

Henrique Ajuz Holzmann  
(Organizador)

# A aplicação do conhecimento científico na engenharia mecânica

# 3

**Atena**  
Editora  
Ano 2023



Henrique Ajuz Holzmann  
(Organizador)

# A aplicação do conhecimento científico na engenharia mecânica

# 3

**Atena**  
Editora  
Ano 2023

**Editora chefe**

Profª Drª Antonella Carvalho de Oliveira

**Editora executiva**

Natalia Oliveira

**Assistente editorial**

Flávia Roberta Barão

**Bibliotecária**

Janaina Ramos

**Projeto gráfico**

Bruno Oliveira

Camila Alves de Cremo

Luiza Alves Batista

**Imagens da capa**

iStock

**Edição de arte**

Luiza Alves Batista

2023 by Atena Editora

Copyright © Atena Editora

Copyright do texto © 2023 Os autores

Copyright da edição © 2023 Atena

Editora

Direitos para esta edição cedidos à Atena Editora pelos autores.

Open access publication by Atena Editora



Todo o conteúdo deste livro está licenciado sob uma Licença de Atribuição *Creative Commons*. Atribuição-Não-Comercial-Não-Derivativos 4.0 Internacional (CC BY-NC-ND 4.0).

O conteúdo dos artigos e seus dados em sua forma, correção e confiabilidade são de responsabilidade exclusiva dos autores, inclusive não representam necessariamente a posição oficial da Atena Editora. Permitido o *download* da obra e o compartilhamento desde que sejam atribuídos créditos aos autores, mas sem a possibilidade de alterá-la de nenhuma forma ou utilizá-la para fins comerciais.

Todos os manuscritos foram previamente submetidos à avaliação cega pelos pares, membros do Conselho Editorial desta Editora, tendo sido aprovados para a publicação com base em critérios de neutralidade e imparcialidade acadêmica.

A Atena Editora é comprometida em garantir a integridade editorial em todas as etapas do processo de publicação, evitando plágio, dados ou resultados fraudulentos e impedindo que interesses financeiros comprometam os padrões éticos da publicação. Situações suspeitas de má conduta científica serão investigadas sob o mais alto padrão de rigor acadêmico e ético.

**Conselho Editorial****Ciências Exatas e da Terra e Engenharias**

Prof. Dr. Adélio Alcino Sampaio Castro Machado – Universidade do Porto

Profª Drª Alana Maria Cerqueira de Oliveira – Instituto Federal do Acre

Profª Drª Ana Grasielle Dionísio Corrêa – Universidade Presbiteriana Mackenzie

Profª Drª Ana Paula Florêncio Aires – Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

Prof. Dr. Carlos Eduardo Sanches de Andrade – Universidade Federal de Goiás

Profª Drª Carmen Lúcia Voigt – Universidade Norte do Paraná

Prof. Dr. Cleiseano Emanuel da Silva Paniagua – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás

Prof. Dr. Douglas Gonçalves da Silva – Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia  
Prof. Dr. Eloi Rufato Junior – Universidade Tecnológica Federal do Paraná  
Prof<sup>o</sup> Dr<sup>o</sup> Érica de Melo Azevedo – Instituto Federal do Rio de Janeiro  
Prof. Dr. Fabrício Menezes Ramos – Instituto Federal do Pará  
Prof<sup>o</sup> Dr<sup>o</sup> Glécilla Colombelli de Souza Nunes – Universidade Estadual de Maringá  
Prof<sup>o</sup> Dr<sup>o</sup> Iara Margolis Ribeiro – Universidade Federal de Pernambuco  
Prof<sup>o</sup> Dra. Jéssica Verger Nardeli – Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho  
Prof. Dr. Juliano Bitencourt Campos – Universidade do Extremo Sul Catarinense  
Prof. Dr. Juliano Carlo Rufino de Freitas – Universidade Federal de Campina Grande  
Prof<sup>o</sup> Dr<sup>o</sup> Luciana do Nascimento Mendes – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio Grande do Norte  
Prof. Dr. Marcelo Marques – Universidade Estadual de Maringá  
Prof. Dr. Marco Aurélio Kistemann Junior – Universidade Federal de Juiz de Fora  
Prof<sup>o</sup> Dr<sup>o</sup> Maria José de Holanda Leite – Universidade Federal de Alagoas  
Prof. Dr. Miguel Adriano Inácio – Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais  
Prof. Dr. Milson dos Santos Barbosa – Universidade Tiradentes  
Prof<sup>o</sup> Dr<sup>o</sup> Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte  
Prof<sup>o</sup> Dr<sup>o</sup> Neiva Maria de Almeida – Universidade Federal da Paraíba  
Prof. Dr. Nilzo Ivo Ladwig – Universidade do Extremo Sul Catarinense  
Prof<sup>o</sup> Dr<sup>o</sup> Priscila Tessmer Scaglioni – Universidade Federal de Pelotas  
Prof<sup>o</sup> Dr Ramiro Picoli Nippes – Universidade Estadual de Maringá  
Prof<sup>o</sup> Dr<sup>o</sup> Regina Célia da Silva Barros Allil – Universidade Federal do Rio de Janeiro  
Prof. Dr. Sidney Gonçalo de Lima – Universidade Federal do Piauí  
Prof. Dr. Takeshy Tachizawa – Faculdade de Campo Limpo Paulista

## A aplicação do conhecimento científico na engenharia mecânica 3

**Diagramação:** Camila Alves de Cremo  
**Correção:** Mariane Aparecida Freitas  
**Indexação:** Amanda Kelly da Costa Veiga  
**Revisão:** Os autores  
**Organizador:** Henrique Ajuz Holzmann

<b>Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)</b>	
A642	<p>A aplicação do conhecimento científico na engenharia mecânica 3 / Organizador Henrique Ajuz Holzmann. – Ponta Grossa - PR: Atena, 2023.</p> <p>Formato: PDF  Requisitos de sistema: Adobe Acrobat Reader  Modo de acesso: World Wide Web  Inclui bibliografia  ISBN 978-65-258-0782-9  DOI: <a href="https://doi.org/10.22533/at.ed.829230501">https://doi.org/10.22533/at.ed.829230501</a></p> <p>1. Engenharia mecânica. I. Holzmann, Henrique Ajuz (Organizador). II. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDD 621</p>
<b>Elaborado por Bibliotecária Janaina Ramos – CRB-8/9166</b>	

**Atena Editora**  
Ponta Grossa – Paraná – Brasil  
Telefone: +55 (42) 3323-5493  
[www.atenaeditora.com.br](http://www.atenaeditora.com.br)  
contato@atenaeditora.com.br

## DECLARAÇÃO DOS AUTORES

Os autores desta obra: 1. Atestam não possuir qualquer interesse comercial que constitua um conflito de interesses em relação ao artigo científico publicado; 2. Declaram que participaram ativamente da construção dos respectivos manuscritos, preferencialmente na: a) Concepção do estudo, e/ou aquisição de dados, e/ou análise e interpretação de dados; b) Elaboração do artigo ou revisão com vistas a tornar o material intelectualmente relevante; c) Aprovação final do manuscrito para submissão.; 3. Certificam que os artigos científicos publicados estão completamente isentos de dados e/ou resultados fraudulentos; 4. Confirmam a citação e a referência correta de todos os dados e de interpretações de dados de outras pesquisas; 5. Reconhecem terem informado todas as fontes de financiamento recebidas para a consecução da pesquisa; 6. Autorizam a edição da obra, que incluem os registros de ficha catalográfica, ISBN, DOI e demais indexadores, projeto visual e criação de capa, diagramação de miolo, assim como lançamento e divulgação da mesma conforme critérios da Atena Editora.

## DECLARAÇÃO DA EDITORA

A Atena Editora declara, para os devidos fins de direito, que: 1. A presente publicação constitui apenas transferência temporária dos direitos autorais, direito sobre a publicação, inclusive não constitui responsabilidade solidária na criação dos manuscritos publicados, nos termos previstos na Lei sobre direitos autorais (Lei 9610/98), no art. 184 do Código Penal e no art. 927 do Código Civil; 2. Autoriza e incentiva os autores a assinarem contratos com repositórios institucionais, com fins exclusivos de divulgação da obra, desde que com o devido reconhecimento de autoria e edição e sem qualquer finalidade comercial; 3. Todos os e-book são *open access*, *desta forma* não os comercializa em seu site, sites parceiros, plataformas de *e-commerce*, ou qualquer outro meio virtual ou físico, portanto, está isenta de repasses de direitos autorais aos autores; 4. Todos os membros do conselho editorial são doutores e vinculados a instituições de ensino superior públicas, conforme recomendação da CAPES para obtenção do Qualis livro; 5. Não cede, comercializa ou autoriza a utilização dos nomes e e-mails dos autores, bem como nenhum outro dado dos mesmos, para qualquer finalidade que não o escopo da divulgação desta obra.

A Engenharia Mecânica pode ser definida como o ramo da engenharia que aplica os princípios de física e ciência dos materiais para a concepção, análise, fabricação e manutenção de sistemas mecânicos. O aumento no interesse por essa área se dá principalmente pela escassez de matérias primas, a necessidade de novos materiais que possuam melhores características físicas e químicas e a necessidade de reaproveitamento dos resíduos em geral.

Nos dias atuais a busca pela redução de custos, aliado a qualidade final dos produtos é um marco na sobrevivência das empresas, reduzindo o tempo de execução e a utilização de materiais.

Neste livro são apresentados trabalho teóricos e práticos, relacionados a área de mecânica e materiais, dando um panorama dos assuntos em pesquisa atualmente. A caracterização dos materiais é de extrema importância, visto que afeta diretamente aos projetos e sua execução dentro de premissas técnicas e econômicas.

De abordagem objetiva, a obra se mostra de grande relevância para graduandos, alunos de pós-graduação, docentes e profissionais, apresentando temáticas e metodologias diversificadas, em situações reais.

Aos autores, agradeço pela confiança e espírito de parceria.

Boa leitura


Henrique Ajuz Holzmann



**CAPÍTULO 1 ..... 1****METROLOGIA PARA ENGENHARIAS: CONSTRUÇÃO DE UM PROJETO METROLÓGICO PARA APLICAÇÃO DE CONCEITOS**

Lisiane Trevisan

Daniel Antonio Kapper Fabricio


 <https://doi.org/10.22533/at.ed.8292305011>**CAPÍTULO 2 ..... 11****APLICAÇÃO DE MÉTODO DE GERENCIAMENTO DE PROJETOS PARA MELHORIA DE PROCESSO DE SOLDAGEM**

Sílvio Caixeta Rodrigues

Pedro Henrique Pires França

Wisley Falco Sales


Lohanna Ferreira Paiva

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.8292305012>**CAPÍTULO 3 .....24****ESTUDO DA LIGA Ti-30Nb-5Mo APLICADA EM IMPLANTES ORTOPÉDICOS**

Alexandra de Oliveira França Hayama

Magna Bibiano de Oliveira

Aguinaldo Soares de Oliveira

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.8292305013>**CAPÍTULO 4 .....39****INVESTIGATION ON THE MECHANICAL PROPERTY BEHAVIOUR OF THE HYBRID COMPOSITES FROM NATURAL AMAZONIAN FIBRES BY NUMERICAL AND EXPERIMENTAL METHOD**

Gilberto García del Pino

Abderrezak Bezazi

Haithem Boumediri

José Luis Valin Rivera

Antonio Claudio Kieling


Sofia Dehaini Garcia

José Costa de Macedo Neto

Marcos Dantas dos Santos

Tulio Hallak Panzera

César Alberto Chagoyen Méndez

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.8292305014>**CAPÍTULO 5 .....49****APRENDIZADO DE MÁQUINA EMPREGADO EM SOLUÇÕES APLICADAS EM UM BRAÇO MANIPULADOR DIDÁTICO**

Márcio Mendonça


Angelo Feracin Neto

Ricardo Breganon

Rogério Breganon

Emerson Ravazzi Pires da Silva


Vicente de Lima Gongora  
 Michelle Eliza Casagrande Rocha  
 Andre Luis Shiguemoto  
 Celso Alves Correa  
 Matheus Gil Bovolenta  
 Rodrigo Rodrigues Sumar  
 Luiz Francisco Sanches Buzachero  
 Márcio Jacometti  
 Kazuyochi Ota Junior

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.8292305015>

**CAPÍTULO 6 .....64**

SISMOS: BREVE ABORDAGEM TEÓRICA SOBRE SUA AÇÃO SOBRE ESTRUTURAS, CONTROLE DAS VIBRAÇÕES E DISPOSITIVOS DE CONTROLE PASSIVOS

Tarciso Melo Claudino  
 Natanael de Paula e Silva

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.8292305016>

**CAPÍTULO 7 ..... 81**

AVALIAÇÃO ANALÍTICA ENERGÉTICA E EXERGÉTICA DO CHUVEIRO ELÉTRICO

Haypha Mendes Vieira  
 Carlos Alberto Chuba Machado  
 Fernando Augusto Alves Mendes

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.8292305017>

**SOBRE O ORGANIZADOR .....98**

**ÍNDICE REMISSIVO .....99**

# ESTUDO DA LIGA TI-30NB-5MO APLICADA EM IMPLANTES ORTOPÉDICOS

*Data de submissão: 08/11/2022*

*Data de aceite: 02/01/2023*

### **Alexandra de Oliveira França Hayama**

Universidade Federal de Rondonópolis,  
Engenharia Mecânica  
Rondonópolis – MT  
<http://lattes.cnpq.br/6333256547674137>

### **Magna Bibiano de Oliveira**

Centro Universitário de Maringá -  
Unicesumar  
Rondonópolis – MT  
<http://lattes.cnpq.br/5601418956250383>

### **Aguinaldo Soares de Oliveira**

Universidade Federal de Rondonópolis,  
Engenharia Mecânica  
Rondonópolis – MT  
<http://lattes.cnpq.br/7771470538635423>

**RESUMO:** A aplicação de um material como implante permanente no corpo humano requer que o mesmo apresente um conjunto de propriedades e características que inclua além da compatibilidade em termos físicos e mecânicos com o tecido a ser substituído, biocompatibilidade, resistência à corrosão e principalmente, disponibilidade. No caso de materiais metálicos a serem empregados em implantes ortopédicos constata-se que algumas ligas de titânio podem atender satisfatoriamente a esses

requisitos, como as ligas de titânio do tipo  $\beta$ . Tais ligas possuem alta dureza, excelente resistência à corrosão e valores de módulo de elasticidade próximos ao do osso, além disso, são compostas por elementos não tóxicos e biocompatíveis. Neste projeto é estudada a liga Ti-30Nb-5Mo (% em peso), para isso, lingotes de cerca de 50g cada foram fundidos em forno arco voltaico, seguido de encapsulamento em tubos de quartzo sob vácuo e homogeneização a 1.000°C/8 horas, sendo na sequência resfriados rapidamente em água com a quebra dos tubos. Após esse procedimento os lingotes foram laminados a frio até a máxima deformação conseguida. Após laminação, as amostras foram recozidas a 700°C/60 min e na sequência envelhecidas a 260°C em tempos variáveis. Os tratamentos térmicos de recozimento e envelhecimento foram conduzidos com as amostras encapsuladas em tubos de quartzo sob vácuo. A caracterização mecânica da liga foi realizada utilizando as técnicas de dureza Vickers e medidas de módulo de elasticidade via ensaio de emissão acústica (ultrassom) e a caracterização microestrutural foi realizada via microscopia óptica e medidas de tamanho de grão pelo Método do Intercepto Linear de Heyn.

Os principais resultados mostram a presença de bandas de cisalhamento nas amostras encruadas, a ocorrência de recristalização das amostras recozidas e uma variação no módulo de elasticidade e na dureza Vickers nas amostras envelhecidas, que está relacionada à precipitação de diferentes fases que ocorre durante o envelhecimento.

**PALAVRAS-CHAVE:** Módulo de elasticidade, Ligas de titânio, Deformação plástica, Envelhecimento.

## STUDY OF THE Ti-30Nb-5Mo ALLOY APPLIED IN ORTHOPEDIC IMPLANTS

**ABSTRACT:** The application of a material as a permanent implant in the human body requires that it presents a set of properties and characteristics that include, in addition to physical and mechanical compatibility with the tissue to be replaced, biocompatibility, corrosion resistance and, mainly, availability. In the case of metallic materials to be used in orthopedic implants, it appears that some titanium alloys can satisfactorily meet these requirements, such as  $\beta$ -type titanium alloys. Such alloys have high hardness, excellent corrosion resistance and elastic modulus values close to bone, in addition, they are composed of non-toxic and biocompatible elements. In this work, is studied the Ti-30Nb-5Mo alloy (% by weight), for that, ingots of about 50g each were melted in an electric arc furnace, followed by encapsulation in quartz tubes under vacuum and homogenization at 1000°C/8 hours, followed by quenching in water with the tubes breaking. After this procedure, the ingots were cold rolled until the maximum deformation achieved. After lamination, the samples were annealed at 700°C/60 min and then aged at 260°C at varying times. The annealing and aging heat treatments were carried out with the samples encapsulated in quartz tubes under vacuum. The mechanical characterization of the alloy was carried out using Vickers hardness techniques and elastic modulus measurements by acoustic emission testing (ultrasound) and microstructural characterization was carried out by optical microscopy and grain size measurements by the Heyn Linear Intercept Method. The main results show the presence of shear bands in the work-hardened samples, the occurrence of recrystallization of the annealed samples and a variation in the Young's modulus and Vickers hardness in the aged samples, which is related to the precipitation of different phases that occurs during aging.

**KEYWORDS:** Young's modulus, Titanium alloys, Plastic deformation, Aging.

## 1 | INTRODUÇÃO

As ligas de titânio apresentam resistência à corrosão, elevada dureza, boa combinação de propriedades físicas e químicas, biocompatibilidade, são paramagnéticas e possuem excelente relação resistência/peso. A combinação desses fatores faz com que as ligas de titânio sejam cada vez mais aplicadas na área biomédica (XU *et al.*, 2012). Além disso, destacam-se por possuir propriedades mecânicas que podem ser modificadas por meio de processamentos termomecânicos, que resultam na obtenção de microestruturas otimizadas em relação ao tipo, morfologia e distribuição de fases (ANKEM, GREENE, 1999; BANERJEE, NAG, FRASER, 2005).

Materiais usados como implantes permanentes no corpo humano devem exibir

resistência à corrosão, biocompatibilidade, ser cooperativo com a integração óssea, ser biofuncional, apresentar elevada resistência à fadiga e baixo módulo de elasticidade (TAMIRISAKANDALA, VEDAM, BHAT, 2003). O módulo de elasticidade é uma propriedade importante que deve ser considerada ao se desenvolver um material para ser aplicado como biomaterial estrutural, sendo que este deve ser similar ao do osso humano (20 a 40 GPa, (TANE *et al.*, 2008)), pois quando são utilizados materiais com módulos de elasticidade muito superiores ao do osso para a confecção de implantes, ocorre transferência insuficiente da tensão para o osso, podendo gerar degradação óssea e conseqüentemente, osteoporose (TARR *et al.*, 1983).

No campo biomédico, o titânio comercialmente puro (CP) e a liga Ti-6Al-4V são usados desde a década de 1960. Porém, para substituir estruturas ósseas, as propriedades mecânicas apresentadas pelo titânio CP não são satisfatórias, sendo utilizada a liga Ti-6Al-4V para a confecção de componentes como chapas e parafusos. Reservas têm sido feitas a respeito da presença, em implantes de longo prazo, de elementos, como o vanádio e o alumínio, pois o vanádio é tóxico, podendo causar danos à saúde do implantado (EISENBARTH *et al.*, 2004) e o alumínio também pode ser prejudicial, podendo causar desordens no sistema neurológico do implantado (SILVA, SCHNEIDER, MOURA NETO, 2004). Além disso, liga Ti-6Al-4V apresenta elevado módulo de elasticidade (aproximadamente de 110 GPa), o que têm levado ao desenvolvimento das ligas de titânio do tipo  $\beta$  (EISENBARTH *et al.*, 2004).

Na década de 1980 iniciou-se o desenvolvimento de implantes de ligas de titânio a+b livres de vanádio, como a Ti-6Al-7Nb e Ti-5Al-2.5Fe, com propriedades mecânicas e metalúrgicas similares às da liga Ti-6Al-4V (NIINOMI, HATTORI, NIWA, 2004), mas que ainda possuem alumínio em sua composição química. Outros materiais, como os aços inoxidáveis e as ligas Cr-Co-Mo, que também são utilizados na confecção de implantes ortopédicos, possuem módulo de elasticidade elevado, próximo a 200 GPa e valores superiores a 240 GPa, respectivamente.

As ligas de titânio do tipo  $\beta$  são compostas por elementos não tóxicos e biocompatíveis, como o nióbio e o molibdênio, podendo ser usadas como materiais de implantes permanentes no corpo humano. Apresentam baixo módulo de elasticidade, podendo variar de 55 a 85 GPa, para algumas ligas de titânio do tipo  $\beta$  (NIINOMI, 1998). Além disso, são compostas por elementos não tóxicos e biocompatíveis, como o Nb e o Mo. Desse modo, as características físicas, químicas e mecânicas das ligas de titânio tipo  $\beta$  mostram que essas apresentam potencial para substituir, em um futuro próximo, as ligas do tipo  $\alpha+\beta$  na fabricação de implantes ortopédicos, visto que podem ter suas propriedades mecânicas aprimoradas mediante tratamentos termomecânicos, apresentando ainda propriedades adequadas no tocante à biocompatibilidade.

Ademais, a presente pesquisa vai de encontro às necessidades apresentadas pela população brasileira que, cada vez mais aumenta sua expectativa de vida, e isso faz com

que naturalmente aumente também a necessidade do uso de implantes ortopédicos, devido ao envelhecimento da população e ao desgaste das articulações. O desenvolvimento de materiais apropriados para a utilização como material de implante é de interesse público, pois com novos materiais desenvolvidos, o bem-estar da população e o desenvolvimento do país nesse campo se tornam mais efetivos, aumentando a qualidade de vida das pessoas que necessitam desses implantes, uma vez que a liga de titânio tipo  $\beta$  estudada é composta por elementos biocompatíveis, como o nióbio e o molibdênio, não causando efeitos nocivos uma vez implantada nos pacientes.

## 2 | METODOLOGIA

O material de partida consiste em lingotes de 50g cada, fundidos em um conjunto que tem como principal parte, um forno de fusão a arco voltaico com atmosfera controlada. Após a fusão, os lingotes foram encapsulados em tubos de quartzo sob vácuo e, em seguida, submetidos ao tratamento térmico de solubilização, que consiste no aquecimento do material à temperatura de 1.000°C por 8 horas, seguido de têmpera em água, com a quebra simultânea do tubo quartzo. Após este tratamento térmico, amostras da liga Ti-30Nb-5Mo (% em peso) foram deformadas por laminação a frio até a máxima deformação conseguida que foi igual a 86% de redução de espessura, sem recozimento intermediário.

As amostras laminadas foram cortadas e seladas em tubos de quartzo sob vácuo e recozidas a 700°C por 60 min, em seguida foram envelhecidas a 260°C, os tempos considerados foram 1, 15, 30, 60, 120 e 240 min, o resfriamento em ambos tratamentos térmicos foi realizado dentro dos tubos de quartzo ao ar. Em seguida foi realizada a preparação metalográfica das amostras, sendo analisada a seção transversal das mesmas, de acordo com o mostrado na Figura 1.

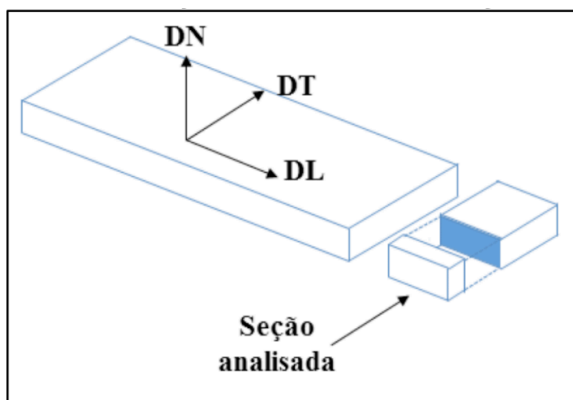


Figura 1: Desenho esquemático mostrando a retirada das amostras após laminação a frio. DN: direção normal; DT: direção transversal; DL: Direção de laminação.

Fonte: Os Autores.

A análise microestrutural foi realizada via microscopia óptica e medidas de tamanho de grão foram feitas segundo o Método do Intercepto Linear de Heyn, de acordo com a norma ASTM E 112-96/2004. Para que tivesse uma boa estatística de medida procurou-se medir a maior quantidade de grão possível, desta forma foram medidos em média 500 grãos utilizando cerca de três micrografias para isso.

O comportamento mecânico foi avaliado mediante ensaio de dureza Vickers, sendo que os valores resultantes representam a média de 10 medições, utilizando um 98 gf aplicado por 20s, e medições do módulo de elasticidade pelo método ultrassônico, para isso foi utilizado um ecoscópio ultrassônico marca Panametrics-NDT, modelo 5072 PR, com uso de transdutores de 5 MHz.

No ensaio de emissão acústica utilizado neste estudo, são empregados dois tipos de transdutores piezoelétricos, um que gera ondas longitudinais e outro que gera ondas transversais. Nas ondas longitudinais, as partículas do meio vibram no sentido de propagação da onda e nas transversais, a vibração ocorre perpendicularmente à direção de propagação da onda. O ultrassom é transmitido através da amostra e é refletido ao atingir uma descontinuidade, após a reflexão, a onda refletida retorna ao transdutor piezoelétrico. A diferença de tempo (defasagem) entre a onda emitida e a onda recebida é lida mediante a utilização de um osciloscópio.

## 3 | RESULTADOS

Os resultados foram agrupados em 4 grupos, sendo eles: caracterização da liga Ti-30Nb-5Mo na condição inicial, seguida da caracterização na condição laminada a frio, recozida e, por fim, envelhecida.

### 3.1 Caracterização da liga na condição inicial

A condição inicial da liga estudada caracteriza-se pelas amostras que foram fundidas em um forno a arco voltaico, tratadas termicamente a 1000°C por 8 h e resfriadas rapidamente em água, sendo deste modo, correspondente às amostras solubilizadas. Este tratamento térmico permite que se tenha a presença da fase  $\beta$  em temperatura ambiente, visto que essa fase ocorre em temperaturas acima de 882°C.

Mediante análise da microestrutura da liga constatou-se que a mesma é constituída majoritariamente pela fase  $\beta$  (CCC), com pequenas quantidades da fase  $\alpha$  (martensita ortorrômbica). A formação da fase  $\alpha$  está ligada ao resfriamento rápido em ligas com elevado teor de elementos  $\beta$ -estabilizadores homogeneizadas no campo de fases  $\beta$ . A Figura 2 uma micrografia da amostra na condição inicial destacando-se as fases  $\alpha$  e  $\beta$ .

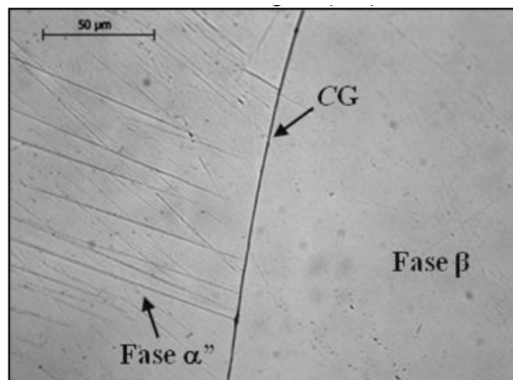


Figura 2: Microestrutura na condição inicial apresentando as fases  $\beta$  e  $\alpha$  em destaque, e o contorno de grão (CG).

Fonte: Os Autores.

O método do intercepto linear de Heyn foi utilizado para a obtenção do tamanho médio dos grãos do material. O índice ASTM (G) que determina o tamanho de grão varia de 00 a 14, lembrando que quanto mais próximo de 14 é o índice, menor é o tamanho de grão, ou seja, mais próximo de  $2,8 \mu\text{m}$  estará o tamanho do grão. Segundo Padilha e Siciliano Jr (2005), este fator está ligado diretamente com o comportamento do material frente à deformação plástica, pois interfere na densidade de discordâncias e na resistência mecânica do mesmo. Callister Jr (2013), complementa que esse comportamento está relacionado com a área de contorno de grão, uma vez que os materiais que apresentam granulação mais fina possuem maior área de contorno de grão, servindo de barreira para a movimentação de discordâncias.

O tamanho médio do grão do material foi obtido de acordo com norma ASTM E112-96/2004. Para que tenha uma boa estatística procurou-se medir a maior quantidade de grãos possível, entretanto foram medidos somente 20 grãos, pois na condição inicial os grãos possuem grandes dimensões.

O tamanho de grão obtido pelo Método do Intercepto Linear de Heyn foi de  $310 \pm 90 \mu\text{m}$ . O desvio-padrão das medidas foi alto, porque existe uma variação apreciável com relação ao tamanho dos grãos na amostra nesta condição. De acordo com a norma ASTM E112-96/2004 possui tamanho de grão inicial ASTM (G) igual a 0.

Segundo Collings (1980), que estudou ligas do sistema Ti-Nb, os menores valores de módulo de elasticidade se encontram nas composições aproximadas de 15 e 42% de Nb (% em peso), para amostras que foram somente solubilizadas. Os módulos de elasticidade reportados por ele são aproximadamente iguais a 95 GPa e 70 GPa para as ligas Ti-30Nb e Ti-35Nb, respectivamente, ambas na condição solubilizada.

No presente estudo, o módulo de elasticidade obtido foi igual a  $69 \pm 2 \text{ GPa}$ . Comparando esse valor com o reportado por Collings (1980), verifica-se que se encontra



mais próximo do módulo de elasticidade da liga Ti-35Nb, que apresenta maior teor nióbio (elemento  $\beta$ -estabilizador). Este fato pode estar relacionado com a presença de Mo na liga estudada, visto que este elemento, assim como o Nb, também é um elemento  $\beta$ -estabilizador.

De acordo com Fanton e colaboradores (2016), que estudaram a liga Ti-30Nb-4Sn, a dureza Vickers na condição solubilizada é igual a 190 HV e segundo Hayama e colaboradores (2014), a dureza da liga Ti-35Nb também na condição solubilizada é aproximadamente 181 HV. Comparando os resultados de dureza obtidos para a liga Ti-30Nb-5Mo estudada neste trabalho, verifica-se que o valor médio de dureza obtido ( $182 \pm 5$  HV) está de acordo com outras ligas de titânio que possuem elementos  $\beta$ -estabilizadores e com teores de Nb próximos aos da liga estudada.

### 3.2 Caracterização da liga na condição encruada

Padilha e Siciliano Jr (2005), informam que durante a deformação plástica a frio a maior parte de energia utilizada é perdida sob a forma de calor. Durante o processo de laminação a frio realizada neste trabalho foi possível confirmar essa afirmação, pois conforme ocorreu o aumento do número de passes de laminação, constatou-se um crescente aquecimento do lingote.

Cerca de 2 a 10% da energia utilizada é armazenada no material sob a forma de defeitos cristalinos, como falhas de empilhamento e discordâncias, sendo que o restante da energia utilizada é perdida sob a forma de calor, como já citado (PADILHA, SICILIANO JR, 2005). Os defeitos introduzidos durante a deformação plástica a frio aumentam a energia livre do material, fornecendo o potencial termodinâmico para a recuperação e a recristalização quando o metal é recozido posteriormente (HUMPHREYS, HATHERLY, 2004; SANTOS, 2006).

Os elementos de liga, Nb e Mo, são  $\beta$ -estabilizadores e contribuíram para a estabilização da fase  $\beta$ , o que garantiu uma maior ductilidade da liga, sendo possível alcançar uma deformação plástica a frio de 86% de redução em espessura. Esta redução foi obtida mediante sucessivos passes de laminação sem recozimento intermediário.

De acordo com Padilha e Siciliano Jr (2005), durante o processo de laminação os grãos do material, que são inicialmente equiaxiais (possuem praticamente o mesmo tamanho em todas as direções), tornam-se alongados e achatados em relação à direção de laminação.

A micrografia da liga Ti-30Nb-5Mo deformada por laminação a frio é apresentada na Figura 3, onde é possível observar que os grãos que eram inicialmente equiaxiais, tornaram-se alongados e compactados após o processo de laminação, sendo difícil de identificar os contornos de grãos individuais e a presença da fase  $\alpha$ ".

Verifica-se ainda na Figura 3a, a presença de heterogeneidades de deformação, chamadas bandas de cisalhamento, com inclinação aproximada de  $40^\circ$  em relação à direção

horizontal. De acordo com Humphreys e Hatherly (2004), as bandas de cisalhamentos tendem a ocorrer em materiais altamente deformados, elas são independentes da estrutura dos grãos, mas dependentes do modo e da quantidade de deformação. Padilha e Siciliano Jr (2005), afirmam que as bandas de cisalhamentos formam ângulo de aproximadamente 30 a 60° em relação à direção de deformação, apresentando também outra característica importante, como o fato de não se limitarem a um determinado grão, dessa forma, atravessa vários grãos.

A Figura 3b apresenta uma micrografia onde pode-se verificar a presença de várias bandas de cisalhamento.

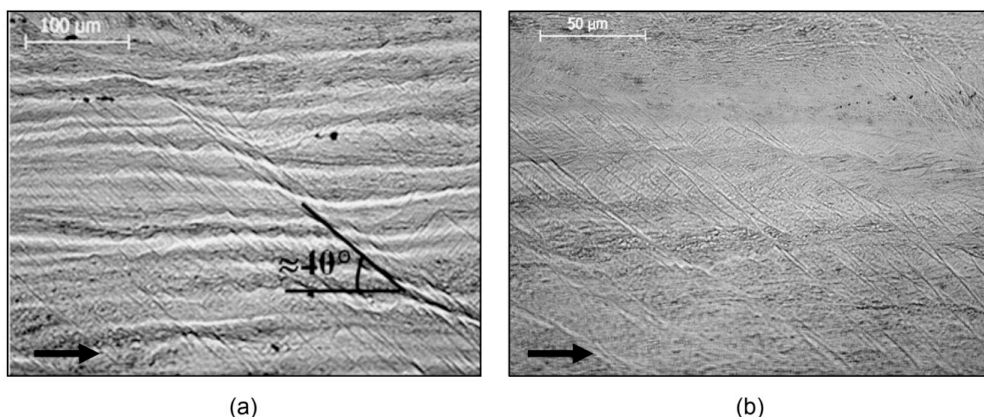


Figura 3: Microestrutura da liga Ti-30Nb-5Mo deformada por laminação a frio até 86%: (a) Em destaque as bandas de cisalhamento que fazem ângulo aproximado de 40° com a horizontal, (b) Região apresentando várias bandas de cisalhamento. A seta indica a direção de laminação.

Fonte: Os Autores.

Verificou-se um aumento no valor de dureza Vickers em relação ao material na condição inicial, sendo igual a  $239 \pm 4$  HV. Este fenômeno pode ser explicado durante o processo de deformação plástica a frio de um material metálico, visto que parte da energia mecânica utilizada é convertida em calor e parte é armazenada no material sob a forma de defeitos cristalinos, principalmente discordâncias (HUMPHREYS, HATHERLY, 2004). Com o aumento da densidade de discordâncias no material, há o aumento da resistência mecânica e da maior dureza, e diminuição da ductilidade (PADILHA, SICILIANO JR, 2005).

Verificou-se também um aumento no módulo de elasticidade na amostra na condição encruada ( $79 \pm 4$  GPa), quando comparado com o material na condição inicial ( $69 \pm 2$  GPa). Este fato pode estar relacionado com a fase  $\alpha''$ , pois na condição inicial há a presença desta fase, mas em menor quantidade do que nas amostras deformadas. A martensita  $\alpha''$  pode ser formada por meio do resfriamento rápido e também ser induzida por deformação plástica e desta forma, durante a laminação a frio há um aumento da fração volumétrica desta fase,

o que contribuiu para o aumento dos valores de módulo de elasticidade. De acordo com Zhan, Chunliu e Wenping (2012), o módulo de elasticidade é afetado principalmente pela composição química e pela microestrutura da liga. Além do aumento da densidade dos defeitos cristalinos, há em alguns sistemas a formação de novas fases, estas fases são induzidas por deformação e geralmente denominadas martensitas (PADILHA, SICILIANO JR, 2005), como é o caso aqui apresentado.

### 3.3 Caracterização da liga na condição recozida

A amostra da liga Ti-30Nb-5Mo que foi submetida ao tratamento térmico de recozimento a 700°C por 60 min, encontra-se totalmente recristalizadas, sendo a microestrutura apresentada na Figura 4. Verifica-se ainda que na Figura 4a há a presença somente da fase  $\beta$ , e na Figura 4b há uma combinação da fase  $\beta$  com a fase  $\alpha''$ .

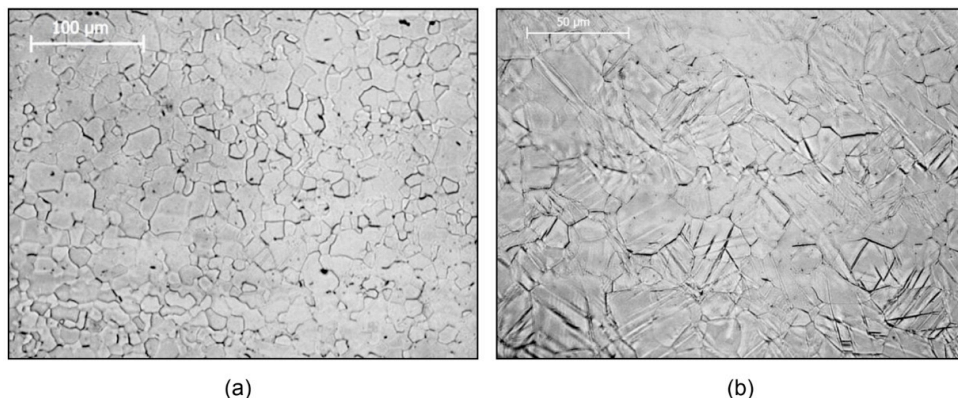


Figura 4: Microestrutura de amostras da liga Ti-30Nb-5Mo recozida a 700°C/60 min: (a) Apresentando grãos com a presença somente da fase  $\beta$ ; (b) Apresentando grãos com a fase  $\beta$  combinada com a fase  $\alpha''$ .

Fonte: Os Autores.

O tamanho médio do grão da amostra recozida foi obtido de acordo com o Método do Intercepto Linear de Heyn, conforme norma ASTM E112-96/2004, como já citado. O tamanho de grão obtido foi de  $12 \pm 2 \mu\text{m}$ , sendo classificado com tamanho de grão ASTM (G) entre 9.5 e 10.0. Mediante este resultado, verificou-se que ocorreu uma diminuição considerável de tamanho de grão em relação a amostra inicial (solubilizada), sendo que nesta condição o tamanho de grão era de  $310 \pm 90 \mu\text{m}$ .

Em relação aos valores de dureza Vickers, nota-se que a dureza da amostra nesta condição ( $199 \pm 5 \text{HV}$ ) é inferior ao valor obtido na amostra deformada ( $239 \pm 4 \text{HV}$ ), pois a amostra recozida encontrava-se totalmente recristalizada. De acordo com Humphreys e Hatherly (2004) e Santos (2006), no processo de recristalização há restauração total das propriedades mecânicas do material metálico aos valores antes da deformação ocorrer,

pois ocorre aniquilação de grande quantidade de defeitos cristalinos, principalmente discordâncias, devido ao surgimento de uma nova estrutura de grãos com baixa densidade de defeitos.

Vale ressaltar que a dureza na condição recozida é ligeiramente superior do que a dureza na condição inicial, isso pode ser explicado pelo tamanho dos grãos do material recozido, visto que nesta condição eles são menores, deste modo, a sua dureza quando comparada com a das amostras solubilizadas ( $182 \pm 5$  HV) é superior. De acordo com Callister Jr (2013), um material com granulação mais fina possui maior área total de contornos de grão, o que dificulta o movimento das discordâncias, aumentando a sua resistência mecânica. Desta forma, ocorreu diminuição da dureza do material recozido em relação à condição deformada, chegando próximo ao valor obtido na condição inicial, mas não o igualando.

O valor de módulo de elasticidade da amostra recozida ( $74 \pm 7$  GPa), não apresentou variação significativa, quando considerado o desvio padrão das medidas, em relação ao módulo de elasticidade da amostra deformada ( $79 \pm 4$  GPa).

### **3.4 Caracterização da liga na condição recozida e em seguida envelhecida**

Após o tratamento térmico de recozimento a  $700^{\circ}\text{C}/60\text{min}$ , as amostras da liga Ti-30Nb-5Mo foram envelhecidas a  $260^{\circ}\text{C}$  em tempos iguais de 1, 15, 30, 60 e 120 min.

O objetivo de realizar o tratamento térmico de envelhecimento nas amostras recozidas é para avaliar as mudanças que ocorrem no comportamento da liga estudada em relação às suas propriedades, como dureza e módulo de elasticidade, que acontecem durante o tratamento térmico de envelhecimento, visto que há a precipitação de fases metaestáveis que alteram os valores de módulo de elasticidade e dureza do material. Vale ressaltar que, segundo Zhou, Niinomi e Akahori (2004), um tratamento de envelhecimento adequado pode resultar em melhora do balanço entre baixo módulo de elasticidade e elevada resistência mecânica.

A Figura 5 apresenta as micrografias obtidas para a liga estudada que foram recozidas a  $700^{\circ}\text{C}/60\text{min}$  e em seguida envelhecidas a  $260^{\circ}\text{C}$  em tempos variáveis.

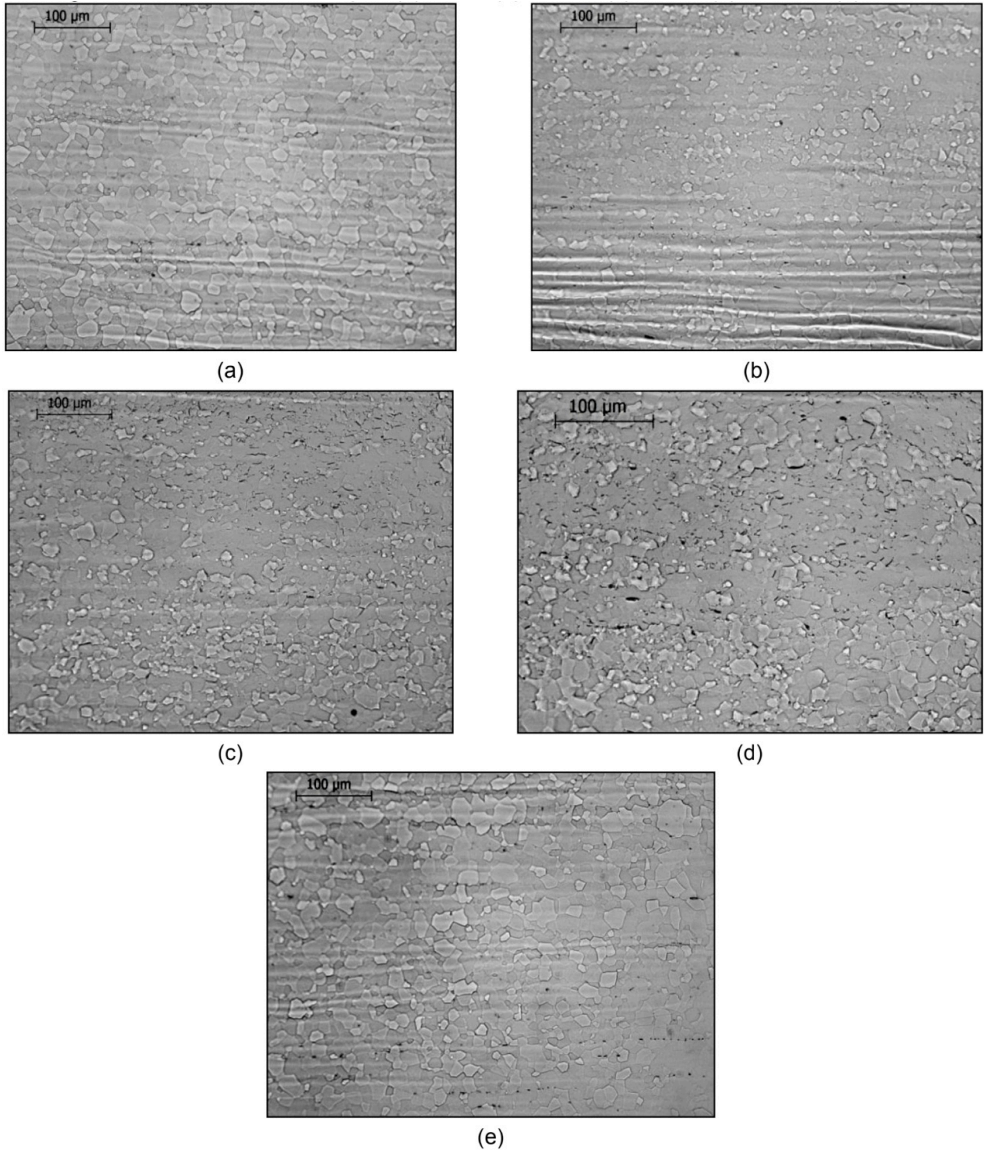


Figura 5: Microestrutura das amostras da liga Ti-30Nb-5Mo recozidas a 700°C/60min e em seguida envelhecidas a 260°C por: (a) 1 min; (b) 15 min; (c) 30min; (d) 60 min e (e) 120 min.

Fonte: Os Autores.

Comparando as micrografias obtidas para as amostras envelhecidas, verifica-se que não houve variação significativa com relação ao tamanho de grão da amostra recozida. Deste modo, as temperaturas de envelhecimento utilizadas não foram suficientemente altas para que ocorresse o crescimento dos grãos recristalizados.

A Tabela 1 apresenta os resultados obtidos das medidas de dureza Vickers e de módulo de elasticidade pelo método ultrassônico. Comparando os resultados de dureza

Vickers, referentes às amostras recozidas e em seguida envelhecidas, notou-se um aumento em tais valores, sendo este fato mais pronunciado nos maiores tempos de envelhecimento, este comportamento está relacionado às fases que se precipitaram durante o tratamento térmico de envelhecimento.

Com relação ao módulo de elasticidade, observa-se que ocorreu um aumento quando comparado com os valores obtidos para a amostra na condição recozida ( $74 \pm 7$  GPa), estando este fato relacionado com as fases que se precipitam na microestrutura do material durante o tratamento térmico de envelhecimento. Lopes (2010), em seu estudo também verificou um aumento nos valores de módulo de elasticidade e de dureza Vickers para as ligas Ti-30Nb e Ti-35Nb. De acordo com Lopes, esse aumento ocorreu devido a presença das fases  $\omega$  e  $\alpha$ , que precipitaram durante o envelhecimento e apresentam maiores valores de módulo de elasticidade e de dureza do que as fases  $\beta$  e  $\alpha''$ .

Tempo (min)	Amostras envelhecidas a 260°C	
	Módulo de Elasticidade (GPa)	Dureza Vickers (HV)
1	$80 \pm 1$	$239 \pm 9$
15	$92 \pm 1$	$225 \pm 19$
30	$93 \pm 1$	$223 \pm 4$
60	$91 \pm 2$	$289 \pm 13$
120	$96 \pm 1$	$281 \pm 9$

Tabela 1: Módulo de elasticidade e dureza Vickers (HV) obtidos para a liga Ti-30Nb-5Mo envelhecida a 260°C.

Fonte: Os Autores.

## 4 | CONCLUSÃO

Os teores dos elementos b-estabilizadores, nióbio e molibdênio, contribuíram para a estabilização da fase  $\beta$ , o que resultou em grande ductilidade do material, sendo possível a deformação plástica a frio até a redução em espessura igual a 86%.

Após a laminação a frio os grãos do material encontram-se alinhados na direção de laminação e também há a presença de heterogeneidades de deformação, como bandas de cisalhamento. Na condição deformada verificou-se um aumento nos valores de dureza, este fato está relacionado ao acúmulo de defeitos, principalmente discordâncias, que ocorrem durante o processo de deformação plástica a frio. O módulo de elasticidade do material encruado aumentou quando comparado com a condição inicial, este fato pode estar relacionado com o aumento da fração volumétrica da fase  $\alpha''$  resultante da transformação martensítica induzida por deformação, visto que esta fase apresenta módulo de elasticidade maior do que a fase  $\beta$ .

A amostra recozida encontra-se totalmente recristalizada. Os valores de dureza e

de módulo de elasticidade nesta condição não apresentaram variação significativa, quando considerado o desvio-padrão das medidas, em relação ao módulo de elasticidade da amostra encruada. Já os valores de dureza Vickers foram inferiores aos do material na condição encruada, o que era esperado, pois durante o processo de recristalização são eliminadas grandes quantidades de defeitos cristalinos, o que acarreta na diminuição da dureza do material.

Na condição envelhecida verificou-se uma variação no módulo de elasticidade e na dureza Vickers, que está relacionada com a precipitação de diferentes fases durante o tratamento térmico de envelhecimento. De um modo geral, as amostras recozidas e em seguida envelhecidas apresentaram microestrutura semelhante às das amostras somente recozidas. Foram obtidos maiores valores de módulo de elasticidade e de dureza Vickers nas amostras envelhecidas em relação às amostras recozidas. Este comportamento pode estar relacionado com as fases  $\omega$  e  $\alpha$  que precipitam no material durante o tratamento térmico de envelhecimento.

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Mato Grosso (FAPEMAT) pelo apoio financeiro; à Companhia Brasileira de Metalurgia e Mineração (CBMM) pelo nióbio e ao Prof. Dr. Rubens Caram Junior da Faculdade de Engenharia Mecânica - Universidade Estadual de Campinas (FEM – UNICAMP) pela disponibilização do forno de fusão a arco elétrico.

## REFERÊNCIAS

ANKEM, S.; GREENE, C. A. **Recent developments in microstructure/property relationships of beta titanium alloys**. Materials Science and Engineering A 263, p. 127-131, 1999.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. ASTM E112-96/2004. **Standart Test Method For Determining Average Grain Size**. West Conshohocken, PA, 2004.

BANERJEE, R.; NAG, S.; FRASER, H. L. **A novel combinatorial approach to the development of beta titanium alloys for orthopedic implants**. Materials Science & Engineering 25, p. 282-289, 2005.

CALLISTER JR, W. D. **Ciência e Engenharia de Materiais: Uma introdução**. 8ª ed. Rio de Janeiro: LTC, 817p., 2013.

COLLINGS, E. W. **The metal physics of titanium alloys**. In: Proceedings of the 4th International Conference on Titanium. Columbus, OH: Battelle Memorial Institute, p. 77-91, 1980.

EISENBARTH, E.; VELTEN, D.; MÜLLER, M.; THULL, R.; BREME, J. **Biocompatibility of b-stabilizing elements of titanium alloys**. Biomaterials 2. p. 5 5705-5713, 2004.

FANTON, L.; LIMA, N. B.; HAYAMA, A. O. F.; CARAM, R.; FOGAGNOLO, J. B. **Texture development in cold deformed and recrystallized Ti-30Nb-4Sn alloy and its effects on hardness and Young's modulus.** *Advanced Engineering Materials*, 2016.

HAYAMA, A. O. F.; LOPES, J. F. S. C.; SILVA, M. J. G.; ABREU, H. G.; CARAM, R. **Crystallographic texture evolution in Ti-35Nb alloy deformed by cold Rolling.** *Materials and Design* 60, p.653-660, 2014.

HUMPHREYS, F. J.; HATHERLY, M. **Recrystallization and related annealing phenomena.** 2nd ed., Elsevier, 2004.

LOPES, J. F. S. C. **Avaliação de Processos de Deformação Plástica, Recristalização e Envelhecimento de Ligas Ti-Nb.** Dissertação de Mestrado, 112 p., 2010. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

NIINOMI, M. **Mechanical properties of biomedical titanium alloys.** *Materials Science and Engineering A* 243, p. 231-236, 1998.

NIINOMI, M.; HATTORI, T.; NIWA, S. **Material Characteristics and biocompatibility of Low Rigidity Titanium Alloys for Biomedical Applications.** *Biomaterial in Orthopedics*, Ed. Marcel Dekker, 2004.

PADILHA, A. F.; SICILIANO JR, F. **Encruamento, recristalização, crescimento de grão e textura.** Associação Brasileira de Metalurgia e Materiais (ABM), 2ª ed., São Paulo, 2005.

SILVA, H. M.; SCHNEIDER, S. G.; MOURA NETO, C. **Study of nontoxic aluminum and vanadium-free titanium alloys for biomedical applications.** *Materials Science and Engineering C* 24, p. 679-682, 2004.

SANTOS, D. R. **Obtenção da liga Ti-35Nb por metalurgia do pó para utilização em próteses ortopédicas.** 2006. 155 p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá.

TAMIRISAKANDALA, S.; VEDAM, B. V.; BHAT, R. B. **Recent advances in the deformation processing of titanium alloys.** *Journal of Materials Engineering and Performance* 12, p. 661-673, 2003.

TANE, M.; AKITA, S.; NAKANO, T.; HAGIHARA, K.; UMAKOSHI, Y.; NIINOMI, M.; NAKAJIMA, H. **Peculiar elástica behavior of Ti-Nb-Ta-Zr single crystals.** *Acta Materialia* 56, p. 2856-2863, 2008.

TARR, R. R.; CLARKE, I. C.; GRUEN, T. A.; SARMENTO, A. **Comparison of loading behavior of femoral stems of Ti-6Al-4V and cobalt-chromium alloys: A Three-Dimensional Finite Element Analysis.** *Titanium Alloys in Surgical Implants*, ASTM STP 796, H.A. Luckey and Fred Kubli Jr., Eds., American Society of Testing Materials, p. 88-101, 1983.

XU, L.; XIAO, S.; TIAN, J.; CHEN, Y. **Microstructure, mechanical properties and dry wear resistance of  $\beta$ -type Ti-15Mo-xNb alloys for biomedical applications.** *Trans. Nonferrous Met. Soc. China* 23, p. 692-698, 2012.

ZHAN, Y.; CHUNLIU, L.; WENPING, J.  **$\beta$ -Type Ti-Mo-Si ternary alloys designed for biomedical applications.** *Materials and Design* 34, p. 479-482, 2012.



ZHOU, Y. L.; NIINOMI, M.; AKAHORI, T. **Decomposition of martensite  $\alpha''$  during aging treatments and resulting mechanical properties of Ti-Ta alloys.** Materials Science and Engineering A 384, p. 92–101, 2004.

**C**

Chuveiro elétrico 81, 82, 83, 86, 89, 91, 93, 95, 96

Cinemática inversa 50, 51, 52, 56, 61, 62

Controle 3, 7, 9, 11, 13, 14, 19, 20, 21, 22, 51, 56, 64, 65, 70, 71, 72, 74, 75, 76, 77, 78, 79, 80, 82, 86, 87, 88, 89, 94

**D**

Deformação plástica 25, 29, 30, 31, 35, 37

**E**

Edifícios 64, 65, 66, 75, 77, 78, 79, 80

Educação 1, 2, 3, 9, 10, 80

Eficiência 12, 15, 71, 72, 81, 82, 83, 84, 85, 86, 87, 88, 89, 90, 91, 93, 95, 96

Engenharia Mecânica 1, 3, 10, 11, 15, 24, 36, 37, 49, 50, 64, 80, 98

Envelhecimento 24, 25, 27, 33, 34, 35, 36, 37

Estruturas 26, 64, 65, 68, 71, 72, 73, 74, 75, 77, 78, 79, 80

Exergia 81, 82, 83, 86, 87, 89, 90, 94, 95

**L**

Ligas de titânio 24, 25, 26, 30

**M**

Metrologia 1, 2, 3, 5, 6, 9, 10, 96

Módulo de elasticidade 24, 25, 26, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36

**N**

Normas 22, 81, 85, 86, 95, 96

Normatização 84

**R**

Redes neurais artificiais 50, 51, 55, 56, 62

**S**




Sismos 64, 65, 66, 67, 68, 70, 73, 75, 76, 78, 80

**V**

Visão computacional 50, 51, 52, 54, 61, 62



# A aplicação do conhecimento científico na engenharia mecânica




-  [www.atenaeditora.com.br](http://www.atenaeditora.com.br)
-  [contato@atenaeditora.com.br](mailto:contato@atenaeditora.com.br)
-  [@atenaeditora](https://www.instagram.com/atenaeditora)
-  [www.facebook.com/atenaeditora.com.br](https://www.facebook.com/atenaeditora.com.br)

# 3

**Atena**  
Editora  
Ano 2023



# A aplicação do conhecimento científico na engenharia mecânica

-  [www.atenaeditora.com.br](http://www.atenaeditora.com.br)
-  [contato@atenaeditora.com.br](mailto:contato@atenaeditora.com.br)
-  [@atenaeditora](https://www.instagram.com/atenaeditora)
-  [www.facebook.com/atenaeditora.com.br](https://www.facebook.com/atenaeditora.com.br)

# 3

  
Ano 2023