga, v. 8, fev. 2021, p. 1-18. Disponível em: <file:///C:/Users/isasc/Downloads/1821-7222-1-PB.pdf>. Acesso em: 20 out. 2021.
- [4] MERGULHÃO, M. V. **Avaliação de propriedades mecânicas e caracterização micro estrutural de consolidados de Cobalto-Cromo-Molibdênio obtidos por fusão seletiva a laser e fundição de precisão**. 2017. 137f. Dissertação (Mestrado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear - Materiais) - Universidade de São Paulo, São Paulo, 2017.
- [5] ZIMMER, C. G. **Avaliação do comportamento em fadiga de uma liga Ti-6Al-4V tratada termicamente**. 2009. 32f. Dissertação (Graduação em Engenharia Metalúrgica) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2009.
- [6] YUKI, T. H. **Estudo das propriedades do osso humano e dos procedimentos de ensaios mecânicos utilizados**. 2017. 39f. Dissertação (Graduação em Engenharia Mecânica) - Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2017.
- [7] GOMES, R. J. N. **Efeito da temperatura na resistência ao desgaste de ligas à base de cobalto**. 2012. 82f. Dissertação (Mestrado em Engenharia e Ciência dos Materiais) - Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2012.
- [8] SID AÇO INOX. **Tabela de Propriedades**. Propriedades Tipo: ABNT – ASTM – AISI. Disponível em: <http://sidacoinox.com.br/tabela-de-propriedades/>. Acesso em: 30 out. 2021.
- [9] de SOUZA, R. M. F.; da SILVA, T. A. R.; GUERRA, W.; ALMEIDA, J. C. Educación Química. **Tântalo: Breve histórico, propriedades e aplicações**. Universidade Nacional Autónoma de México. v. 24, jul. 2013 p. 343-346.

- [10] ARAÚJO, T. L. D.; COUTO, A. A. **Estudo do aço inoxidável aplicado como implante ortopédico**. Curso de Engenharia Mecânica , Universidade Presbiteriana Mackenzie , São Paulo.
- [11] CAMPANELLI, L. C. **Comportamento mecânico em fadiga da liga de titânio beta metaestável Ti-5553**. 2016. 103f. Tese (Doutorado em Ciência e Engenharia de Materiais) - Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2016.
- [12] ZIMMER, C. G. **Influência da oxidação térmica sobre as propriedades de fadiga da liga Ti-6Al-4V**. 2011. 76f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Metalúrgica) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2011.
- [13] BOTTINO, M. C. HENRIQUES, V. A. R. BRESSIANO, A. H. A. BRESSIANO, J. C. **Obtenção de materiais porosos da liga Ti-Nb-Zr**. Universidade de São Paulo, São Paulo.
- [14] De ASSIS, S. L. **Investigação da resistência à corrosão da liga Ti-13Nb-13Zr por meio de técnicas eletroquímicas e de análise de superfície**. 2006. 181f. Tese (Doutorado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear - Materiais) - Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.
- [15] MENDES, N. M. F. **Obtenção e caracterização de ligas a base de Ti-Nb-Zr-(Ta) processadas por metalurgia do pó para aplicação como biomaterial**. 2016. 159f. Tese (Doutorado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear - Materiais) - Universidade de São Paulo, São Paulo, 2016.
- [16] Taddei, E. B.; da Silva, H. M.; Baptista, C. A. R. P.; Schneider, S. G.; Reis, F. P. Souza, R. C. **Comportamento em fadiga da liga Ti-13Nb-13Zr em meio fisiológico artificial**. In: Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais, 2002, Natal. Lorena: UFRGN, 2002. p. 3067- 3074.
- [17] NASCIMENTO, A. R. C. **Efeito da adição de boro na microestrutura e na resistência ao desgaste do aço inoxidável AISI 430 conformado por spray**. 2014. 103f. Tese (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) - Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2016.
- [18] JUNIOR, A. A. **Avaliação experimental dos efeitos da fadiga térmica nas propriedades mecânicas de um aço inoxidável austenítico**. 2016. 129f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2016.
- [19] CAMPANELLIA, L. C.; COURRY, F. G.; GUO, Y.; da SILVA, P. S. C. P.; KAUFMAN, M. J.; BOLFARINI, C. Materials Science and Engineering A. **The role of twinning and nano-crystalline ω phase on the fatigue behavior of the**

metastable β Ti-15Mo alloy. Federal University of São Carlos, Colorado School of Mines, v. 729, may. 2018, p. 323-330.

[20] **Diehl Metall.** Preços de metais. Disponível em:
<<https://www.diehl.com/metall/pt/centro-de-suporte/pre%C3%A7os-de-metais/>>.
Acesso em: 08 nov. 2021.

[21] ISE. Instituto de terras raras e metais estratégicos. Dusseldorf, Alemanha.
Disponível em: <<https://pt.institut-seltene-erden.de/>>. Acesso em: 08 nov. 2021.

[22] VASCONCELOS, Y. Revista Pesquisa Fapesp: O polêmico nióbio. Araxá, MG, ed.277, mar. 2019, p. 66-69. Disponível em:
<https://revistapesquisa.fapesp.br/wp-content/uploads/2019/03/064-069_Ni%C3%B3bio_277.pdf>. Acesso em: 08 nov. 2021.