

# RESSALVA

Atendendo solicitação do(a)  
autor(a), o texto completo desta tese  
será disponibilizado somente a partir  
de 01/03/2022.

**FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA  
UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”**

**CARACTERIZAÇÃO DA LIGA Ti-Sn-Nb COM Mg E SEU POTENCIAL  
BIOTECNOLÓGICO NA CONSOLIDAÇÃO ÓSSEA**

**MARIANA CORREA ROSSI**

**Botucatu  
Março de 2021**

**FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA  
UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”**

**CARACTERIZAÇÃO DA LIGA Ti-Sn-Nb COM Mg E SEU POTENCIAL  
BIOTECNOLÓGICO NA CONSOLIDAÇÃO ÓSSEA**

**MARIANA CORREA ROSSI**

Tese apresentada ao  
Programa de Pós-Graduação em  
Biotecnologia Animal para obtenção do  
Título de Doutor  
Orientadora: Ana Liz Garcia Alves  
Co-orientadora: Margarida Juri Saeki

**Botucatu  
Março de 2021**

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.  
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CÂMPUS DE BOTUCATU - UNESP  
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSEMEIRE APARECIDA VICENTE-CRB 8/5651

Rossi, Mariana Correa.

Caracterização da liga Ti-Sn-Nb com Mg e seu potencial biotecnológico na consolidação óssea / Mariana Correa Rossi. - Botucatu, 2021

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia

Orientador: Ana Liz Garcia Alves  
Coorientador: Margarida Juri Saeki  
Capes: 31302017

1. Biomateriais - Toxicidade. 2. Implantes ortopédicos. 3. Microestrutura. 4. Tecido ósseo. 5. Biotecnologia animal.

Palavras-chave: Arcabouço; Biomateriais; Liga de Ti-Sn-Nb; Metalurgia do pó; Microestrutura.

**ATA DA DEFESA PÚBLICA DA TESE DE DOUTORADO DE MARIANA CORREA ROSSI, DISCENTE DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA ANIMAL, DA FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA - CÂMPUS DE BOTUCATU.**

Aos 01 dias do mês de março do ano de 2021, às 09:00 horas, no(a) na forma de Parecer Circunstanciado, realizou-se a defesa de TESE DE DOUTORADO de MARIANA CORREA ROSSI, intitulada **CARACTERIZAÇÃO DA LIGA Ti-Sn-Nb COM Mg E SEU POTENCIAL BIOTECNOLÓGICO NA CONSOLIDAÇÃO ÓSSEA**. A Comissão Examinadora foi constituída pelos seguintes membros: Profa. Dra. ANA LIZ GARCIA ALVES (Orientador(a) - Participação por Parecer Circunstanciado) do(a) Depto. de Cirurgia Veterinária e Reprodução Animal / FMVZ - UNESP, Profa. Dra. SHEILA CANEVESE RAHAL (Participação por Parecer Circunstanciado) do(a) Depto. de Cirurgia Veterinária e Reprodução Animal / FMVZ - UNESP, Prof<sup>fa</sup>. Dr<sup>a</sup>. CARLA DOS SANTOS RICCARDI (Participação por Parecer Circunstanciado) do(a) Depto. de Bioprocessos e Biotecnologia / FCA - UNESP, Prof. Dr. LUIS GALLEGU MARTINEZ (Participação por Parecer Circunstanciado) do(a) Centro de Ciencia e Tecnologia de Materiais / IPEN, Prof. Dr. HIDETOSHI TAKIISHI (Participação por Parecer Circunstanciado) do(a) Centro de Ciência e Tecnologia de Materiais / IPEN. Após a exposição pela doutoranda e arguição pelos membros da Comissão Examinadora que participaram do ato, de forma presencial e/ou virtual, a discente recebeu o conceito final:     **APROVADA**    . Nada mais havendo, foi lavrada a presente ata, que após lida e aprovada, foi assinada pelo(a) Presidente(a) da Comissão Examinadora.



Profa. Dra. ANA LIZ GARCIA ALVES

Aos meus pais por todo apoio e por estarem ao meu lado em todos os momentos da minha vida.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente aos meus pais e minha irmã, por todo o apoio durante a minha caminhada no meio científico.

Aos meus colegas de graduação e pós-graduação pela contribuição científica e também pela amizade durante esta trajetória.

Ao Centro de Microscopia Eletrônica de Botucatu e aos técnicos pelo auxílio durante as análises realizadas.

À minha orientadora Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Ana Liz Garcia Alves e co-orientadora Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Margarida Juri Saeki por toda a confiança, ensinamentos e oportunidade de trabalho.

Ao Instituto de Pesquisas Tecnológicas (IPT-SP), especialmente ao técnico Israel, pela atenção, paciência durante os dias de trabalho.

Ao pesquisador do IPT-SP Daniel Leal Bayerlein, pela parceria firmada durante o doutorado e pelos ensinamentos.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN-SP) e especialmente ao Prof. Dr. Luis Gallego Martinez pela contribuição com os refinamentos estruturais apresentados neste trabalho.

Ao Prof. Dr. Vicente Amigó Borrás pelos ensinamentos e toda contribuição na finalização deste trabalho durante o meu estágio na Universidade Politécnica de Valência.

Aos membros da banca pela contribuição neste trabalho.

À da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior-Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001”.

À FAPESP pela concessão da bolsa (Processo 2017/13876-2), e pela BEPE concedida no final do curso do doutorado (Processo 2019/24237-6).

## SUMÁRIO

Dedicatória.....	i
Agradecimentos.....	ii
Lista de figuras.....	v
Lista de tabelas.....	vi
Resumo.....	vii
Abstract.....	viii
<b>CAPÍTULO 1.....</b>	<b>1</b>
ESTRUTURA DA TESE.....	1
<b>CAPÍTULO 2.....</b>	<b>3</b>
1 <b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>3</b>
REVISÃO DE LITERATURA.....	6
<b>CAPÍTULO 3.....</b>	<b>40</b>
1.     Introdução.....	41
2.     Procedimento Experimental.....	42
3.     Resultados e Discussão.....	45
4.     Conclusão.....	59
Agradecimentos.....	60
Referências.....	60
<b>CAPÍTULO 4.....</b>	<b>66</b>
1.     Introdução.....	67
2.     Materiais e Métodos.....	69
3.     Resultados e Discussão.....	73
4.     Conclusão.....	87
Agradecimentos.....	88
Referências.....	88
<b>CAPÍTULO 5.....</b>	<b>96</b>
1.     Introdução.....	97
2.     Materiais e Métodos.....	99
3.     Resultados e Discussão.....	101
4.     Conclusão.....	115
Agradecimentos.....	115
Referências.....	115
<b>CAPÍTULO 6.....</b>	<b>121</b>
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	121
<b>CAPÍTULO 7.....</b>	<b>123</b>
SUGESTÕES PARA POSSÍVEIS TRABALHOS FUTUROS.....	123



<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>124</b>
<b>Anexo 1.....</b>	<b>136</b>
<b>Anexo 2.....</b>	<b>136</b>
<b>Anexo 3.....</b>	<b>138</b>

## LISTA DE FIGURAS

### CAPÍTULO 2

Figura 1– Esquema do diagrama da curva tensão x deformação.....	15
Figura 2– Diagrama de fase do sistema Ti-Nb .....	34
Figura 3– Efeito dos elementos estabilizadores de fase em Ti e ligas de Ti .....	37
Figura 4– Diagrama de fase do sistema Sn-Ti.....	38

### CAPÍTULO 3

Figura 1– Processo de sinterização de Ti-34Nb-6Sn .....	42
Figura 2–Morfologia do tamanho de partícula dos pós Ti-H, NbH, Sn e Mg por MEV.....	46
Figura 3 – Análise por EDX da distribuição dos elementos após moagem.....	48
Figura 4 – Padrão de DRX dos pós.....	49
Figura 5 – Padrão de DRX após sinterização.....	50
Figura 6 – Composição de fases por DRX e refinamento estrutural.....	51
Figura 7 – MEV dos materiais sinterizados.....	52
Figura 8 – Mapeamento dos elementos por EDX após sinterização.....	54
Figura 9 – Avaliação da porosidade por MEV.....	56
Figura 10 – Viabilidade celular das BMMSCs.....	58
Figura 11– MEV das BMMSCs aderidas às amostras após 72h.....	59

### CAPÍTULO 4

Figura 1 – Homogeneização do tamanho das partículas pós moagem.....	70
Figura 2 – Padrão de DRX de TNS e TNS/M.....	74
Figura 3 – Distribuição dos poros formados avaliados por MO após sinterização.....	77
Figura 4 – Avaliação por MEV e EDX dos poros formados.....	77
Figura 5 – Rugosidade por MC da superfície dos poros.....	78
Figura 6 –Comportamento de corrosão em solução Hanks.....	83
Figura 7 – MEV das BMMSCs após 72 horas.....	85
Figura 8 –Ensaio de “ <i>Wound healing</i> ” das BMMSCs com meio condicionado.....	86
Figura 9 – Diferenciação osteogênica por contato indireto com TNS e TNS/M.....	87

### CAPÍTULO 5

Figura 1 – Padrão de DRX dos materiais nas diferentes condições.....	102
Figura 2 – Distribuição dos poros MO.....	105
Figura 3 – MEV-EC dos materiais sinterizados.....	106

Figura 4 – Distribuição das fases por MO por diferença de contraste .....	106
Figura 5 – Tensão compressiva versus deformação da liga.....	108
Figura 6 – MEV-EC da fratura típica do sinterizado após ensaio de compressão.....	109
Figura 7 – Comportamento da liberação dos íons Ti, Nb e Sn em solução de Fusayama.....	111
Figura 8 –Comportamento da corrosão eletroquímica na solução de Fusayama.....	114

## **LISTA DE TABELAS**

### **CAPÍTULO 2**

Tabela 1 –Características químicas e físicas dos elementos Nb e Sn.....	5
-------------------------------------------------------------------------	---

### **CAPÍTULO 3**

Tabela 1 – Análise composicional por EDX dos pós após moagem.....	48
Tabela 2 – Análise composicional por EDX dos materiais sinterizados.....	52
Tabela 3 – Análise composicional por EDX, das regiões de diferentes contrastes .....	53
Tabela 4 – Porosidade dos materiais sinterizados por Arquimedes.....	56
Tabela 5 – Análise de dureza Vickers.....	57

### **CAPÍTULO 4**

Tabela 1 –Tamanho de partícula e circularidade antes e após moagem.....	70
Tabela 2 – Fatores de qualidade para refinamento Rietveld, % das fases e parâmetros de rede.....	75
Tabela 3 – Porosidade e densidade total por Arquimedes.....	77
Tabela 4 – Rugosidade das amostras pelo parâmetro rms.....	78
Tabela 5 – Dureza Vickers.....	80
Tabela 6 – Parâmetros cinéticos obtidos a partir da curva potenciodinâmica em solução Hanks.....	83

### **CAPÍTULO 5**

Tabela 1 – Porcentagem de fases e fator de qualidade do refinamento estrutural de Rietveld.....	102
Tabela 2 – Parâmetros geométricos por Arquimedes em diferentes condições.....	104
Tabela 3 – Parâmetros mecânicos obtidos das curvas compressivas.....	109
Tabela 4 – Íons Ti, Nb e Sn liberados, contrastados com a composição nominal da liga.....	111
Tabela 5 – Parâmetros cinéticos obtidos da curva potenciodinâmica.....	113

**ROSSI, M. C. Caracterização da liga Ti-Sn-Nb com Mg e seu potencial biotecnológico na consolidação óssea. Botucatu, 2021, 151p. Defesa de Doutorado, UNESP, Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia de Botucatu, SP.**

## **RESUMO**

A maioria dos materiais metálicos comercializados apresentam determinadas inconveniências, como toxicidade e módulo elástico distante com a do tecido ósseo. Estas características promovem diminuição da longevidade destes dispositivos quando implantados e podem levar a distúrbios respiratórios e neurológicos dependendo dos componentes presentes. Dessa maneira, materiais que utilizem elementos como Nb (estabilizador  $\beta$ ) e Sn (elemento neutro), em ligas de titânio são estudados a fim de se conseguir características mais adequadas, pelo aumento da fase  $\beta$  e diminuição do módulo elástico. O objetivo foi a obtenção da liga de Ti-34Nb-6Sn, pela metalurgia do pó, e suas caracterizações físicas, químicas, mecânicas e biológicas. No processo foi adicionado um espaçador, Mg, a fim de conferir porosidade à liga. Foram realizadas sinterizações a 700°C, 800°C e 900°C. A caracterização física foi feita por difratometria de raios X (DRX), microscopia eletrônica de varredura (MEV), análise composicional semi-quantitativa por energia dispersiva de raios X (EDX) e análise da molhabilidade por medidas dinâmicas de ângulo de contato. As características mecânicas como o módulo elástico, resistência a compressão e dureza de Vickers foram estudadas. A susceptibilidade à corrosão foi estudada pelo método eletroquímico em solução HANK e Fusayama que simula o fluido corpóreo e saliva. Nos ensaios biológicos, foram utilizadas as células tronco mesenquimais derivadas da medula óssea (MOCTMs) de eqüinos. Foram realizadas análises de citotoxicidade com os corpos de prova, bem como as análises do potencial de migração e diferenciação celular. Na presença de Nb e Sn, o material se torna mais rico em fase  $\beta$  à medida que se aumenta a temperatura de sinterização. Com o Mg, observou-se maior resistência a transformação alotrópica  $\alpha \rightarrow \beta$ , obtendo-se materiais com menor teor em fase  $\beta$  que aquele sem Mg. A porosidade foi maior para os materiais com Mg, assim como a molhabilidade superficial. O módulo elástico e a dureza foram menores para os materiais com Mg e quanto menor a temperatura de sinterização, mais próximos são do tecido ósseo. Já a resistência mecânica foi maior para a liga sem Mg. A liga sinterizada com Mg à 800°C se mostrou mais resistente a corrosão comparada com a liga sem Mg. Ambos os materiais apresentaram boa biocompatibilidade, quando em contato com as MOCTMs, com capacidade de adesão na superfície e no interior dos poros. Além disso, as MOCTMs apresentaram processo de diferenciação osteogênica acentuada quando alimentada com o meio condicionado com a liga, possivelmente pela liberação de Mg no meio de cultivo. Após 24 horas, pelo ensaio de migração celular, as células que tiveram contato com a liga com Mg apresentaram um processo direcional significativo de migração comparado com o grupo controle.

**Palavras-chave:** Arcabouço; Biomateriais; Liga de Ti-Nb-Sn; Metalurgia do pó; Microestrutura.

**ROSSI, M. C. Characterization of the Ti-Sn-Nb alloy with Mg and its biotechnological potential in bone healing. Botucatu, 2021, 151p. Defesa de Doutorado, UNESP, Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia de Botucatu, SP.**

### **ABSTRACT**

Most of the commercialized metallic materials have certain inconveniences, such as toxicity and discrepant elastic modulus compared to bone tissue. These characteristics promote a decrease in the longevity of them when implanted and can lead to respiratory and neurological disorders depending on the components present. In this way, materials that use elements such as Nb (stabilizer  $\beta$ ) and Sn (neutral element), in titanium alloys are studied in order to achieve more appropriate characteristics, by increasing the  $\beta$  phase and decreasing the elastic modulus. The objective was to obtain the Ti-34Nb-6Sn alloy, by powder metallurgy, and its physical, chemical, mechanical and biological characterizations. In the process, a spacer, Mg, was added in order to impart porosity to the alloy. Sintering was carried out at 700°C, 800°C and 900°C. The physical characterization was made by X-ray diffraction (XRD), scanning electron microscopy (SEM), semi-quantitative compositional analysis by X-ray dispersive energy (EDS) and analysis of wettability by dynamic contact angle measurements. The mechanical characteristics such as the elastic modulus, compressive strength and Vickers hardness were studied. The corrosion susceptibility was studied by the electrochemical method in HANK and Fusayama solution that simulates the body fluid and saliva. In biological assays, bone marrow-derived mesenchymal stem cells (BMMSCs) from horses were used. Cytotoxicity analyzes were performed with the specimens, as well as analyzes of the potential for cell migration and differentiation. In the presence of Nb and Sn, the material becomes richer in the  $\beta$  phase as the sintering temperature increases. With Mg, greater resistance to  $\alpha \rightarrow \beta$  allotropic transformation was observed, obtaining materials with lower  $\beta$  phase content than that without Mg. The porosity was higher for the materials with Mg, as well as the surface wettability. The elastic modulus and hardness were lower for the materials with Mg and the lower the sintering temperature and closer to bone tissue. The mechanical strength was higher for the alloy without Mg. The alloy sintered with Mg at 800°C was more resistant to corrosion compared to the alloy without Mg. Both materials showed good biocompatibility when in contact with BMMSCs, with the ability to adhere to the surface and inside the pores. In addition, BMMSCs showed a marked osteogenic differentiation process when fed with the conditioned medium with the alloy, possibly due to the release of Mg in the culture medium. After 24 hours, through the cell migration test, cells that had contact with the alloy with Mg showed a significant directional migration process compared to the control group.

**Keywords:** Scaffold; Biomaterials; Ti-Nb-Sn alloy; Powder metallurgy; Microstructure

### Estrutura da Tese

Esta tese será apresentada em formato de artigos científicos que foram desenvolvidos durante os anos de doutorado já publicado e/ou submetidos para publicação. Cada artigo está seguindo as normas da revista que foi enviado. Para clarificar a leitura deste trabalho, foi realizado um esboço neste capítulo explicando o objetivo principal de cada seção. Sendo assim:

O **capítulo 2** apresenta a importância do desenvolvimento de novas ligas de titânio para aplicação biomédica, bem como a melhoria de materiais já existentes. Foi discutido com base nas referências bibliográficas, os principais problemas que existem na atualidade para a busca e pesquisas de materiais metálicos aplicados a área médica que não possuem elementos tóxicos em sua constituição, a fim de se obter materiais com propriedades mecânicas mais próximas do tecido ósseo e a importância da presença de uma superfície rugosa e porosa a fim de melhorar o processo de osteointegração e consequente fixação mecânica.

O **capítulo 3** apresenta a preparação da liga Ti-34Nb-6Sn com e sem magnésio pela metalurgia do pó e avaliou a influência de duas temperaturas de sinterização (700 e 800°C) na obtenção dos corpos de prova porosos. Foi utilizado DRX, análise semi-composicional e avaliação da dureza a fim de avaliar a qualidade das amostras produzidas. Neste trabalho também foi avaliado a biocompatibilidade destes materiais quando em contato direto e indireto com a superfície dos corpos de provas.

O **capítulo 4** apresenta a caracterização mais detalhada dos corpos de prova obtidos a 800°C. Foi investigado a influência da porosidade e do magnésio na resistência ao processo de difusão dos elementos Nb e Sn, bem como a influência no módulo de elasticidade, resistência a corrosão e no processo de diferenciação osteogênica quando o meio de cultivo celular foi condicionado com estes corpos de prova e foi usado para tratar as MOCTMs.

O **capítulo 5** apresenta a influência da baixa pressão de compactação nas propriedades mecânicas, microestruturais e corrosivas da liga Ti-34Nb-6Sn. Para este trabalho, foi obtido corpos de prova sinterizados à 900°C por metalurgia do pó. A susceptibilidade a corrosão, bem como a liberação de íons foram estudadas em solução Fusayama, a qual apresenta a mesma composição iônica e pH que o fluido bucal.

No **capítulo 6** estão apresentados os principais resultados obtidos em cada artigo apresentado e também as principais conclusões e contribuições do desenvolvimento deste trabalho para a área acadêmica.

No **capítulo 7** está apresentado algumas perspectivas futuras para possíveis trabalhos dando seguimento deste trabalho.

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho teve como objetivo principal obter uma liga de titânio porosa com módulo elástico próximo ao tecido ósseo e livre de elementos tóxicos. Estes materiais foram produzidos pela técnica da metalurgia do pó e pelo suporte de espaço, usando o magnésio como espaçador, a fim de aumentar a porosidade. Foram usados elementos de liga (Nb e Sn) nas proporções mássicas de 34 % em peso para o elemento Nb e 6% em peso para o elemento Sn. Estas proporções foram usadas de acordo com o sistema binário Ti-Nb e Ti-Sn a fim de se obter um material estruturado sob significativa porcentagem de fase  $\beta$  para se obter um material com baixo módulo de elasticidade e baixa porcentagem de fase alfa a fim de conferir maior resistência mecânica. As sinterizações foram realizadas à 700, 800 e 900°C a fim de estudar o efeito da porosidade formada na microestrutura e nas propriedades mecânicas, corrosivas e biológicas nestas diferentes temperaturas.

Após realizada a moagem e mistura dos pós elementares, os mesmos foram compactados e sinterizados. As sinterizações a 800 e 900°C promoveram melhor consolidação da liga, com maior número de macroporos e diminuição dos microporos. A microporosidade diminuiu pelo aumento da temperatura de sinterização e conseqüente maior transformação de fase  $\alpha \rightarrow \beta$  tanto nos corpos de prova com e sem espaçador. Foi observado, maior resistência a transformação de fase nos materiais com espaçador, ou seja, a porosidade promoveu uma barreira mecânica que influencia a interdifusão de Nb em Ti. Também foi observado que o aumento da pressão de compactação na sinterização à 900°C, diminui a porosidade e promoveu menos resistência ao processo de difusão e maior homogeneidade microestrutural da liga. No entanto, nas três temperaturas de sinterização foi observado regiões do tipo  $\alpha + \beta$  e partículas de Nb que não foram difundidas, sendo as regiões  $\beta$ -Nb encontradas em maior quantidade em menores temperaturas (700 e 800°C) e menor pressão de compactação (100MPa). O módulo de elasticidade para os corpos de prova sem espaçador foi de 22GPa enquanto que os materiais com espaçador foi de 18GPa.

A resistência a corrosão foi avaliada em dois fluidos, sendo um deles simulador do fluido corporal (solução HANK) e o outro, um simulador da saliva.



O corpo de prova sem espaçador apresentou um potencial mais anódico do que o corpo de prova sem espaçador (-0,70V e -0,40V vs Ag / AgCl). O maior valor de potencial de circuito aberto para o corpo de prova com espaçador está relacionado com a presença de magnésio ou com o aumento da porosidade que pode ter tornado este material mais resistente à corrosão. Pela curva de polarização, foi observado que o  $E_{corr}$  para o corpo de prova com magnésio apresenta-se mais anódico, sendo 0,28 V mais anódico. No entanto a taxa de corrosão ( $i_{corr}$ ) de ambos os materiais não variou significativamente. Essa diferença do potencial pode ser causada por condições de superfícies, como as composições de fase, componentes de liga, tamanho do cristalito e porosidade e distribuição que podem conferir atividade eletroquímica distinta. A resistência a corrosão em solução Fusayama foi testada apenas para os materiais sem espaçador obtidos à 900°C em duas pressões de compactação distintas. Foi observado menor taxa de corrosão quando os corpos de prova foram compactados a 200MPa. Tanto o OCP como o  $E_{corr}$  foram mais anódicos para os materiais obtidos a 200MPa.

Tanto os cps com e sem espaçador apresentaram boa biocompatibilidade, sendo que os cps com espaçador promoveram diferenciação osteogênica mais acentuada.

Sendo assim, a fim de estudar a obtenção de ligas porosas do sistema Ti-Nb-Sn com magnésio com baixo módulo de elasticidade foram preparadas em diferentes condições, variando baixas pressões de compactação e temperatura de sinterização. De maneira geral, os resultados indicaram que as ligas preparadas com maior temperatura de sinterização apresentam maior homogeneidade microestrutural. No entanto, a porosidade diminuiu significativamente. Porém, o módulo elástico não foi drasticamente afetado, estando ainda na faixa do tecido ósseo. Os materiais obtidos a 800 e 900°C apresentaram bons valores de dureza comparado com o Ticp e ligas com composições semelhantes.

## REFERÊNCIAS

- AHMED T et al. A new low modulus, biocompatible titanium alloy, Titanium 95. **Science and Technology**, n.10, p. 760–1767, 1995.
- ALBREKTSSON T.; JOHANSSON C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. **European Spine Journal**, n. 2, p. 96-101, 2001.
- ANSELME K.; BIGERELLE M. Statistical demonstration of the relative effect of surface chemistry and roughness on human osteoblast short-term adhesion. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, n.17, p. 471-479, 2006.
- ANSELME, K. Osteoblast adhesion on biomaterials. **Biomaterials**, n.7, p. 667-681, 2000.
- AŞIK, E. E.; BOR, Ş. Fatigue behavior of Ti–6Al–4V foams processed by magnesium space holder technique. **Materials Science and Engineering: A**, p. 157–165, 2015.
- ASTM International**. Standard Test Method for Conducting Cyclic Potentiodynamic Polarization Measurements to Determine the Corrosion Susceptibility of Small Implant Devices. West Conshohocken, PA, USA. ASTM F2129–17b 2017.
- ARIFVIANTO, B., J. ZHOU. Fabrication of Metallic Biomedical Scaffolds with the Space Holder Method: A Review. **Materials**, p. 3588-3622, 2014.
- ATAPOUR, M et al. Corrosion behavior of titanium alloys for biomedical applications. **Materials Science and Engineering C**, p. 885–891, 2011.
- AYDOĞMUŞ, T., BOR, Ş. Processing of porous TiNi alloys using magnesium as space holder, **Journal of Alloys and Compounds**, p. 705-710, 2009.
- BAHNEY C.S et al. Stem cell-derived endochondral cartilage stimulates bone healing by tissue transformation. **Journal of bone and mineral research**, p.1269-1282, 2014.
- BANDYOPADHYAY A. et al. In vivo response of laser processed porous titanium implants for load-bearing implants. **Annals of Biomedical Engineering**, p. 249–260, 2017.
- BANSIDDHI, A.; DUNAND, D.C. Shape-memory NiTi foams produced by solid-state replication with NaF. **Intermetallics**, p. 1612-1622, 2007.
- BANSIDDHI, A.; DUNAND, D.C. Shape-memory NiTi foams produced by replication of NaCl space-holders. **Acta Biomaterialia**, p. 1996-2007, 2008.
- BELTRÁN-PARTIDA, E. et al. Improved in vitro angiogenic behavior on anodized titanium dioxide nanotubes. **Journal of Nanobiotechnology**, 2017.
- BERTHIAUME, F. et al. Effect of extracellular matrix topology on cell structure, function, and physiological responsiveness: hepatocytes cultured in a sandwich configuration. n. 13, p. 1471-84, 1996.
- BARIL, E.; LEFEBVRE, L.P.; THOMAS, Y. Interstitial sources and control in titanium P/M processes. **Powder Metallurgy**, p. 183–7, 2011.

BLACKWOOD D.J. Biomaterials: Past successes and future problems. **Corrosion Reviews**, 97–124, 2003.

BLANCO, L. et al. Quantitative Evaluation of Porosity Effects in Sintered and Heat Treated High Performance Steels. **Powder Metallurgy**, p. 315–322, 2005.

BOBYN, J.D. et al. The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, p. 263-270, 1980.

BOWERMAN, J.E.; CONROY, B. A universal kit in titanium for immediate replacement of the resected mandible. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, n.6, p. 223–228, 1969.

BOYER, R.; WELSCH, G.; COLLINGS, E. Materials Properties Handbook: Titanium Alloys. Ed. by, **ASM International**, Materials Park, OH, USA, 1994.

BRAMMER, K.S et al. Improved bone-forming functionality on diameter-controlled TiO<sub>2</sub> nanotube surface. **Acta Biomaterialia**, p. 3215–3223, 2009

BRAM, M. et al. High-porosity titanium, stainless steel and superalloy parts. **Advanced Engineering Materials**, p. 196–9, 2000.

BREBELS, A.; BOLLEN, B. Non-destructive evaluation of material properties as function of temperature by the Impulse Excitation Technique. **The e-Journal of Nondestructive Testing**, n. 6, 2015.

CALLISTER, J.R, WILLIAM D. Ciência e engenharia de materiais: uma introdução. Rio de Janeiro, LTC, 2012.

CAPLAN, A.I. Why are MSCs therapeutic? New data: new insight. **The Journal of Pathology**, p. 318-324, 2009.

CARVALHO, A.C.C. Bioengenharia tecidual: uso de células-tronco na prática médica.2009. Disponível em<<http://www.cgee.org.br/atividades/redirect.php?idProduto=2162>>. Acesso em: 20 nov.

CIOLAC, S. et al. Long-term in vitro study of titanium and some titanium alloys used in surgical implants. **Revista De Chimie**, p.36–41, 2000.

CIOFFI, M. et al. Electrochemical release testing of nickel-titanium orthodontic wires in artificial saliva using thin layer activation. **Acta Biomaterialia**, n. 6, p. 717–724, 2005.

CHEN, X.B, et al. The importance of particle size in porous titanium and nonporous counterparts for surface energy and its impact on apatite formation. **Acta Biomaterialia**, p. 2290-2302, 2009.

CLAES, L.; RECKNAGEL, S.; IGNATIUS A. Fracture healing under healthy and inflammatory conditions. **Nature Reviews Rheumatology**, n. 3, p.133-43, 2012.

CONSERVA, E.; LANUTI, A.; MENINI, M. Cell behavior related to implant surfaces with different microstructure and chemical composition: an in vitro analysis. **International Journal Oral Maxillofac Implants**, p. 1099-1107, 2010.

- GAO, C et al. Bone biomaterials and interactions with stem cells. **Bone Research**, p. 17059, 2017.
- DANNINGER, H.; SPOLJARIC, D.; WEISS, B. Microstructural Features Limiting the Performance of P/M Steels. **International Journal of Powder Metallurgy**, p. 43–53, 1997.
- DAMSKY, C.H. Extracellular matrix-integrin interactions in osteoblast function and tissue remodeling. **Bone**, p. 95- 96, 1999.
- DAVIES, J. In vitro modeling of the bone/implant interface. **The Anatomical Record**, n. 2, p. 426-45, 1996.
- DAVIDSON, J. A. et al. New Surface-Hardened, Low-Modulus, Corrosion-Resistant Ti-13Nb-13Zr Alloy For Total Hip Arthroplasty. **BioMedical Materials and Engineering**, n.3, p. 231-243, 1994.
- DIMITRIOU, R.; TSIRIDIS, E.; GIANNOUDIS, P.V. Current concepts of molecular aspects of bone healing. **Injury**, n. 12, 1392-404, 2005.
- DUVVURU, M.K et al. Bone marrow stromal cells interaction with titanium; Effects of composition and surface modification. **PLoS ONE**, n. 5, 2019.
- EBEL, T et al. MIM fabrication of porous Ti-6Al-4V components for biomedical applications. **Proceedings of EURO-PM**, p. 797–804, 2010.
- EL-WASSEFY, N.A. et al. Assessment of anodized titanium implants bioactivity. **Clinical Oral Implants Research**, p. 1–9, 2014.
- ELISSEEFF, J. et al. The role of biomaterials in stem cell differentiation: applications in the musculoskeletal system. **Stem Cells and Development**, n. 3, p. 295-303, 2006.
- ELISSEEFF, J. et al. Controlled-release of IGF-I and TGF-beta1 in a photopolymerizing hydrogel for cartilage tissue engineering. **Journal of Orthopaedic Research**, n. 6, p. 1098-104, 2001.
- European Powder Metallurgy Association, (2014).  
[http://www.epma.com/New\\_non\\_members/economic\\_advantages.htm](http://www.epma.com/New_non_members/economic_advantages.htm).
- EYRE, D. Collagen of articular cartilage. Type II collagen degradation and its regulation in articular cartilage in osteoarthritis. **Arthritis Research & Therapy**, n. 1 p. 30-5, 2002.
- EISENBARTH, E. et al. des Vanadiumgehaltes von Ti–Al–V-Legierungen auf die Zell adhasion und Biokompatibilit. **Biomaterialien**, n.4, 2001.
- ERCAN, B, et al. Diameter of titanium nanotubes influences anti-bacterial efficacy. **Nanotechnology**, p.295102, 2011.
- ELIAZ, N. Biomaterials and corrosion. Corrosion Science and Technology: Mechanism, Mitigation and Monitoring. Narosa **Publishing House; New Delhi, India**, p. 356–397, 2008.
- FOJT, J.; JOSKA, L.; MÁLEK, J. Corrosion. behaviour of porous Ti–39Nb alloy for biomedical applications. **Corrosion Science**, p. 78–83, 2013.

GIBSON, L.J. The mechanical behaviour of cancellous bone. **Journal of Biomechanics**, n. 5, p. 317-28, 1985.

GASTALDI, G. et al. Human adipose-derived stem cells (hASCs) proliferate and differentiate in osteoblast-like cells on trabecular titanium scaffolds. **Journal of Biomedical Materials Research Part A**, p. 790–799, 2010.

Global orthopedic devices market to grow to \$45.0 billion by 2020.

Global Market 2014 study on orthopedic trauma devices: plate and screw external fixator system to witness highest CAGR of 7.1% (2014).

GUILHERME, S.; HUMMEL. Brazil e Health – Overview, Trends & Opportunities” Consulate General of the Kingdom of the Netherlands. **EMI –eHealth Mentor Institute**. São Paulo-SP Brazil, 2016.

GEETHA, M. et al. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants-a review. **Progress in Materials Science**, p. 397–425, 2009.

GILBERT, J.L.; MALI, S. Medical implant corrosion: Electrochemistry at metallic biomaterial surfaces. Degradation of Implant Materials. **Springer**, p. 1–28, 2012.

KOTAN, G.; BOR A.S.A. Production and Characterization of High Porosity Ti-6Al-4V Foamy Space Holder Technique in Powder Metallurgy. Turkish. **Journal of Environmental Engineering**, p. 149 – 156, 2007.

HANSEN, A.W. et al. The electrochemical behavior of the NiTi alloy in different simulated body fluids. **Materials Research**, p. 184–190, 2015.

HERITAGE, K.; FRISBY, C.; WOLFENDEN, A. Impulse excitation technique for dynamic flexural measurements at moderate temperature. **Review of Scientific Instruments**, n. 6, p. 973-974, 1988.

HICKMAN, B.S. The Formation of Omega Phase in Titanium and Zirconium Alloys: A Review. **Journal of Material Science**, p. 554–563, 1969.

HONG, T.F.; GUO, Z.X.; YANG, R. Fabrication of porous titanium scaffold materials by a fugitive filler method. **J Materials Science: Materials in Medicine**, p. 3489–95, 2008.

HUANG, H.H. Effect of fluoride and albumin concentration on the corrosion behavior of Ti-6Al-4V alloy. **Biomaterials**, p. 275–282, 2003.

HOCHBERG, M.C. et al. Preferences in the management of osteoarthritis of the hip and knee: results of a survey of community-based rheumatologists in the United States. **Arthritis Care & Research**, n. 3 p. 170-6, 1996.

HEO, Y.Y et al. Responses of periodontal ligament stem cells on various titanium surfaces. **Oral Diseases**, p. 320-327, 2010.

HSU, H-C. et al. Fabrication and characterization of porous Ti–7.5Mo alloy scaffolds for biomedical applications. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, n. 3, p. 645–657, 2013.

HIROSE-PASTOR, E.; FULLER, R.; ROCHA, O.M. Rheumatology to the general clinical. Lesson 2: Disease degenerative joint: osteoarthritis. **Jornal brasileiro de medicina**, n. 6, p. 189-96. 1994.

ICROWD NEWSWIRE. Mercado De Dispositivos Ortopédicos 2020 | Análise Global Do Setor Por Tendências, Tamanho, Compartilhamento, Visão Geral Da Empresa, Crescimento E Previsão Até 2022 | Último Relatório De Pesquisa Por 360researchreports.com. Icrowd newswire, 2020. Disponível em: <https://icrowdpt.com/2020/01/17/mercado-de-dispositivos-ortopedicos-2020-analise-global-do-setor-por-tendencias-tamanho-compartilhamento-visao-geral-da-empresa-crescimento-e-previsao-ate-2022-ultimo-relatorio-de-pesquisa-por/>. Acesso em: 16. fev. 2021.

INSALL, J.N. et al. Total knee arthroplasty. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, p. 13-22, 1985.

JANG, J.H. et al. Surface adsorption of DNA to tissue engineering scaffolds for efficient gene delivery. **Journal of Biomedical Materials Research Part A**, n.1, p. 50-58, 2006.

JAYAKUMAR, P, DI SILVIO, L. Osteoblasts in bone tissue engineering. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H**, n. 12 p. 1415-40, 2010.

JAYARAMAN, M et al. Influence of titanium surfaces on attachment of osteoblastlike cells in vitro. **Biomaterials**, p. 625-631, 2004.

JHA, N. et al. Highly porous open cell Tifoam using NaCl as temporary space holder through powder metallurgy route. **Materials & Design**, p. 810-819, 2013.

JIN, L. et al. Effects of surface nanocrystallization on corrosion resistance of  $\beta$ -type titanium alloy. **Transactions of Nonferrous Metals Society of China**, p. 2529–2535, 2014.

JONES, A.C. et al. The correlation of pore morphology, interconnectivity and physical properties of 3D ceramic scaffolds with bone ingrowth. **Biomaterials**, p. 1440–51, 2009.

BLANCO, J.F et al. Titanium and tantalum as mesenchymal stem cell scaffolds for spinal fusion: an in vitro comparative study. **European Spine Journal**, n. 3, p. 353–S360, 2011.

KADOYA, Y.;KOBAYASHI, A.; H. OHASHI, H. **Acta Orthopaedica**, p. 1–16, 1998.

LONGA, E.G et al. Human mesenchymal stem cell morphology, migration, and differentiation on micro and nano-textured titanium. **Bioactive Materials**, p. 249–255, 2019.

KAMACHI MUDALI, U. et al. Failures of stainless steel orthopaedic devices—causes and remedies. **Corrosion Reviews**, p. 231–267, 2003.

KARAGIANES, K.R.; M.T. & SUMP, K.R. (1983). Porous Titanium Alloy for Prosthesis Attachment. Titanium alloys in surgical implants, p. 241, Philadelphia, **ASTM**.

KURODA, D. et al. Design and mechanical properties of new  $\beta$  type titanium alloys for implant materials. **Materials Science and Engineering**, p. 244-249, 1998.

- KIM, M.H. et al. Influence of surface topography on the human epithelial cell response to micropatterned substrates with convex and concave architectures. **Journal of Biological Engineering**, n. 13, 2014.
- KROGER, H. et al. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, p. 66–74, 1998.
- KURELLA, A.; DAHOTRE, N.B. Review paper: surface modification for bioimplants: the role of laser surface engineering. **Journal of Biomaterials Applications**, p. 5–50, 2005.
- KIESWETTER, K. et al. Surface roughness modulates the local production of growth factors and cytokines by osteoblast-like MG-63 cells. **Journal of Biomedical Materials Research**, p. 55–63, 1996.
- LAING, P.G. Compatibility of biomaterials. **Orthopedic Clinics of North America**, n. 2, p. 249–73, 1973.
- LAVENUS, S.; LOUARN, G.; LAYROLLE, P. Nanotechnology and dental implants. **International Journal of Biomaterials**, 2010.
- LAPTEV, A. et al. Study of production route for Ti parts combining very high porosity and complex shape. **Powder Metallurgy**, p. 85–92, 2004.
- LAURENCIN, C.T. et al. Tissue engineering: orthopedic applications. **Annual Review of Biomedical Engineering**, p. 19–46, 1999.
- LEYENS, C.; PETERS, M. Titanium and Titanium Alloys, **Wiley-VCH**, Weinheim, Germany, 2003.
- LEGEROS, R.Z, CRAIG, R.G. Strategies to affect bone remodeling: osteointegration. **Journal of Bone and Mineral Research**, p. 583–596, 1993.
- LEWIS, J.L. et al. The influence of prosthetic stems stiffness and of a calcar collar on stresses in the proximal end of the femur with a cemented femoral component. **Journal of Bone and Joint Surgery**, p. 280–286, 1984.
- LI, J. et al. Effect of fluoride on the corrosion behavior of nanostructured Ti-24Nb-4Zr-8Sn alloy in acidulated artificial saliva. **Journal of Materials Science & Technology**, p. 1660–1670, 2018.
- LI, X. et al. Influence of fluoride and chloride on corrosion behavior of NiTi orthodontic wires. **Acta Biomaterialia**, p. 807–815, 2007.
- LIEBSCHNER, M.A. et al. Testing two predictions for fracture load using computer models of trabecular bone. **Biophysical Journal**, n. 2, p. 759–67, 2005.
- LIANG, C.; MOU, Z. Effect of different simulated body fluids on anti-corrosion bimetallic materials. **Transactions of Nonferrous Metals Society of China**, p. 579–582, 2011.
- LI, B.E. et al. Synergistic effects of hierarchical hybrid micro/nanostructures on the biological properties of titanium orthopaedic implants. **RSC Advances**, p. 49552–49558, 2015.
- LI, Y. et al. **Materials**, 1709, 2014.

LI, Y. et al. Cytotoxicity of titanium and titanium alloying elements. **Journal of Dental Research**, p. 493-497, 2010.

LIMA, PEDRO CUNHA de. 2014. "Obtenção e determinação da capacidade de amortecimento da liga Cu-14Al-4Ni pelo método de excitação por impulso". **Dissertação de Mestrado**, Faculdade do Gama, Universidade de Brasília.

LIU, X.; CHU, P.K.; DING, C. Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. **Materials Science and Engineering R: Reports**, p. 49–121, 2004.

LIU, C.K. et al. Using three-dimensional porous internal titanium scaffold or allogenic bone scaffold for tissue-engineering condyles: a novel reconstruction of mandibular condylar defects. **Journal of Medical Hypotheses and Ideas**, p. 69–73, 2014.

LIDE, D.R. Handbook of Chemistry and Physics. In: (Ed.). 87 ed. CRC Press: New York (USA), 2007.

LOPES, M.A et al. Microstructural dependence of Young's and shear moduli of P 2 O 5 glass reinforced hydroxyapatite for biomedical applications. **Biomaterials**, n. 7, p. 749-754, 2000.

LOPEZ-HEREDIA, M.A. et al. Rapid prototyped porous titanium coated with calcium phosphate as a scaffold for bone tissue engineering. **Biomaterials**, p. 2608-2615, 2008.

LONG, M.; RACK, H.J. Review Titanium alloys in total joint replacement – a materials science perspective. **Biomaterials**, p.1621-1639, 1998.

LU, R. et al. Effects of hydrogenated TiO<sub>2</sub> nanotube arrays on protein adsorption and compatibility with osteoblast-like cells. **International Journal of Nanomedicine**, p. 2037– 2049, 2018.

MANIVASAGAM, G.; DHINASEKARAN, D.; RAJAMANICKAM, A. Biomedical implants: Corrosion and its prevention. **Recent Patents on Corrosion Science**, p. 40–54, 2010.

MARINUCCI, L. et al. Effects of Hydroxyapatite and Biostite on Osteogenic Induction of hMSC. **Annals of Biomedical Engineering**, p. 640-648, 2010.

MARTIN, J.Y. et al. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). **Journal of Biomedical Materials Research**, p. 389-401, 1995.

MATSUMOTO, H.; WATANABE, S.; HANADA, S. **Materials Transactions**, p. 1070–1078, 2005.

MATSUMOTO, H.; WATANABE, S.; HANADA, S. **Journal of Alloys and Compounds**, p. 146–155, 2007.

MCCRACKEN, C.G.; BARBIS, D.P.; DEETER, R.C (2010), 'Key titanium powder characteristics manufactured using the hydride-dehydride (HDH) process', in: **Proceedings of EUROPM2010, EPMA**, Shrewsbury, UK, Volume 1, 71–7.



- METIKOS-HUKOVIC, M.; KWOKAL, A.; PILJAC, J. The influence of niobium and vanadium on passivity of titanium in physiological solutions. **Biomaterials**, p. 3765–75, 2003.
- MEGUID, E.A.; KE, Y.; Ji, J.; El-Hashash, A.H.K. Stem cells applications in bone and tooth repair and regeneration: New insights, tools, and hopes. **J Cell Physiol**, v. 233, n. 3, p. 1825-1835, 2018.
- MI-KYUNG, HAN. et al. Effect of Nb on the Microstructure, Mechanical Properties, Corrosion Behavior, and Cytotoxicity of Ti-Nb Alloys. **Materials**, n. 9, p. 5986-6003, 2015.
- MOUNTZIARIS, P.M. et al. Harnessing and modulating inflammation in strategies for bone regeneration. **Tissue Engineering, Part B**, n. 6, 393-402, 2011.
- MARSELL, R.; EINHORN, T.A. The biology of fracture healing. **Injury**, n. 6, p. 551-5, 2011.
- MARTÍNEZ, E. et al. Effects of artificial micro- and nano-structured surfaces on cell behaviour. **Annals of Anatomy**, p. 126–35, 2009.
- MANGANO, C et al. The osteoblastic differentiation of dental pulp stem cells and bone formation on different titanium surface textures. **Biomaterials**, p. 3543-3551, 2010.
- MANSOURIGHASRI, A.; MUHAMAD, N.; SULONG, A. Processing titanium foams using tapioca starch as a space holder. **Journal of Materials Processing Technology**, p. 83–89, 2012.
- MAROLI, B. et al. Sinter-Hardening and Heat Treatments of Materials Based on Alstloy CrM. **Proceedings of the PM2TEC 2003 International Conference on Powder Metallurgy & Particulate Materials**, Las Vegas, USA. 5, p. 149–161, 2003.
- MEDIASWANTI, K. et al. **Key Engineering Materials**, p. 214-219, 2012.
- MISHRA A.K. et al. Ti-13Nb-13Zr: A new low modulus, high strength, corrosion resistant near-beta alloy for orthopaedic implants, Beta Titanium in the 1990's, **The Minerals, Metals & Materials Society**, pp. 61–72, 1993.
- MOLINARI, A. et al. A simplified model for the impact resistance of porous sintered steels. **Powder Metallurgy Progress**, p. 12–20, 2011.
- MÜNSTERMANN, S.; FENG, Y.; BLECK, W. Influencing parameters on elastic modulus of steels. **Canadian Metallurgical Quarterly**, n. 3, p. 264–273, 2014.
- MURRAY, J.L. The Nb–Ti (niobium–titanium) system. Phase diagrams of binary titanium alloys. **ASM International**, 1987.
- NIINOMI, M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, n.1, p. 30–42, 2008.
- NIINOMI, M.; KURODA, D.; FUKUNAGA, K. Corrosion wear fracture of new beta-type biomedical titanium alloys. **Materials Science and Engineering: A**, p.193–9, 1999.

NIINOMI, M. et al. Biomedical titanium alloys with Young's moduli close to that of cortical bone. **Regenerative Biomaterials**, n. 3, 173-185, 2016.

NIINOMI, M. Recent research and development in titanium alloys for biomedical applications and healthcare goods. **Science and Technology of Advanced Materials**, p.445–54, 2003.

NIINOMI, M. Recent metallic materials for biomedical applications. **Metallurgical and Materials Transactions A**, p. 477–86, 2002.

NIINOMI, M.; NAKAI, M.; HIEDA, J. **Acta Biomaterialia**, p. 3888, 2012.

ELIAZ, N. Corrosion of Metallic Biomaterials: A Review.

NAKAGAWA, M. et al. The effect of Pt and Pd alloying additions on the corrosion behavior of titanium in fluoride-containing environments. **Biomaterials**, p. 2239–2246, 2005.

NADIM JAMES, HALLAB AND JOSHUA JAMES JACOBS. CHAPTER II.5.6 ORTHOPEDIC APPLICATIONS. **Department of Orthopedic Surgery, Rush University Medical Center**, 2012.

NIINOMI, M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. **Materials Science and Engineering A**, p.231-236, 1998.

NIINOMI, M et al. Fracture characteristics, microstructure, and tissue reaction of Ti–5Al–2.5Fe for orthopedic surgery. **Metallurgical and Materials Transactions**, p. 3925–3935, 1996.

OH, I-H. et al. Mechanical properties of porous titanium compacts prepared by powder sintering. **Scripta Materialia**, p. 1197–202, 2003.

OH, S, JIN, S. Titanium oxide nanotubes with controlled morphology for enhanced bone growth. **Materials Science and Engineering C**, p. 1301–1306, 2006.

OSHIDA, Y. Bioscience and Bioengineering of Titanium Materials, **Oxford, Elsevier**, 2007.

OCHOA, I. et al. Retraction: In vitro osteoinduction of human mesenchymal stem cells in biomimetic surface modified titanium alloy implants. **Dental Materials Journal**, n. 5, p. 843–850, 2012.

OBBARD, E.G. et al. Mechanical of Superelasticity in Ti-30Nb-(8-10) Ta-Zr Alloy. **Acta Materialia**, p. 3557-3567, 2010.

OKULOV, I.V. et al. Composition optimization of low modulus and high-strength TiNb-based alloys for biomedical applications. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, 2017.

OKAZAKI, Y. et al. Corrosion resistance, mechanical properties, corrosion fatigue strength and cytocompatibility of new Ti alloys without Al and V. **Biomaterials**, p. 1197–1215, 1998.

OZAKI, T. et al. **Materials Transactions**, p. 2776-2779, 2004.

OKAMOTO, H. Sn-Ti (Tin-Titanium). **Journal of Phase Equilibria and Diffusion**, n. 2, p. 202–203, 2010.

- NADDEOA, P. et al. Surface biocompatibility of differently textured titanium implants with mesenchymal stem cells. **Dental materials**, p. 235–243, 2015.
- PILLIAR, R.M. Modern metal processing for improved load-bearing surgical implants. **Biomaterials**, n. 2, p. 95-100, 1991.
- PLENK, H. Prosthesis–bone interface. **Journal of Biomedical Materials Research**, 350–5, 1998.
- POLMEAR, I.J. Overview: Recent Developments in Light Alloys. **Materials Transactions**, n. 1, p. 12–31, 1996.
- PRASHANTH, K. et al. Mechanical and corrosion behavior of new generation Ti-45Nb porous alloys implant devices. **Technologies**, p. 33, 2016.
- PSIUK, B. et al. Impulse excitation technique IET as a non-destructive method for determining changes during the gelcasting process. **Ceramics International**, n. 3, p. 3989-3996, 2016.
- PULEO, D.A.; NANJI, A. Understanding and controlling the bone implant interface. **Biomaterials**, p. 2311-2321, 1999.
- PULEO, D.A. et al. Osteoblast responses to orthopedic implant materials in vitro. **Journal of Biomedical Materials Research**, p. 711-723, 1991.
- RAUSCH, G.; BANHART, J. Em Handbook of Cellular Metals; Degischer, H. P.; Kriszt, B., eds.; **Wiley: Weinheim**, p.21, 2002.
- RAHN, B.A. Bone healing: histologic and physiologic concepts. **Bone in clinical orthopedics**, p. 287–326, 2002.
- ROBIN, A.; CARVALHO, O.A.S. Influence of pH and fluoride species on the corrosion behavior of ti-xnb-13zralloys in ringer’s solution. **Advances in Materials Science and Engineering**, p. 434975, 2013.
- ROGERS, D. et al. In vitro human monocyte response to wear particles of titanium alloy containing vanadium or niobium. **Journal of Bone and Joint Surgery**, p. 311–5, 1997.
- REYES, K.M. et al. Electrochemical stability of binary TiNb for biomedical applications. **Materials Research Express**, p. 075402, 2017.
- ROCHEFORT, G.Y.; PALLU, S.; BENHAMOU, C.L. Osteocyte: the unrecognized side of bone tissue. **Osteoporosis International**, n. 9, p. 1457-69, 2010.
- SAMUEL, S. et al. Corrosion resistance and in vitro response of laser-deposited Ti-Nb-Zr-Ta alloys for orthopedic implant applications. **Journal of Biomedical Materials Research Part A**, p. 1251–1256, 2010.
- SANTOS, R.R.; SOARES, M.B.P.A.; CARVALHO, A.C.C. Transplante de células da medula óssea no tratamento da cardiopatia chagásica crônica. **Revista da Sociedade Brasileira de Medicina Tropical**. n.6, p. 490-495, 2004.
- SANTANDER, S. et al. The biocompatibility of dense and porous Nickel–Titanium produced by selective laser melting. **Materials Science and Engineering**, p. 419–426, 2013.

SCHINDELER, A. et al. Bone remodeling during fracture repair: the cellular picture. Paper presented at the **seminars in cell and developmental biology**, 2008.

KALANTARIA, S.M. et al. Biocompatibility and compressive properties of Ti-6Al-4V scaffolds having Mg element. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials**, p. 183 – 191, 2015.

SEMLITSCH, M.; STAUB, F.; WEBBER, H. Titanium alloys for hip joint replacements. **Biomedical technology**, p. 334–9, 1985.

SHAHRABI, T et al. Extremely high pitting resistance of NiTi shape memory alloy thin film in simulated body fluids. **Materials Letter**, p. 2791–2794, 2008.

STOYANOVA, V. (2005). Mechanical Properties of High Density Low Alloyed PM Steels: Effect of Sintering and Second-ary Heat Treatments. **Thesis Doctoral. University of Trento**.

SMORYGO, O. et al. High-porosity titanium foams by powder coated space holder compaction method. **Materials Letters**, p. 17-19, 2012.

STOYANOVA, V. et al. Influence of microstructure and porosity on static and dynamic mechanical properties of High Performance PM steels. **Proceedings of the Euro PM**, p. 47–62, 2004.

SCHWARTZ, Z. et al. Implant surface characteristics modulate differentiation behavior of cells in the osteoblastic lineage. **Advances in Dental Research**, p. 38-48, 1999.

JUNG, T-K. Mechanical properties and microstructures of  $\beta$  Ti–25Nb–11Sn ternary alloy for biomedical applications. **Materials Science and Engineering C**. p.1629–1635, 2013.

TENGZELIUS, J. Advances in steel powders for high performance PM parts. **PMAsia**, Shanghai, 2005.

TENGVALL, P.; LUNDSTRÖM, I. Physico-chemical considerations of titanium as a biomaterial. **Clinical Materials**, n. 2, p. 115-34, 1992.

THIBODEAU, G.A.; PATTON, K.T. Anatomy and Physiology. **4th ed. Mosby; MO, USA**, p. 851–887, 1999.

THIEME, M. et al. Titanium powder sintering for preparation of a porous functionally graded material destined for orthopaedic implants. **Journal of Materials Science**, p. 225–31, 2001.

TRÉPANIÉ, C.; PELTON, A.R. Effect of temperature and pH on the corrosion resistance of nitinol. In medical device materials. **Proceedings of the Materials and Processes for Medical Devices Conference**, p. 3–7, 2004.

THOMSEN, P.; ERICSON, L.E. Inflammatory cell response to bone implant surfaces. In: Davis J.E., editor. **The Bone-Biomaterial Interface**. University of Toronto Press; Toronto, ON, Canada: 1991. pp. 153–164.

TUNCER, N.; ARSLAN, G. Designing compressive properties of titanium foams, **Journal of Materials Science**, p. 1477–84, 2009.

- TUNCER, N. et al. Investigation of PM parameters' effect on architecture of titanium foams using X-ray microtomography. **Materials Science and Engineering: A**, p. 633–42, 2011.
- TUNCER, N. et al. Influence of cell aspect ratio on architecture and compressive strength of titanium foams. **Materials Science and Engineering: A**, p. 7368–74, 2011.
- VIRTANEN S. Corrosion of biomedical implant materials. **Corrosion Review**, p. 147–171, 2008.
- VENABLE, C.S.; W.G, STUCK. A general consideration of metals for buried appliances insurgery. **Surgery, Gynecology & Obstetrics**, p. 297–306, 1943.
- ZAREIDOOST, A. et al. The relationship of surface roughness and cell response of chemical surface modification of titanium. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, p. 1479– 1488, 2012.
- WHO Global Burden of Disease project, 2002, Version 1.
- WINKLER T. et al. Julius Wolff Institut, Charité –Universitätsmedizin Berlin, Germany. **Bone Joint**, p. 232–243, 2018.
- WEN, C.E. et al. Processing and mechanical properties of autogenous titanium implant materials. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, p. 397-401, 2002.
- WANG, X. et al. Porous TiNbZr alloy scaffolds for biomedical applications. **Acta Biomaterialia**, p. 3616-3624, 2009.
- WANG, X et al. Biomimetic modification of porous TiNbZr alloy scaffold for bone tissue engineering. **Tissue Engineering Part A**, p. 309-316, 2010.
- WEN, C.E. et al. Processing of Biocompatible Porous Ti and Mg. **Scripta Materialia**, p. 1147-1153, 2001.
- WITTE, F. et al. In vivo corrosion of four magnesium alloys and the associated bone response. **Biomaterials**, p. 3557-3563, 2005.
- WOLFF, M.; DAHMS, M.; EBEL, T. Sintering of magnesium. **Advanced Engineering Materials**, p. 829–36, 2010.
- WINTERMANTEL, E.; HA, S.W. (2002), Medizintechnik mit biokompatiblen Werkstoffen und Verfahren, **Springer-Verlag**, Berlin, Heidelberg, New York.
- WHANG, K. et al. Engineering bone regeneration with bioabsorbable scaffolds with novel microarchitecture. **Tissue Engineering**, p. 35–51, 1999.
- WEN, C.E. et al. Processing and mechanical properties of autogenous titanium implant materials. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, p. 397–401, 2002.
- WEN, C.E. et al. Novel titanium foam for bone tissue engineering. **Journal of Materials Research and Technology**, n. 10, p. 2633–2639, 2002.

- WEI, XU. et al. Fabrication and properties of newly developed Ti<sub>35</sub>Zr<sub>28</sub>Nb scaffolds fabricated by powder metallurgy for bone-tissue engineering. **Journal of Materials Research and Technology**, n. 5, p. 3696–3704, 2019.
- WAPNER, K.L. Implications of metallic corrosion in total knee arthroplasty. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, p. 12–20, 1991.
- WANG, Y. et al. Plasticity of mesenchymal stem cells in immunomodulation: pathological and therapeutic implications. **Nature Immunology**, p. 1009-1016, 2014.
- WALL, I. et al. Modified titanium surfaces promote accelerated osteogenic differentiation of mesenchymal stromal cells in vitro. **Bone**, p. 17-26, 2009.
- WINTER, G.D. Tissue reactions to metallic wear and corrosion products in human patients. **Journal of Biomedical Materials Research**, n. 3, p. 11-26, 1974.
- YAHAYA. et al. Microstructures and Mechanical Properties of Ti-Nb Alloy at Different Composition of Nb Produced via Powder Metallurgy Route. **Materials Science Forum**, p. 14–18, 2016.
- YAMAZOE, J. et al. The development of Ti alloys for dental implant with high corrosion resistance and mechanical strength. **Dental Materials Journal**, p. 260–267, 2007.
- YANG, L. et al. Hypertrophic chondrocytes can become osteoblasts and osteocytes in endochondral bone formation. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, n. 33, p. 111-102, 2014.
- YOLUN, A. et al. Fabrication, characterization, and in vivo biocompatibility evaluation of titanium-niobium implants. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, 2020.
- ZHU L, et al. Measurement of interdiffusion and impurity diffusion coefficients in the bcc phase of the Ti–X (X = Cr, Hf, Mo, Nb, V, Zr) binary systems using diffusion multiples. **Journal of Materials Science**, n. 6, p. 3255–3268, 2017.
- ZHUANG, H.; HAN, Y.; FENG A. Preparation, mechanical properties and in vitro biodegradation of porous magnesium scaffolds. **Materials Science and Engineering C**, p. 1462-1466, 2008.
- ZOU, X. et al. Bone ingrowth characteristics of porous tantalum and carbon fiber interbody devices: an experimental study in pigs. **Spine Journal**, p. 99-105, 2004.
- ZHOU, X. et al. Chondrocytes transdifferentiate into osteoblasts in endochondral bone during development, postnatal growth and fracture healing in mice. **PLoS Genetic**, n. 12, p. 1004820., 2014.
- Zwicker, U. et al. Mechanical properties and tissue reactions of a titanium alloy for implant material Titanium '80, Science and Technology. **Proc 4th Int Conf on Titanium, Kyoto, The Met. Soc. AIME**, pp. 505-514, 1980.
- ZWICKER U., Z. **Metallkd**, p. 714, 1986.

### **International Journal of Materials Research**

Conditions for submission of papers to International Journal of Materials Research

#### **1. Manuscript preparation**

##### **1.1. Language**

All manuscripts should be written in good English. Poorly written papers will be automatically returned for rewriting before review. Both British and U.S. English are acceptable but authors should be consistent in their usage.

##### **1.2. Style**

Manuscripts must be prepared according to the IJMR Style Guide, available at [www.ijmr.de](http://www.ijmr.de); simply click on "submit a paper" and then download the guide in pdf format or download from the submission website <https://www.editorialmanager.com/ijmr/>.

The layout is designed to speed up the publication of your paper. What we need from you the authors is a document that we can review and edit easily. Please do not try to emulate the final journal lay-out style. Follow the Style Guide carefully in order to save yourself subsequent time-consuming corrections after your paper has been reviewed and edited. After reviewing and editing, papers will be returned to authors for final revision when the authors should be make all recommended content and editorial changes. It is the authors' responsibility to ensure their paper is in the "house style" before it can finally be accepted for publication.

##### **1.3. Paper length**

Generally, the length of the manuscript (without figures) of a regular paper should not exceed around 6500 words and may be shorter. A manuscript longer than 25 doublespaced typescript pages may be returned by the editor to the authors, without it having been refereed, with the remark that it must be shortened before being reconsidered. The maximum number of figures is about 8.

### **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**

[https://www.elsevier.com/wps/find/journaldescription.cws\\_home/711005?generatepdf=true](https://www.elsevier.com/wps/find/journaldescription.cws_home/711005?generatepdf=true)

#### **Article structure**

##### **Subdivision - numbered sections**

Divide your article into clearly defined and numbered sections. Subsections should be numbered 1.1 (then 1.1.1, 1.1.2, ...), 1.2, etc. (the abstract is not included in section numbering). Use this numbering also for internal cross-referencing: do not just refer to 'the text'. Any subsection may be given a brief heading. Each heading should appear on its own separate line.

##### **Introduction**

State the objectives of the work and provide an adequate background, avoiding a detailed literature survey or a summary of the results.

##### **Material and methods**