

UNIVERSIDADE FEDERAL DE ALFENAS

GUSTAVO SOARES SANTOS

**PREPARAÇÃO E AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE TRAÇÃO
DA LIGA 97TI-2SI-1B**

Poços de Caldas

2023

GUSTAVO SOARES SANTOS

**PREPARAÇÃO E AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE TRAÇÃO
DA LIGA 97TI-2SI-1B**

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciência e Engenharia de Materiais, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais da Universidade Federal de Alfenas/Universidade Federal de Itajubá.

Orientador: Prof. Dr. Alfeu Saraiva Ramos

Poços de Caldas

2023

Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal de Alfenas
Biblioteca Campus Poços de Caldas

Santos, Gustavo Soares.

Preparação e avaliação das propriedades mecânicas de tração da liga
97Ti-2Si-1B / Gustavo Soares Santos. - Poços de Caldas, MG, 2023.
52 f. : il. -

Orientador(a): . Alfeu Saraiva Ramos.

Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) -
Universidade Federal de Alfenas, Poços de Caldas, MG, 2023.
Bibliografia.

1. Implantes. 2. Ligas de Titânio. 3. Tração. 4. Turbinas. I. Ramos, . Alfeu
Saraiva , orient. II. Título.

GUSTAVO SOARES SANTOS

PREPARAÇÃO E AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE TRAÇÃO DA LIGA 97TI-2SI-1B

O Presidente da banca examinadora abaixo assina a aprovação da Dissertação apresentada como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciência e Engenharia de Materiais pela Universidade Federal de Alfenas. Área de concentração: Ciência e Engenharia de Materiais.

Aprovada em: 26 de maio de 2023.

Prof. Dr. Alfeu Saraiva Ramos
Presidente da Banca Examinadora
Instituição: Universidade Federal de Alfenas

Prof. Dr. Renato Chaves Souza
Instituição: Instituto Federal de São Paulo

Prof. Dr. Nabil Chaia
Instituição: Universidade Federal de Alfenas



Documento assinado eletronicamente por **Alfeu Saraiva Ramos, Professor do Magistério Superior**, em 26/05/2023, às 15:47, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.unifal-mg.edu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **0993748** e o código CRC **524D901A**.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Alfeu Saraiva Ramos pela oportunidade, ensinamentos, amizade, paciência e ajuda durante todo momento.

À Universidade Federal de Alfenas (UNIFAL), campus Poços de Caldas, pela oportunidade oferecida. A todos os professores e técnicos que participaram no desenvolvimento desta pesquisa. Em especial, ao Prof. Dr. Nabil Chaia e sua aluna Ana Carolina do Brasil pelos conhecimentos transmitidos, disponibilidade de tempo, obtenção de medidas e análises e auxílio para uso de equipamentos.

À Universidade de São Paulo (DEMAR-EEL-USP), campus Lorena, pela disponibilidade e realização das fusões e medidas do MEV, EDS, DRX e microdureza Vickers das amostras avaliadas nesse trabalho.

Aos meus vários amigos, por compartilhar essa jornada acadêmica, pelas conversas e por todo apoio destinado à conclusão deste trabalho, em especial ao meu amigo Diogo Plachi Lopes.

À Deus e a minha família pelo apoio e por sempre acreditar em mim. Em especial, à minha mãe Mari Ângela Soares Santos e ao meu esposo Átilla Vilela Franco, por toda ajuda, paciência e colaboração, para os quais dedico este trabalho.

Agradeço também a todos que contribuíram direta ou indiretamente no desenvolvimento deste trabalho.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

“os príncipes tornam-se grandes quando superam as dificuldades e as oposições feitas a eles”.

(MAQUIAVEL, 2021, p. 90)

RESUMO

Ligas de titânio têm sido utilizadas para a confecção de diferentes dispositivos médicos e dentários e de componentes automotivos, aeronáuticos e aeroespaciais devido suas boas relações entre resistência mecânica e massa específica, resistência à corrosão e características de biocompatibilidade, dentre os quais podem ser destacados os implantes e os eixos e palhetas de turbinas em que atuam sob tensões de tração relacionados aos esforços de flexão. As ligas formadas pelas fases Ti+TiB apresentaram superiores características de biocompatibilidade, entretanto, não foram encontradas na literatura informações de comportamento sob tração da liga 97Ti-2Si-1B (% at.). Nesse contexto, o presente estudo visou a preparação e avaliação das propriedades mecânicas de tração da liga 97Ti-2Si-1B (% at.) contida na região bifásica de Ti+Ti₆Si₂B. Matérias-primas de alta pureza foram utilizadas para a preparação por fusão a arco e subsequente tratamento térmico (1200°C por 16h), visando à obtenção de microestruturas de equilíbrio. Amostras da liga 97Ti-2Si-1B bruta de fusão e tratada termicamente foi avaliada por microscopia óptica (MO), microscopia eletrônica de varredura (MEV), espectrometria de energia dispersiva (EDS), difratometria de raios X e microdureza Vickers. Com o objetivo de determinar as propriedades mecânicas de tração, três lingotes pesando cerca de 40g cada, foram usinados conforme a norma ASTM-E8M, para a obtenção de corpos de prova cilíndricos. Apesar de estar contido na região bifásica de Ti+Ti₆Si₂B, a liga 97Ti-2Si-1B tratada termicamente apresentou microestrutura de Ti_{ss} (ss-solução sólida) contendo poucos precipitados de TiB, devido a solubilidade de Si no Ti-α ser próxima de 4% at. A liga apresentou valores de microdureza Vickers de 260,8±9,9 HV, enquanto que a tensão de escoamento, o limite de resistência à tração, o módulo de elasticidade transversal, o alongamento e a redução em área variaram de 628-713 MPa, 717-902 MPa, 94,8-111,2 GPa, 7,1-11,1 % e 3,9-10,8 %, respectivamente.

Palavras-chave: implantes; ligas de titânio; tração; turbinas.

ABSTRACT

Titanium alloys have been used to manufacture different medical e dental devices and automotive, aeronautical It is aerospace components due to their good relationship between mechanical resistance and specific mass, corrosion resistance and biocompatibility characteristics, among which implants can be highlighted. and turbine shafts It is blades in which they act under tensile stresses related to bending efforts. In previous studies, alloys formed by Ti+Ti₆Si₂B phases showed better biocompatibility characteristics than pure titanium. However, information on the behavior under tension of the 97Ti-2Si-1B alloy (% at.) was not found in the literature. In this context, the present study aimed at the preparation and evaluation of the tensile mechanical properties of the alloy 97Ti-2Si-1B (% at.) contained in the biphasic region of Ti+Ti₆Si₂B. High purity raw materials were used for preparation by arc melting and subsequent heat treatment (1200°C for 16h), aiming at obtaining equilibrium microstructures. Sample of heat-treated 97Ti-2Si-1B alloy was evaluated by scanning optical (MO), scanning electron microscopy (MEV), energy dispersive spectrometry (EDS), X-ray diffraction and Vickers microhardness. In order to determine the mechanical tensile properties, three ingots weighing about 40g each were machined according to the ASTM-E8M standard, to obtain cylindrical specimens. Despite being contained in the biphasic region of Ti+Ti₆Si₂B, the heat-treated 97Ti-2Si-1B alloy presented a T_{ss} microstructure (ss-solid solution) containing few TiB precipitates, due to the solubility of Si in Ti- α being close to 4 % at. The alloy showed Vickers microhardness values of 260.8±9.9 HV, while yield stress, ultimate tensile strength, transverse modulus of elasticity, elongation and reduction in area ranged from 628-713 MPa , 717-902 MPa, 94.8-111.2 GPa, 7.1-11.1% and 3.9-10.8%, respectively.

Keywords: implants; titanium alloys; tensile; turbines.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Células unitárias das formas alotrópicas do titânio	17
Figura 2 - Influência dos elementos ligantes na estabilidade das fases α e β , nas ligas de titânio.....	18
Figura 3 - Módulo de elasticidade de ligas para aplicações biomédicas	25
Figura 4 - Diagrama de fases do sistema Ti-Si	27
Figura 5 - Diagrama de fases do sistema Ti-B	28
Figura 6 - Projeção <i>liquidus</i> parcial do sistema Ti-Si-B	28
Figura 7 - Seção Isotérmica parcial do sistema Ti-Si-B à 1250 °C na região Ti-TiSi ₂ -TiB ₂	29
Figura 8 - Micrografias de ligas Ti-Si-B	30
Figura 9 - Etapas desenvolvidas para a preparação e caracterização da liga 97Ti-2Si-1B.....	31
Figura 10 - Lingote da liga 97Ti-2Si-1B de 40 g produzido por fusão a arco	33
Figura 11 - Corpos de prova usinados	35
Figura 12 – Máquina universal e adaptador rígido utilizados no ensaio de tração	36
Figura 13 - Corpos de prova rompidos após ensaio de tração.....	36
Figura 14 - DRX da Liga 97Ti-2Si-1B no estado bruto de fusão	38
Figura 15 - Micrografias obtidas da liga 97Ti-2Si-1B no estado bruto de fusão	38
Figura 16 - DRX da Liga 97Ti-2Si-1B após tratamento térmico	39
Figura 17 - Micrografias obtidas da liga 97Ti-2Si-1B após tratamento térmico	40
Figura 18 - Curvas tensão <i>versus</i> deformação da liga 97Ti-2Si-1B tratada termicamente, referente aos corpos de prova 1, 2 e 3.....	42
Figura 19 - Fractografias da liga 97Ti-2Si-1B após ensaio de tração.....	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades mecânicas de tração de ligas para aplicações biomédicas	23
Tabela 2 - Dados de pesagem dos elementos utilizados para confecção dos lingotes de 20 g.	32
Tabela 3 - Dimensões dos corpos de prova.....	34
Tabela 4 - Perdas de massa (%) ocorridas durante as etapas de fusão.....	37
Tabela 5 - Teores (%-at.) de Ti e Si das fases identificadas na liga 97Ti-2Si-1B no estado bruto de fusão.....	38
Tabela 6 - Teores (% at.) de Ti e Si das fases identificadas na microestrutura da liga 97Ti-2Si-1B após tratamento térmico.....	40
Tabela 7 - Valores de microdureza Vickers da liga 97Ti-2Si-1B no estado bruto de fusão e após tratamento térmico (1200 °C por 16 h).....	41
Tabela 8 - Propriedades mecânicas de tração dos corpos de prova da liga 97Ti-2Si-1B tratada termicamente	42
Tabela 9 - Propriedades mecânicas de tração de ligas de Titânio	43
Tabela 10 - Propriedades de tração de ligas de titânio acrescidas de Si ou B.....	44
Tabela 11 - Valores de Microdureza Vickers de ligas de Titânio.....	45

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ASTM	Sociedade Americana de Testes e Materiais
at.	atômica
CCC	Cúbico de Corpo Centrado
hcp	hexagonal compacta
cm	centímetro
CP	Comercialmente puro
DRX	Difratometria de raios X
EDS	Espectrometria de energia dispersiva
g	grama
GPa	Giga Pascal
h	hora
HV	Hardness Vickers
kN	Quilo Newton
L	Líquido
Lab.	Laboratório
mbar	milibar
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
MO	Microscopia óptica
min	minuto
mm	milímetro
MPa	Mega Pascal
N	Newton
ONU	Organizações das Nações Unidas
rpm	rotações por minuto
s	segundo
SiC	Carbeto de silício
ss	solução sólida
u.a.	unidades arbitrárias

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
θ	Teta
B	Beta
α	Alfa
γ	Gama
μ	Micron

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
1.1 OBJETIVOS	14
1.1.1 Objetivo Geral	14
1.1.2 Objetivos Específicos	14
2 JUSTIFICATIVAS	15
3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	16
3.1 Aspecto gerais do titânio e suas ligas	16
3.1.1 Ligas de Titânio para as Áreas Automotiva, Aeronáutica e Aeroespacial	19
3.1.2 Ligas de Titânio para a Área da Saúde	21
3.2 Propriedades mecânicas de tração e microdureza Vickers de ligas de titânio	23
3.3 Informações sobre os diagramas de fases dos sistemas Ti-Si, Ti-B e Ti-Si-B	26
4 MATERIAIS E MÉTODOS	31
4.1 Matérias-primas e preparação	32
4.2 Fusão a arco	32
4.3 Tratamento Térmico	33
4.4 Caracterização Microestrutural	33
4.5 Ensaio de Microdureza Vickers	34
4.6 Usinagem	34
4.7 Ensaio de Tração	35
4.8 Análise Fractográfica	36
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	37
5.1 Análise comparativa da liga 97Ti-2Si-1B	43
6 CONCLUSÃO	46
7 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	47
REFERÊNCIAS	48
APÊNDICE A - Ensaio de tração: valores do diâmetro e do comprimento iniciais, e após ruptura dos corpos de prova da liga 97Ti-2Si-1B tratada termicamente	52

1 INTRODUÇÃO

O titânio e suas ligas exibem atrativa relação entre resistência mecânica e massa específica, e resistência à corrosão em meios ácidos, viabilizando aplicações nas indústrias automotiva, aeroespacial, aeronáutica, biomédica e equipamentos esportivos. (FERNANDES *et al.*, 2013).

A necessidade de economia de combustível na indústria automobilística tem viabilizado projetos estruturais que proporcionem o uso de materiais mais leves, como o magnésio, alumínio e titânio, para produção de componentes, tais como eixos e palhetas de turbinas a gás (FROES *et al.*, 2004). Muito embora a produção de componentes com os materiais mais leves implique diretamente em um maior custo para a produção, pode-se reduzir cerca de 10% do peso em componentes e acarretar numa economia de combustível em até 6% (VERBRUGGE *et al.*, 2009).

Na medicina, o titânio e suas ligas podem ser utilizados em implantes, próteses e outras aplicações ortopédicas, em dispositivos que possibilitam a redução de peso mediante melhoria das características de biocompatibilidade, quando comparado com outros metais e ligas utilizadas nestas áreas (SILVA, 2017).

As propriedades mecânicas das ligas de titânio são fortemente influenciadas pela composição química e pela rota de processamento adotada, e diferentes microestruturas podem ser obtidas. A maioria das ligas de titânio apresentam microestruturas formadas por solução sólida substitucional (do tipo α , $\alpha+\beta$ ou β). No entanto, outras ligas de titânio são constituídas por matriz metálica e precipitados intermetálicos (como, por exemplo, o TiB, para a fabricação de tacos de golfe). Ainda, a liga de titânio formada por uma matriz de TiAl é utilizada para a fabricação de componentes sujeitos a altas temperaturas (RONOH *et al.*, 2022).

Estudos têm mostrado que a liga Ti-10Si-5B tratada termicamente, com microestrutura de Ti(matriz)+Ti₆Si₂B, exibiu boas características de biocompatibilidade e capacidade de integração óssea superior ao da liga Ti-6Al-4V, que é utilizada para a fabricação de implantes dentários e ortopédicos (KATO *et al.*, 2009). Ligas Ti+Ti₆Si₂B+Ti₅Si₃ e Ti+Ti₆Si₂B+TiB apresentaram resistência ao desgaste superiores ao titânio puro e a liga Ti-6Al-4V, visto que estas são ligas formadas por matriz metálica e precipitados intermetálicos (FERNANDES *et al.*, 2011; FERNANDES *et al.*, 2013). Recentemente, foram conduzidos estudos sobre o comportamento em compressão de ligas Ti+Ti₃Si+TiB (MARCON, 2019).

No entanto, não foram encontradas informações na literatura do comportamento sob tração de ligas Ti-Si-B.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

O presente projeto de pesquisa visa a preparação e avaliação das propriedades mecânicas de tração da liga 97Ti-2Si-1B (% at.) tratada termicamente.

1.1.2 Objetivos Específicos

Para atingir o objetivo geral desse estudo, os seguintes objetivos específicos estão previstos:

- a) Produzir a liga 97Ti-2Si-1B (% at.) homogênea por fusão a arco e subsequente tratamento térmico, visando a obtenção de microestruturas de equilíbrio;
- b) Identificar as fases presentes na liga produzida com o auxílio de técnicas de difratometria de raios X, microscopia óptica, microscopia eletrônica de varredura e espectrometria de energia dispersiva;
- c) Determinar as propriedades mecânicas de dureza e de tração da liga tratada termicamente.

2 JUSTIFICATIVAS

Estimativas feitas pela ONU mostram um crescente número de habitantes no planeta, que atualmente já passa de 8,5 bilhões de pessoas, com expectativa de que alcance a marca de 10,4 bilhões no ano de 2100. Atualmente, os idosos acima de 65 anos compõe cerca de 10% da população e que até 2050 essa faixa passe a ser de cerca de 16% (O DIA EM..., 2022). Neste contexto, com o aumento da população idosa, atividades de risco e o aumento de produtos tóxicos em alimentos, pode haver crescente demanda em cirurgia de implantes, assim como o aumento da demanda crescente por cirurgias, em decorrência de acidentes, traumas e doenças congênitas.

Nas áreas automobilística, aeronáutica e aeroespacial, os projetos de engenharia demandam o uso de materiais mais leves e resistentes, sob o ponto de vista mecânico e de corrosão (SACHVED *et al.*, 2012).

Com estas perspectivas, torna-se importante a realização de pesquisas relacionadas com as ligas de titânio, que tem demonstrado potencial para a fabricação de diferentes dispositivos médicos e dentários e componentes utilizados nas áreas automotiva, aeronáutica e aeroespacial, para a obtenção de materiais mais biocompatíveis e resistentes para tais aplicações (FERNANDES *et al.*, 2013).

Importante destacar também, que recente estudo realizado por Ramos (2001) a respeito do sistema Ti-Si-B, possui um número limitado de publicações sobre propriedades mecânicas e, neste contexto, esta pesquisa visa a determinação das propriedades mecânicas de tração da liga 97Ti2Si1B (%-at.), pelo ineditismo, visto que não foi encontrado na literatura, estudos de tração de ligas Ti-Si-B.

Dentro dessa visão esta pesquisa é de suma importância para continuidade dos trabalhos já desenvolvidos pela RedMat (Rede de pesquisa para o desenvolvimento de materiais nas áreas da saúde, aeroespacial, aeronáutico e automotivo) que foi criada em 2016 por docentes de diferentes ICT's (UNIFEI, UFSJ, UFMG e UNIFAL). Sendo assim, o presente projeto de pesquisa visa contribuir com o desenvolvimento e caracterização de novas ligas de titânio com resistência à tração superior às ligas comerciais existentes.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 ASPECTO GERAIS DO TITÂNIO E SUAS LIGAS

O titânio está entre os dez elementos mais abundantes da crosta terrestre. É extraído de minerais e de rochas ígneas, as quais podem ter presente cerca de 97% de sua composição. Importante ressaltar que o titânio é um metal de transição e é considerado, de forma relativa, um metal leve e altamente resistente a impactos mecânicos, exposição ao calor e a ambientes agressivos (salinos e corpóreos) (COLLINGS, 1984).

Descoberto em 1791 pelo mineralogista inglês Willian Geger, o titânio era extraído de fragmentos de rocha ilmenita, sendo nomeado de menaquita naquele tempo. Posteriormente, cerca de quatro anos a frente, foi redescoberto em uma rocha de rutilo, pelo farmacêutico alemão Martin Heinrich Klaproth, nomeando-o como titânio, em referencia a mitologia grega (DONACHIE, 1988).

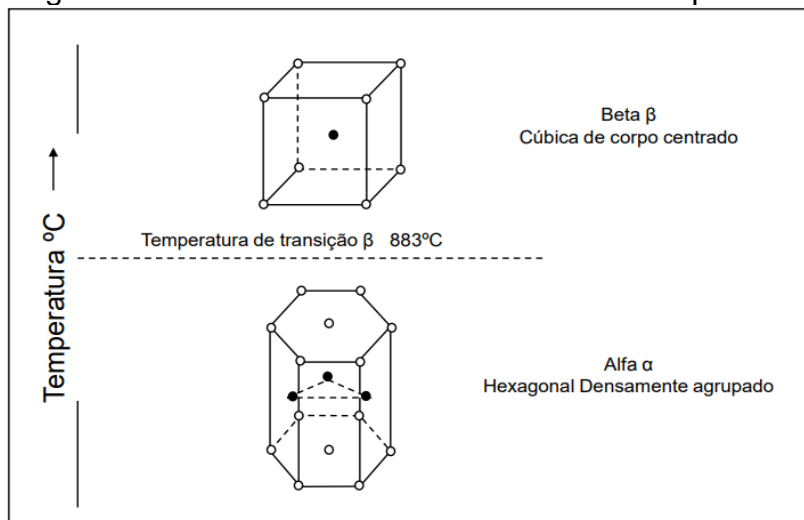
Apesar dos seus atributos, seu uso industrial ficou limitado devido as dificuldades para extração, para obtenção de titânio puro. Somente na década de 1940, passou-se a utilizar o metal na industria, quando o metalurgista William Justin Kroll de Luxemburgo desenvolveu o processo Kroll, que consiste na redução do tetracloreto de titânio ($TiCl_4$) com o auxilio de magnésio metálico (PÄBLER; MANN, 1991).

A pureza do titânio comercialmente puro (Ti CP) está entre 98% a 99,5%-massa e as impurezas presentes, tais como oxigênio (O), ferro (Fe), nitrogênio (N), carbono (C) e hidrogênio (H) tendem a influenciar diretamente as propriedades físicas e mecânicas do titânio (e suas ligas), a depender da quantidade existente de impurezas (PÄBLER; MANN, 1991). O titânio possui baixa massa específica ($4,5 \text{ g/cm}^3$), ponto de fusão elevado (1668°C) e módulo de elasticidade de 107 GPa (LÜTJERING; WILLIAMS, 2007).

As ligas de titânio, apesar de apresentarem combinações atrativas de propriedades, representam materiais de engenharia relativamente recentes, quando comparado com outros metais (e suas ligas). Tais materiais como palhetas, por exemplo, são utilizados para a fabricação de componentes de turbinas de aviões. (LÜTJERING; WILLIAMS, 2007).

O titânio é alotrópico, ou seja, pode apresentar duas diferentes estruturas cristalinas (α e β), em condições de equilíbrio, quando submetido a diferentes temperaturas, como está ilustrado na Figura 1. A fase α , é estável em temperatura ambiente e apresenta estrutura hexagonal compacta (HC), enquanto que a fase β tem cúbica de corpo centrado (CCC) e é estável em temperaturas superiores a 883°C (LÜTJERING; WILLIAMS, 2007).

Figura 1 - Células unitárias das formas alotrópicas do titânio



Fonte: LÜTJERING; WILLIAMS (2007, p.16).

A adição de elementos de liga ao titânio em consonância com a realização de tratamentos térmico (ou termomecânicos) permite a obtenção de diferentes microestruturas e propriedades mecânicas, podendo-se obter ligas de titânio do tipo α ou β ou $\alpha+\beta$, sob condições de equilíbrio (LÜTJERING; WILLIAMS, 2007).

Os elementos α estabilizadores são aqueles que ocasionam a estabilidade da fase α através da elevação da temperatura alotrópica, sendo assim, deslocam a temperatura *transus* para cima. Os elementos α estabilizadores interferem nas propriedades aumentando a ductilidade e reduzindo o peso, podendo ser classificados em intersticiais ou substitucionais. Entre esses elementos estão o carbono, alumínio, nitrogênio e oxigênio (MACHADO; WALLBANK, 1990).

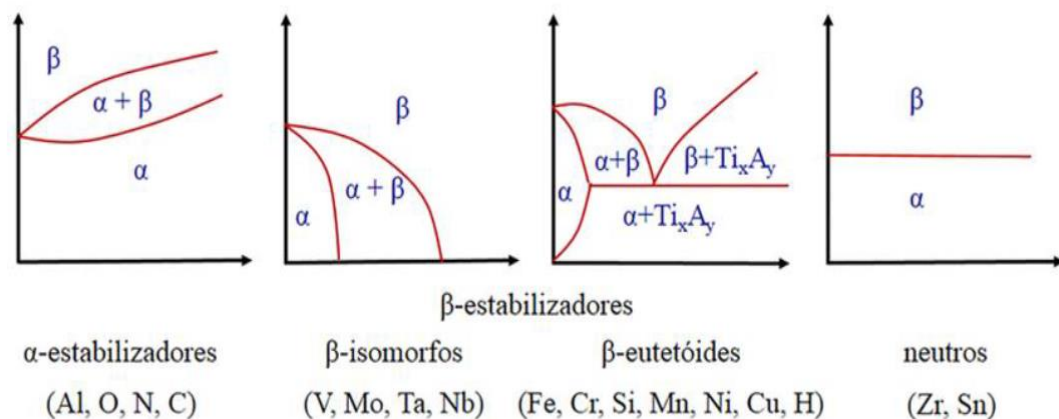
Já os elementos β -estabilizadores diminuem a temperatura da transformação, estabilizando a fase β em baixas temperaturas. São encontrados dois tipos de elementos β -estabilizadores, de acordo como diagrama de fases por eles formados: os isomorfos e os eutéides. Os β isomorfos são aqueles que não formam componentes intermetálicos, como o molibdênio, vanádio, tântalo e o nióbio; já os

elementos β eutetóides como o cromo, o manganês, silício, cobre e níquel, acarretam a formação de compostos intermetálicos, devido a sua baixa solubilidade (ANKEN; GREENE, 1999).

Ainda, elementos químicos como o Zr e o Sn, não promovem modificações significativas nas temperaturas de transformação $\alpha \leftrightarrow \beta$ e, portanto, estes elementos são chamados de neutros (MACHADO; WALLBANK, 1990).

A Figura 2 demonstra de forma esquemática o efeito da adição dos elementos de liga, nas estabilidades das fases α e β , bem como as transformações de fases presentes. Como exemplo as ligas Ti-Si, onde a adição de silício, acarreta uma reação eutetóide, precipitando a composto Ti_5Si_3 ou Ti_3Si a depender da composição.

Figura 2 - Influência dos elementos ligantes na estabilidade das fases α e β , nas ligas de titânio



Fonte: LÜTJERING; WILLIAMS (2007, p. 38).

Ligas α são as ligas de titânio em variados graus de pureza e as ligas formadas com elementos alfa-gênicos ou, ainda, as ligas que possuem uma fase β inferior a 10%. Suas características englobam a alta resistência a corrosão, e sua baixa resistência mecânica em temperatura ambiente, o que dificulta a sua aplicação como biomaterial. Contudo, possui aplicação em altas temperaturas, já que apresenta elevada resistência a fluência, como exemplo de liga α temos a liga Ti-5Al-2,5Sn utilizada em carcaças e anéis de motores de turbina a gás (LÜTJERING; WILLIAMS, 2007)

As ligas de fase β , por sua vez, são ligas produzidas por resfriamento rápido, com possibilidade de reter até 50% em volume da fase β em temperatura ambiente. As ligas de titânio dessa fase apresentam maior versatilidade no processamento, na

microestrutura e nas propriedades mecânicas por serem tratáveis termicamente. Se recozidas, apresentam alta ductilidade, devido à estrutura CCC. Quando solubilizadas, passam a ter 100% de fase β retida, conferindo a esse material boa ductilidade e tenacidade, baixa resistência mecânica e excelente conformabilidade. Ao compara-las com as ligas $\alpha+\beta$, tem como desvantagem sua alta densidade e baixa resistência à fluência (CARDOSO, 2007; SÁ, 2013).

Como alternativa as ligas $\alpha+\beta$, foram produzidas as ligas de titânio de fase β , pois, como dito, apresentam maior conformação e podem ser endurecidas por precipitação. São utilizadas na indústria aeroespacial e automotiva, em materiais esportivos e aplicações ortodônticas e ortopédicas; podendo citar como exemplo a liga Ti-10V-2Fe-3Al utilizada em aplicações que exigem uniformidade das propriedades de tração na superfície e no interior do material. (ALEIXO, 2006).

Doutro lado as ligas $\alpha + \beta$, possuem uma porcentagem de volume de 10 a 50% da fase β , e sua microestrutura na temperatura ambiente tanto a fase α (HC) quando a fase β (CCC). Estas ligas podem ser formadas a partir da adição de um ou mais elementos alagênicos em conjunto com um ou mais elementos betagênicos e, assim, formando ampla variedade de microestruturas, além de, nesse estado, poder ter sua resistência mecânica em temperatura ambiente melhorada pelo tratamento térmico. (LÜTJERING; WILLIAMS, 2007).

Na classificação de ligas $\alpha+\beta$, a liga Ti-6Al-4V ganha destaque. Desenvolvida na indústria aeroespacial, visto a combinação favorável de propriedades mecânicas, que foram favorecidos pela combinação de elementos α e β , possui elevada resistência mecânica, sendo devido a esta propriedade, também é utilizada como biomaterial, na parte de implantes ortopédicos (CARDOSO, 2007).

3.1.1 Ligas de Titânio para as Áreas Automotiva, Aeronáutica e Aeroespacial

Na indústria automotiva, as ligas de titânio são comumente empregadas para a fabricação de componentes, os quais estão expostos a altas temperaturas e ambientes agressivos, tais como rotores e outros componentes de motores a combustão (HEIRICH *et al.*, 1997). As ligas de titânio podem ser utilizadas em diversos componentes, como as válvulas de titânio e bielas do motor como, por exemplo, o do Corvette Z06 V8, aumentando, dessa forma, a rotação máxima de 6600 rpm para 7100 rpm. As válvulas de entrada feitas de titânio com 56 mm de diâmetro ficaram 21 g

mais leves do que as válvulas de aço inoxidável, sendo que além substituir aumentaram 22 % da área útil de cobertura. As bielas feitas da liga Ti-6Al-4V pesaram apenas 464 g, representando uma redução de 30 % do peso quando comparadas àquelas feitas pela sinterização de metais ferrosos. As bielas mais leves também resultaram em uma menor carga na extremidade da haste dos mancais principais, permitindo assim que os mancais sejam projetados para o mínimo atrito (SACHVED *et al.*, 2012). Ainda na indústria automotiva, as ligas de titânio também podem ser usadas para fabricação de componentes de suspensão, como molas, que necessitam alta resistência mecânica, resiliência e baixo módulo de elasticidade ao cisalhamento (SACHVED *et al.*, 2012).

A indústria aeronáutica utiliza chapas finas de titânio para revestir estruturas internas de aeronaves, sem finalidades estruturais. Como exemplo, a liga Ti-3Al-2.5V, do tipo $\alpha+\beta$, é utilizada para fabricação das tubulações hidráulicas das aeronaves, devido sua fácil conformabilidade e resistência mecânica necessárias, além de proporcionar uma redução do peso desta estrutura em até 40%, quando comparado com tubos de aço (LEYENS; PETERS, 2003). Ainda relacionado com a indústria aeronáutica, o titânio comercialmente puro é utilizado como pisos que cercam cozinhas e banheiros da aeronave, bem como o sistema de degelo do avião, pois possui boa resistência à corrosão, baixa resistência mecânica e uma boa estabilidade térmica (LEYENS; PETERS, 2003). As ligas de titânio são também utilizadas na fabricação de molas, para utilização na fuselagem de helicoidais e de bloqueio do trem de pouso, nas portas, na centralização do manche, no retorno do pedal hidráulico de aeronaves, pois possuem alta resiliência, baixo módulo de elasticidade, baixa massa específica e excelente resistência à corrosão. Assim, as molas fabricadas com ligas de titânio têm a metade do volume e peso inferior a 70% com relação ao aço, tendo em vista que é necessária apenas metade do número de “voltas”. A frota de jatos Cessna utiliza as molas tipo relógio com a liga Ti-15V-3Cr-3Al-3Sn (%-massa) para auxiliar no desdobramento e retração das portas e escadas rebatíveis. A Embraer utiliza a liga Ti-13V-11Cr-3Mo no modelo 170, com capacidade para 70 passageiros, que apresenta uma tensão mínima de limite de escoamento de 1380 MPa para sua barra de torção. O grupo Sikorsky Boeing usou no seu modelo de helicóptero Comanche a liga Ti-10V-2Fe-3Al (%-massa), em diferentes componentes do sistema principal do rotor, tais como o hub, a estrutura que suporta o sistema do rotor e suas ligações (BOYER; BRIGGS, 2005).

Podemos citar também a utilização em turbos compressores que usam os gases quentes da combustão do motor, para alimentar a turbina, que aciona o compressor para pressurizar o ar de entrada do motor, aumentando a potência e melhorando a economia de combustível (SACHVED *et al.*, 2012). Para que o turbo compressor forneça o aumento de potência, a turbina e o seu eixo devem operar em velocidades altas, podendo chegar a 250000 rpm e em temperaturas de até 950 °C. Para atingir rapidamente essas altas velocidades, as palhetas da turbina precisam ser leves para reduzir a inércia rotacional e reduzir o tempo e potência de impulsão conhecido como “retardamento do turbo”. As palhetas da turbina são predominantemente feitas de uma superliga à base de níquel (Inconel 713), que possui uma alta densidade de 8 g/cm³. Uma liga mais leve, baseada em TiAl- γ , com massa específica de aproximadamente 3,8 g/cm³, pode melhorar em 0,2 s o tempo de atraso e resposta do turbo (SACHVED *et al.*, 2012).

Na indústria aeroespacial, os compósitos de matriz de titânio têm demonstrado potencial elevado, visto suas excelentes propriedades mecânicas, como alta resistência específica, alta resistência ao desgaste e resistência a altas temperaturas (ZHENG *et al.*, 2022). Neste contexto, a redução de peso dos materiais e estruturas se torna também importante, o que pode contribuir no lançamento do foguete e em viagens espaciais. Os programas espaciais, Apollo e Mercury, ampliou consideravelmente o uso do titânio, sendo os tanques de combustíveis os principais componentes usados de ligas de titânio, devido ao baixo peso, a compatibilidade química com o combustível e alta resistência mecânica, quando comparado ao aço (FIORENTINO; CERETTI; GIARDINI, 2015).

3.1.2 Ligas de Titânio para a Área da Saúde

A qualidade de vida das pessoas é comumente afetada por doenças como osteoartrose, osteoporose, displasia do quadril, fraturas e sequelas de fraturas. Além das doenças citadas, deve ser considerado que 90% das pessoas com idade superior aos 40 anos podem adquirir doenças ósseas geradas pelo excesso de carga ao longo do tempo (KHORASANI *et al.*, 2015). Diante deste fato, a medicina regenerativa tem se desenvolvido de forma benéfica para os portadores destas doenças e melhorado a qualidade de vida, com o uso dos biomateriais (SILVA, 2017).

Biomateriais são materiais puros ou compostos por combinações de diversos materiais, que, devido sua compatibilidade, podem ser utilizados para substituir de forma total ou parcial, partes do corpo. As propriedades químicas, biológicas e físicas dos biomateriais fazem com que sua utilização no corpo humano, por meio de implante, atue em consonância com o sistema biológico da pessoa e, assim, melhore a qualidade de vida da pessoa (SILVA, 2017).

Demandas por cirurgias de quadril e de joelho podem sofrer um acréscimo de 174% (57200 operações) e 673% (3,48 milhões de operações) respectivamente, até o final de 2030 (KHORASANI *et al.*, 2015). Por este motivo, torna-se importante o avanço relacionado aos biomateriais e aos implantes ortopédicos permanentes, com durabilidade superior, sem a necessidade de reparações às cirurgias já realizadas (YANG; HAO; LI, 2016).

A partir de 1990, as ligas de titânio passaram a ser utilizadas como biomateriais, pois as ligas de cromo-cobalto, que eram utilizadas em próteses de joelho, ombro e quadril, apesar de serem ligas não magnéticas e com alta resistência ao desgaste, corrosão e o calor, tem suas características de biocompatibilidade limitadas tendo em vista que íons metálicos são liberados, o que tem sido relacionando com toxicidade sistêmica. Assim, as ligas de titânio se mostraram uma melhor opção devido a resistência à corrosão, baixa massa específica e superiores características de biocompatibilidade (KHORASANI *et al.*, 2015).

A liga Ti-6Al-4V (%-massa), que era usada inicialmente em aplicações das indústrias aeroespacial e aeronáutica para a fabricação de diversos componentes, passou a ser uma das principais ligas de titânio em implantes biomédicos. Contudo, pesquisas têm sido relacionado o vanádio com doenças carcinogênicas e o alumínio com doenças degenerativas, a partir da liberação dos íons metálicos YANG; HAO; LI, 2016.

Novas ligas de titânio contendo a adição de nióbio (Nb), tântalo (Ta,) zircônio (Zr) ou molibdênio (Mo), com superiores características de biocompatibilidade e de corrosão em meio corpóreo, têm sido desenvolvidas (MENG *et al.*, 2019). No entanto, essas novas ligas de titânio são baseadas em soluções sólidas substitucionais, enquanto que as ligas de cobalto são formadas por matriz metálica e precipitadas intermetálicos (PONOMAREV *et al.*, 2019).

3.2 PROPRIEDADES MECÂNICAS DE TRAÇÃO E MICRODUREZA VICKERS DE LIGAS DE TITÂNIO

As propriedades mecânicas são afetadas de forma significativa, pela microestrutura e tratamento termomecânicos aos quais foram submetidos (LONG; RACK, 1998).

Sabe-se que o limite de resistência à tração de ligas de titânio pode variar desde 500 MPa (no caso do Ti comercialmente puro) até 1500 MPa para ligas do tipo β endurecidas por precipitação. Para ligas de titânio bifásicas $\alpha + \beta$, os valores do limite de resistência à tração podem variar de 900 a 1300 MPa (LONG; RACK, 1998).

As ligas Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb, Ti-5Al-2.5Fe e Ti-3Al-2.5V são as principais ligas de titânio bifásicas $\alpha + \beta$ utilizadas em aplicações biomédicas (CHEN; THOUAS, 2014). A liga Ti-6Al-4V foi uma das primeiras ligas introduzidas na área biomédica e utilizada até hoje; mesmo sendo originalmente desenvolvida para aplicações na indústria aeroespacial (LONG; RACK, 1998).

As ligas Ti-6Al-7Nb, Ti-5Al-2.5Fe e Ti-3Al-2.5V possuem propriedades similares à liga Ti-6Al-4V e foram desenvolvidas tendo em vista a toxicidade do V (LONG; RACK, 1998). A Tabela 1 apresenta as propriedades mecânicas de tração destas ligas $\alpha + \beta$.

Tabela 1 - Propriedades mecânicas de tração de ligas para aplicações biomédicas

Ligas (Microestrutura $\alpha+\beta$)	Módulo de elasticidade (GPa)	Limite de escoamento (MPa)	Limite de resistência à tração (MPa)	Alongamento (%)
Ti-6Al-4V	110	860	930	10 - 15
Ti-6Al-7Nb	105	795	860	10
Ti-5Al-2.5Fe	110	820	900	6
Ti-3Al-2.5V	100	585	690	15

Fonte: DAVIES (2003, p. 48).

Em estudos mais recentes envolvendo a liga Ti-6Al-4V, foram adicionadas quantidades de boro e ficou demonstrado que a adição de traços de boro tem uma forte influência nas propriedades de tração, que geralmente leva ao aumento da resistência mecânica enquanto a ductilidade e o alongamento até a fratura diminuem gradualmente com o aumento de boro. Nestes estudos, as ligas foram produzidas por

técnicas de metalurgia do pó, consolidando-as por conformação a laser com diodo de 6 kW, usando pós esféricos pré-ligados de Ti6Al4V mediante adição de 0,1, 0,2 e 0,3 %-massa de boro, que foram previamente misturados por 4 h em moinho de bolas planetário com 180 rpm (e uso de operação reversa a cada 2 min), secados (120 ± 5 °C) em estufa a vácuo por 2 h para eliminar a absorção de umidade e garantir a boa fluidez durante processamento a laser (XUE *et al.*, 2019). Os materiais produzidos indicaram limite de resistência à tração e tensão de escoamento superiores a 895 MPa e 825 MPa, mantendo o alongamento maior do que 8 % quando o teor de boro foi inferior a 0,08%-massa (XUE *et al.*, 2019).

Em outro estudo envolvendo a liga Ti6Al4V contendo a adição de 0,1%-massa de Si, o material foi produzido por forjamento e trefilação a quente. Verificou-se que o limite de resistência à tração aumentou de 834 MPa para 955 MPa, na região vertical (seção transversal) do lingote, enquanto que o limite de escoamento foi aumentado de 742 MPa para 840 MPa e o alongamento até a fratura foi reduzido de 19,5% para 15%. Na direção horizontal do lingote (direção longitudinal ao sentido da deformação), o limite de resistência à tração foi aumentado de 801MPa para 906 MPa, assim como o limite de escoamento (de 726MPa para 809 MPa) e o alongamento após até a fratura (10,6% para 12,4%) (CHEN *et al.*, 2023).

Em estudos realizados nas ligas Ti-Fe-N-B, a liga Ti-4.5Fe-0.14N-0.11B sinterizada exibiu um limite de resistência à tração de 1176 MPa e alongamento de 10,4%, comparável com as propriedades de tração da liga Ti6Al4V laminada, recozida e envelhecida. O uso de pós de boro com dimensões nanométricas pode conduzir a formação de precipitados de TiB, que proporcionam potente efeito de endurecimento da matriz de Ti (HUANG *et al.*, 2017). Nestes estudos, os pós da liga Ti-4.5Fe-0.14N-0.11B foram produzidos a partir do pós esféricos de Ti ($\leq 45 \mu\text{m}$), pós de ferro (5–9 μm) e pós de BN ($\leq 50 \text{ nm}$), os quais foram misturados em vaso de aço sob atmosfera de argônio por 3h, usando uma velocidade de 150 rpm e relação de massas esferas por pós de 2:1. Seguindo, os pós previamente misturados foram prensados a quente (1000 °C mediante uma taxa de aquecimento de 60 °C/min e mantidas por 8 min) sob uma pressão aplicada de 30 MPa, para a sinterização por SPS (HUANG *et al.*, 2017).

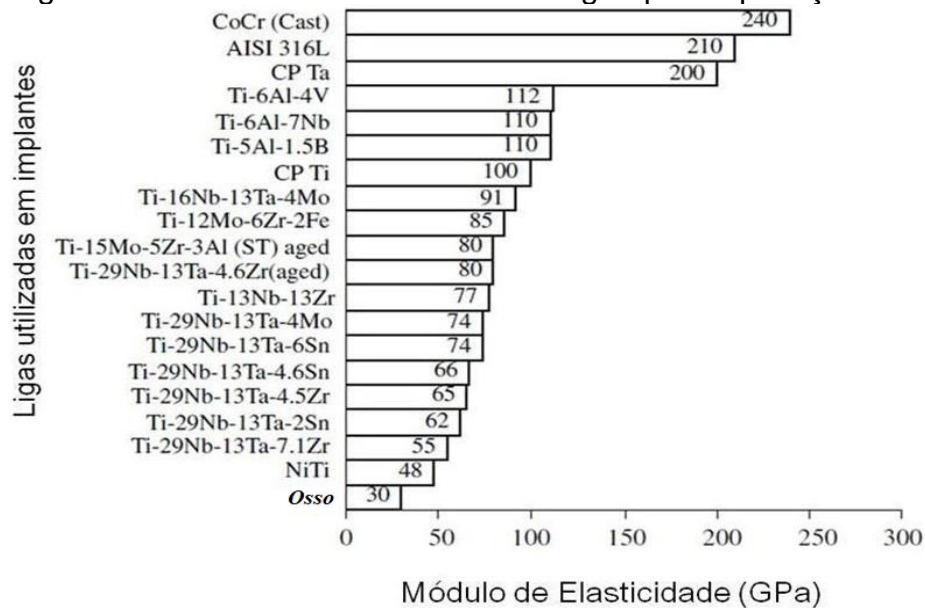
No caso da liga Ti–29Nb–13Ta–4,6Zr, quando é aumentada a quantidade de 0,05 a 0,50 %-massa de boro, notou-se um pequeno aumento da resistência à tração em aproximadamente 8 %. Esta liga contendo 0,10%-massa de boro exibiu um equilíbrio entre o limite de resistência à tração e o alongamento, mantendo os valores

do módulo de elasticidade abaixo de 70 GPa, o que é desejado para aplicações em que a liga fica em contato com o osso e que torna-se preciso estimular o crescimento de tecidos ósseos (osseointegração) (SONG *et al.*, 2011).

A liga Ti-6Al-4Sn-8Zr-0,8Mo-1W-1Nb-0,25Si (%-massa) reforçada com adição de 2 % TiB foi preparada em um forno de fusão por indução, e exibiu um aumento do limite de resistência à tração a 650°C de 573,5 MPa (sem adição de TiB) para 659,1 MPa (ZHENG *et al.*, 2022).

A Figura 3 compara os módulos de elasticidade de diversas ligas utilizadas em aplicações biomédicas e do osso humano, e mostra que valor do módulo de elasticidade das ligas de titânio são mais próximas do osso. Por este motivo, a adição de elementos de liga e tratamentos termomecânicos, tem demonstrado a possibilidade de obtenção de módulos de elasticidade mais baixos para novas ligas com aplicações biomédicas (GEETHA *et al.*, 2009; LONG; RACK, 1998; NIINOMI, 1998).

Figura 3 - Módulo de elasticidade de ligas para aplicações biomédicas



Fonte: GEETHA *et al.* (2009, p. 22).

O uso de ligas com módulos de elasticidade mais próximo dos valores do osso humano tem a função de reduzir o fenômeno de reabsorção óssea ou “stress shielding” (NIINOMI, 1998), que faz com que o tecido ósseo pouco solicitado tenha perda de massa e, conseqüentemente, atrofia. Ademais, a redução do módulo de elasticidade proporciona, para as ligas utilizadas em implantes ortopédicos, reduzir a

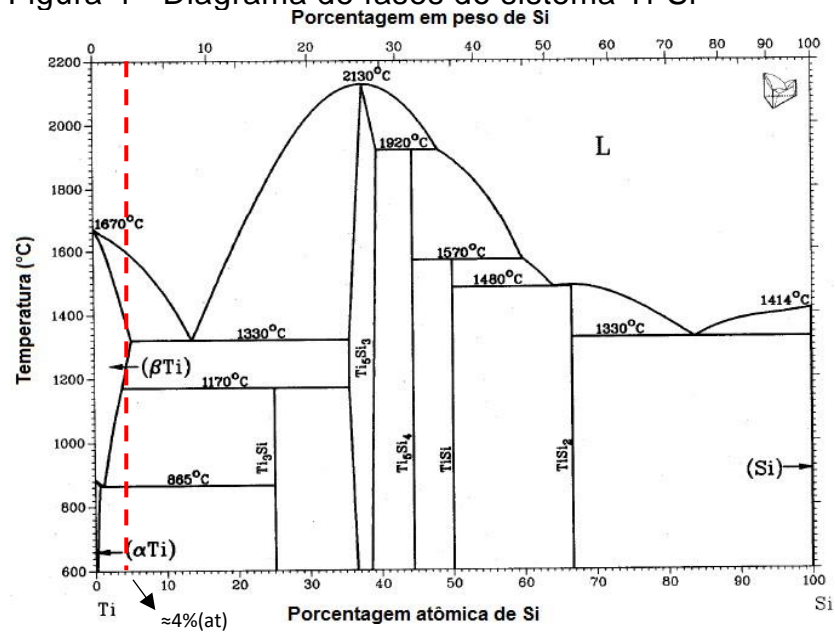
rigidez dos dispositivos implantáveis e propiciar uma melhor distribuição das tensões na matriz óssea, favorecendo assim o crescimento tecidual na região metal-implante.

No caso de microdureza Vickers, a liga comercial Ti-6Al-4V exibiu valores de $375,67 \pm 15,18$ HV e $326,9 \pm 17,8$ HV 1, ambas com uma carga de 200 gf. (DAVIES, 2003; SIEBERT, 2017). Em ligas 85Ti-10Si-5B e 70Ti-20Si-10B tratadas termicamente por 133h, os valores de microdureza Vickers ficaram de $586,30 \pm 143,49$ HV e $783,85 \pm 157,87$ HV, respectivamente, ambas com aplicação de uma carga de 100 gf e tempo de impressão de 30 segundos, utilizando um Microdurômetro 2004-Buehler (MEDEIROS, 2007).

3.3 INFORMAÇÕES SOBRE OS DIAGRAMAS DE FASES DOS SISTEMAS TI-SI, TI-B E TI-SI-B

O diagrama de fases do sistema Ti-Si (MASSALSKI, 1990) está mostrado na Figura 4. As seguintes fases sólidas estáveis podem ser identificadas: (1) soluções sólidas terminais: Ti- α (baixa temperatura), Ti- β (alta temperatura) e Si-cúbico [diamante]; (2) Ti₃Si (estequiométrico); (3) Ti₅Si₃ (estequiométrico); (4) Ti₅Si₄ (estequiométrico); (5) TiSi (estequiométrico) e (6) TiSi₂ (estequiométrico). De acordo com o diagrama de fases Ti-Si (MASSALSKI, 1990), as fases Ti₅Si₃ e TiSi₂ são formadas por transformações congruentes, enquanto as fases Ti₅Si₄ e TiSi são formadas pelas reações peritéticas $L + Ti_5Si_3 \leftrightarrow Ti_5Si_4$ e $L + Ti_5Si_4 \leftrightarrow TiSi$, respectivamente. A fase Ti₃Si pode ser formada pela reação peritética $Ti-\beta + Ti_5Si_3 \leftrightarrow Ti_3Si$ ou pela reação eutética $Ti-\beta \leftrightarrow Ti-\alpha + Ti_3Si$, no caso de ligas contendo pequenas quantidades de silício (abaixo do limite de solubilidade do Ti- β). A fase Ti- α dissolve cerca de 4 % at. Si.

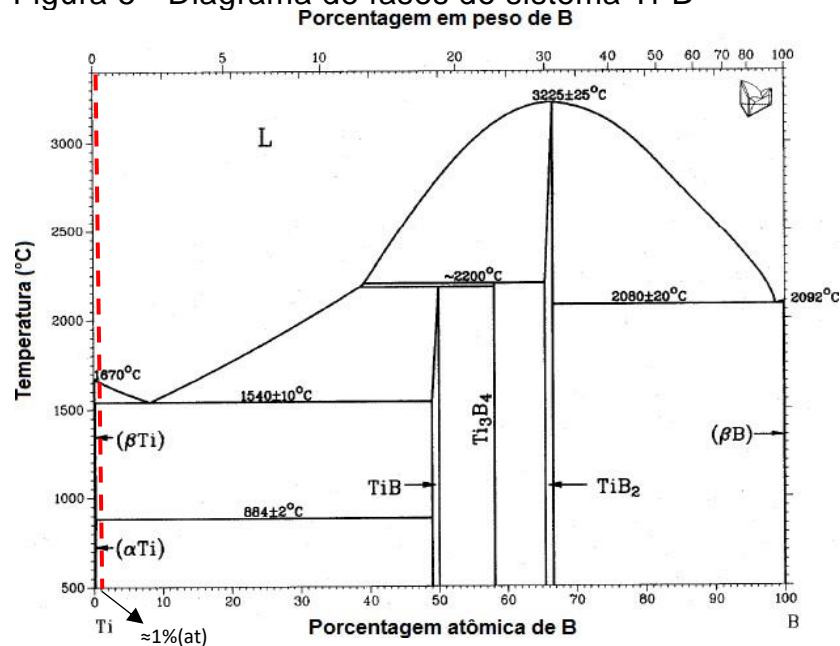
Figura 4 - Diagrama de fases do sistema Ti-Si



Fonte: Adaptado de MASSALKI (1990, p. 20).

O diagrama de fases do sistema Ti-B (MASSALSKI, 1990) está apresentado na Figura 5. As seguintes fases sólidas estáveis são relatadas: (1) soluções sólidas terminais [Ti-β (CCC, de alta temperatura), Ti-α (hc, de baixa temperatura) e β-B (romboédrico)]; (2) dois compostos intermediários, o TiB e o TiB₂ que apresentam uma faixa de solubilidade de 1 e 2 %-at. B, respectivamente, além da fase Ti₃B₄ (estequiométrica). De acordo com esse diagrama de fases, o TiB e o Ti₃B₄ são formados pelas reações peritéticas $L + TiB_2 \rightleftharpoons TiB$ e $L + Ti_3B_4 \rightleftharpoons TiB$, respectivamente, enquanto que o TiB₂ é formado por transformação congruente.

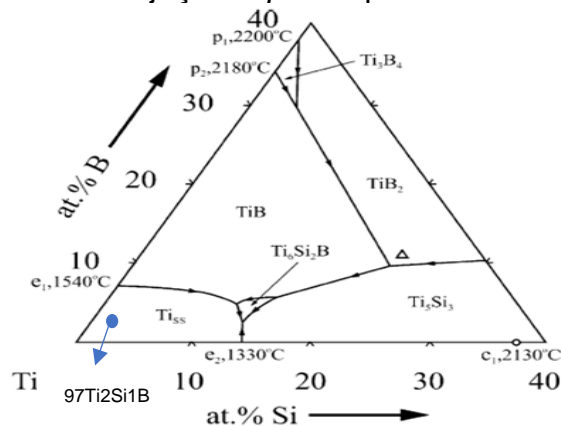
Figura 5 - Diagrama de fases do sistema Ti-B



Fonte: Adaptado de MASSALKI (1990, p. 20).

A Figura 6 mostra a projeção *liquidus* do sistema Ti-Si-B, determinado a partir de ligas produzidas por fusão a arco (RAMOS, 2001). A liga 66,7Ti-22,2Si-11,1B (%-at.) no estado bruto de fusão está localizada na região monofásica da fase Ti_6Si_2B e apresentou cinco fases em sua microestrutura: TiB_2 (primário), TiB , Ti_5Si_3 , Ti_6Si_2B e Ti_{ss} , indicando que a fase Ti_6Si_2B não se forma congruentemente. Dependendo da composição adotada, três diferentes reações eutéticas foram identificadas a partir da solidificação de ligas Ti-Si-B contidas na região de Ti primário: $Ti+TiB$, $Ti+Ti_6Si_2B$ e $Ti+Ti_6Si_2B+Ti_5Si_3$ (eutético ternário). Na figura 6 foi demarcado a região estudada da liga 97Ti2Si1B.

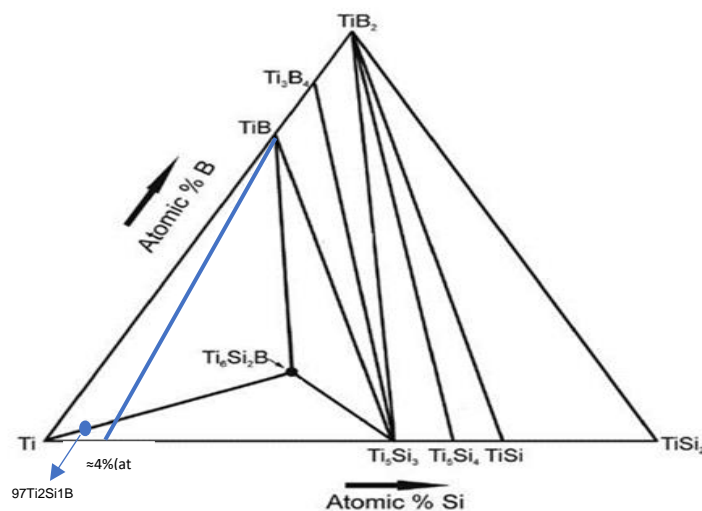
Figura 6 - Projeção *liquidus* parcial do sistema Ti-Si-B



Fonte: Adaptado de RAMOS (2001, p. 21).

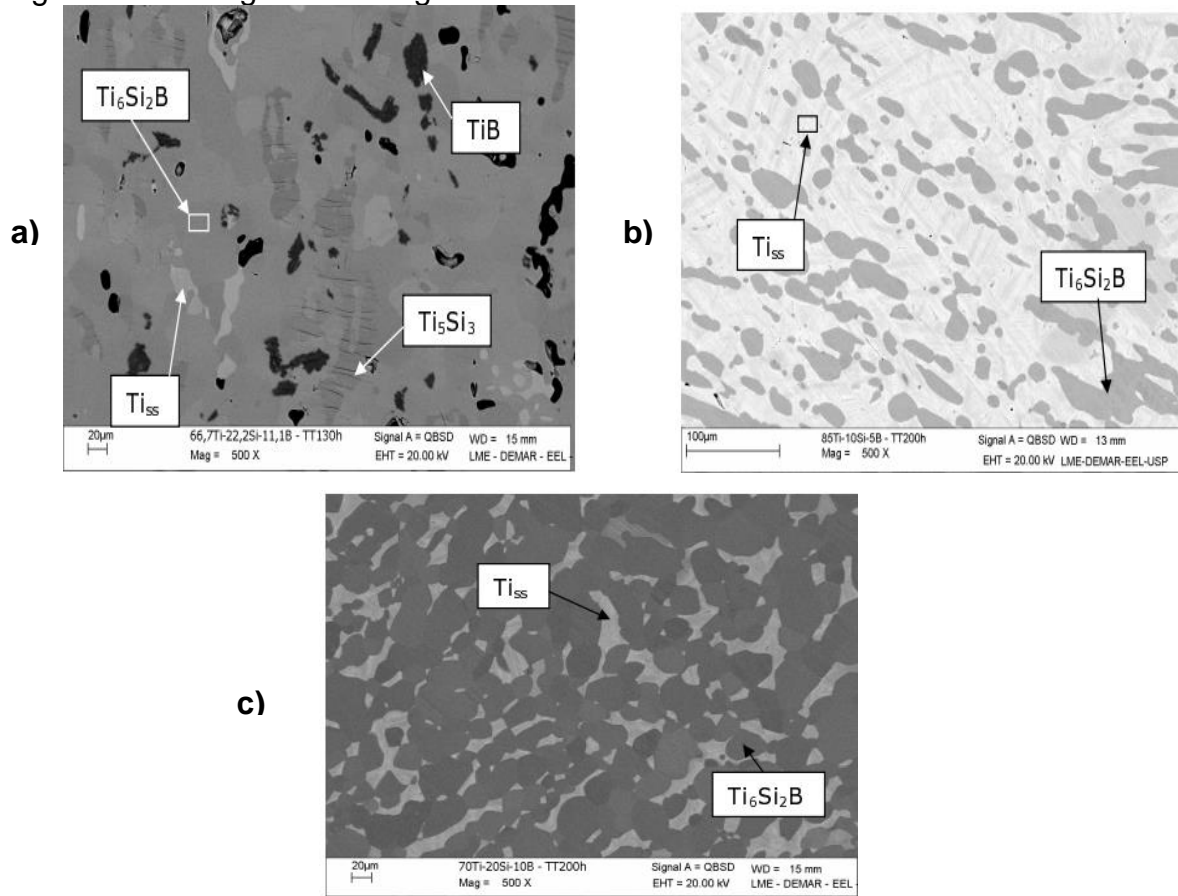
A seção isotérmica à 1250 °C do sistema Ti-Si-B está apresentada na Figura 7 (RAMOS, 2001). Na região avaliada, foi relatada a existência dos seguintes campos trifásicos: Ti_{ss} (ss - solução sólida)+ TiB + Ti_6Si_2B ; Ti_{ss} + Ti_5Si_3 + Ti_6Si_2B ; TiB + Ti_6Si_2B + Ti_5Si_3 ; TiB + Ti_3B_4 + Ti_5Si_3 ; Ti_3B_4 + TiB_2 + Ti_5Si_3 ; TiB_2 + Ti_5Si_3 + Ti_5Si_4 ; TiB_2 + Ti_5Si_4 + $TiSi$; TiB_2 + $TiSi$ + $TiSi_2$; TiB_2 + $TiSi_2$ + Si_{ss} . Após tratamento térmico a 1200 °C por 130 h, a microestrutura da liga 66,7Ti-22,2Si-11,1B (%-at.), Figura 8 (a), confirmou a região monofásica de Ti_6Si_2B , a partir de uma matriz dessa fase ternária e uma pequena quantidade de precipitados de TiB , Ti_5Si_3 e Ti_{ss} , indicando que a composição local deve ter sido deslocada levemente para o campo trifásico Ti + Ti_6Si_2B + Ti_5Si_3 ou Ti + Ti_6Si_2B + TiB (MEDEIROS, 2007). Além disso, esta seção isotérmica revelou a existência do campo bifásico Ti_{ss} + Ti_6Si_2B , a partir das ligas 85Ti-10Si-5B e 70Ti-20Si-10B (%-at.) tratadas termicamente à 1200 °C por 200 h. A primeira liga apresentou grãos equiaxiais de Ti_6Si_2B em uma matriz de Ti_{ss} , Figura 8 (b), enquanto que a segunda liga foi formada por matriz de Ti_6Si_2B e grãos dispersos de Ti_{ss} , Figura 8 (c). Nessas ligas, uma pequena variação da composição química propiciou a precipitação das fases TiB ou Ti_5Si_3 , sugerindo que o campo bifásico Ti + Ti_6Si_2B existe em uma estreita faixa de composição (MEDEIROS, 2007). Todavia, deve ser lembrado que nesta seção isotérmica não foram considerados os valores de solubilidade das fases sólidas presentes. Na figura 7 foi demarcado a região estudada da liga 97Ti2Si1B.

Figura 7 - Seção Isotérmica parcial do sistema Ti-Si-B à 1250 °C na região Ti-TiSi₂-TiB₂



Fonte: Adaptado de RAMOS (2001, p. 21).

Figura 8 - Micrografias de ligas Ti-Si-B



Fonte: MEDEIROS, 2007.

Legenda: a) Liga 66,7Ti-22,2Si-11,1B tratada termicamente.

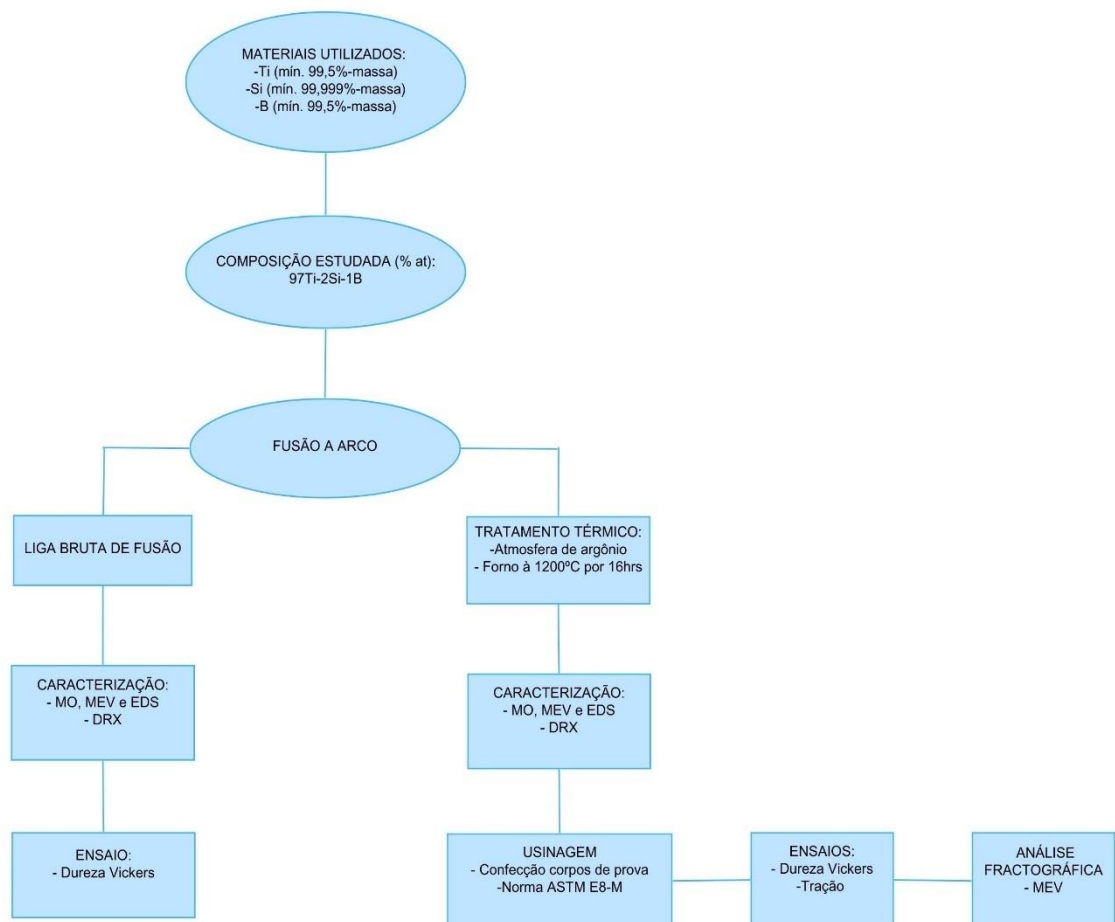
b) Liga 85Ti-10Si-5B tratada termicamente.

c) Liga 70Ti-20Si-10B tratada termicamente.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo utilizou de métodos de pesquisa quantitativo e qualitativo. Na parte qualitativa do trabalho, realizou-se a análise microestrutural da amostra, onde foram determinadas as fases presentes com o auxílio das técnicas de difratometria de raios X (DRX), microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectrometria por energia dispersiva (EDS), enquanto que a parte quantitativa está relacionada com os ensaios mecânicos, de forma a relacionar a composição química e a rota de processamento com as fases presentes e as propriedades mecânicas de tração e de microdureza Vickers. As etapas desenvolvidas neste estudo estão apresentadas na Figura 9.

Figura 9 - Etapas desenvolvidas para a preparação e caracterização da liga 97Ti-2Si-1B



Fonte: Autor (2023).

4.1 MATÉRIAS-PRIMAS E PREPARAÇÃO

Para a preparação da liga 97Ti-2Si-1B (%-at.) por fusão a arco, foram utilizadas as seguintes matérias primas comerciais de alta pureza: Ti (-150 mesh, com mín. 99,9%-massa), Si (-100 mesh, com mín. 99,999%-massa) e B (-100 mesh com mín. 99,5%-massa). Chapas de titânio (grau 1, min. 99,5 %-massa) com 1 mm de espessura foram também utilizadas. A Tabela 2 mostra as massas utilizadas na preparação e confecção de 06 lingotes, pesando 20 g cada.

Tabela 2 - Dados de pesagem dos elementos utilizados para confecção dos lingotes de 20 g.

Liga	Total de Lingotes (20g)	Ti (g)	Si (g)	B (g)
97Ti-2Si-1B	6	19,7155(4)	0,2385(6)	0,0460(1)

Fonte: Autor (2023).

4.2 FUSÃO A ARCO

Após pesagem, os 06 lingotes da liga 97Ti-2Si-1B com cerca de 20 g foram produzidos por fusão a arco em um forno sob atmosfera de argônio, usando um cadinho de cobre refrigerado à água, eletrodo de tungstênio não-consumível e um *getter* de titânio. Para evitar uma contaminação atmosférica, foram realizadas três purgas mediante vácuo de 10^{-3} mbar. Para obter a homogeneidade química, após cada fusão, o lingote foi resfriado, virado e novamente fundido. Assim, cada lingote foi fundido pelo menos três vezes.

Posteriormente, foram produzidos a partir da fusão de 02 lingotes de 20 g previamente homogeneizados, 03 lingotes pesando cerca de 40 g e medindo cerca de 6,5 cm, como está ilustrado na Figura 10. Esta etapa foi realizada em equipamentos disponíveis no DEMAR-EEL-USP. Após a fusão, uma pequena amostra de um lingote foi retirada para análise no estado bruto de fusão.

Figura 10 - Lingote da liga 97Ti-2Si-1B de 40 g produzido por fusão a arco



Fonte: Autor (2023).

4.3 TRATAMENTO TÉRMICO

Os 03 lingotes da liga 97Ti-2Si-1B obtidos por fusão a arco foram encapsulados em tubos de quartzo, sob atmosfera de argônio, para subsequente tratamento térmico. Esta etapa foi realizada em um forno disponível no DEMAR-EEL-USP. Assim, com o objetivo de obter as microestruturas de equilíbrio, os lingotes foram tratados a 1200 °C por 16 h. Após o tratamento térmico, uma pequena amostra de um lingote foi retirada para análise no estado tratado.

4.4 CARACTERIZAÇÃO MICROESTRUTURAL

Para viabilizar a caracterização das microestruturas da liga 97Ti-2Si-1B no estado bruto de fusão e tratada termicamente, amostras foram devidamente cortadas e embutidas a quente (baquelite), lixadas (com lixas de SiC de 200, 400, 600 e 1200 granas) e polidas (inicialmente com suspensão de alumina de 1,0 μ e 0,5 μ , seguido de polimento final com suspensão de sílica coloidal). Para revelar a microestrutura, as amostras polidas foram atacadas usando uma solução ácida de HNO₃:HF de 4:1, diluída em dez partes de água destilada. Esta etapa foi realizada em laboratório disponível no DEMAR-EEL-USP.

As imagens das microestruturas das amostras no estado bruto de fusão e tratadas termicamente foram obtidas nos microscópios óptico (MO) e o de eletrônico de varredura (MEV) da marca Hitachi modelo TM 3000, com detector para microanálise via espectrometria de energia dispersiva (EDS). Pelo menos 3 medidas por fase foram realizadas, em regiões com dimensões suficientes para evitar qualquer

efeito de fases vizinhas. Esta etapa foi realizada em equipamento disponível no DEMAR-EEL-USP.

Os experimentos de difratometria de raios X da liga 97Ti-2Si-1B no estado bruto de fusão e tratadas termicamente foram conduzidos em equipamento da marca Panalytical, modelo Epyrean, instalado no DEMAR-EEL-USP. Os seguintes parâmetros foram utilizados: ângulo de difração (2θ) variando de 10 a 90°; passo angular de 0.05° e tempo de contagem por passo de 80 s. As fases presentes nas amostras foram indexadas com o auxílio das fichas *Pearson's Crystal Data* (versão 1.0) e do programa de computador *Powdercell* (versão 2.4).

4.5 ENSAIO DE MICRODUREZA VICKERS

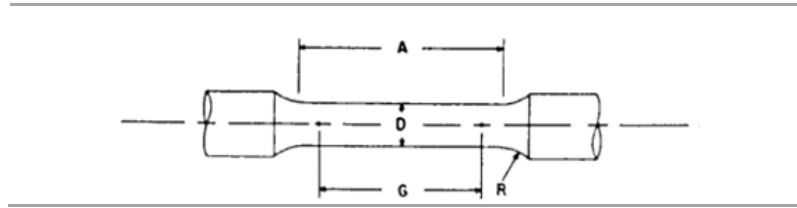
Amostras da liga 97Ti-2Si-1B (no estado bruto de fusão e tratadas termicamente) foram submetidas a ensaios de microdureza Vickers, que foram conduzidos de acordo com a norma ASTM 384-1997, utilizando um microdurômetro da marca Buehler, modelo Micromet 6020, instalado no DEMAR-EEL-USP. Os valores de fases formadas na microestrutura das amostras, foram realizadas pelo menos 15 endentações para cada amostra, utilizando-se uma carga de 200 gf durante 15 s.

4.6 USINAGEM

A etapa de usinagem dos três lingotes 97Ti-2Si-1B tratados termicamente, pesando cerca de 40 g, foi realizada para a confecção de corpos de prova em concordância com a norma ASTM E-8M, cujas dimensões estão apresentadas na Tabela 3. Esta etapa foi realizada em um torno mecânico da marca Romi, modelo Centur 20RV, instalado nas dependências da empresa LABTESTE (Santa Barbara d'Oeste-SP). Cada lingote foi identificado com uma numeração de controle (1, 2 e 3) respectivamente, como ilustrado na Figura 11.

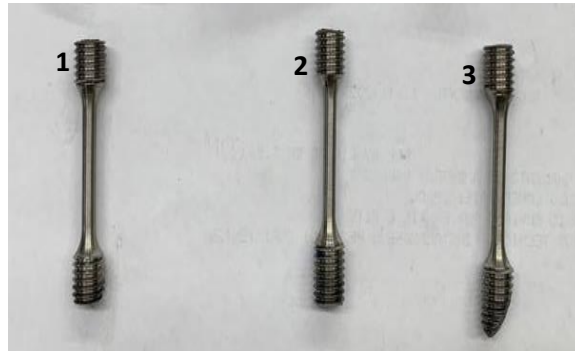
Tabela 3 - Dimensões dos corpos de prova
Medidas -Norma E-8M da ASTM

G - Comprimento útil	20 mm \pm 0,1
D – Diâmetro	4 mm \pm 0,1
R - Raio do filete	4 mm
A - Comprimento da seção reduzida	24 mm



Fonte: Autor (2023).

Figura 11 - Corpos de prova usinados

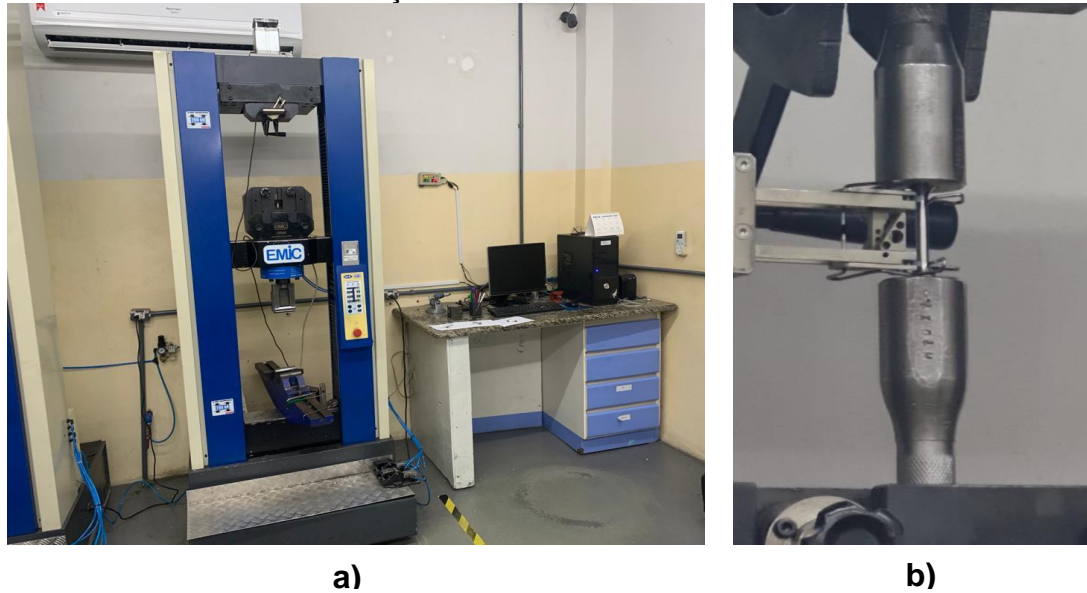


Fonte: Autor (2023).

4.7 ENSAIO DE TRAÇÃO

O ensaio de tração da liga 97Ti-2Si-1B tratada termicamente também foi conduzido em conformidade com a norma ASTM E-8M. Esta etapa foi conduzida em uma máquina universal de ensaios EMIC DL20000 (LT-163), com célula de carga de 200 kN, instalado nas dependências da empresa LABTESTE (Santa Barbara d'Oeste-SP, a qual está mostrada na Figura 12 (a)). Devido ao tamanho reduzido do comprimento de referência dos corpos de prova, foi utilizado um adaptador rígido de aço-liga tratado, conectado com roscas aos corpos de prova, conforme está ilustrado na Figura 12 (b). Foram ensaiados três corpos de prova da liga 97Ti-2Si-1B tratada termicamente. Dessa forma, foram determinadas as seguintes propriedades mecânicas: tensão de escoamento (determinado pelo método da tensão residual 0,2%), módulo de elasticidade transversal, limite de resistência à tração, porcentagem de redução de área e alongamento total até a fratura.

Figura 12 – Máquina universal de ensaios e adaptador rígido utilizados no ensaio de tração



Fonte: Autor (2023).

Legenda: a) Máquina universal EMIC DL20000 (LT-163) com célula de carga de 200 kN.
b) Adaptador rígido de aço-liga tratado utilizado para os corpos de prova.

4.8 ANÁLISE FRACTOGRÁFICA

Com o objetivo de identificar o tipo e o mecanismo de fratura ocorridos nos corpos de prova rompidos após o ensaio de tração, Figura 13, as superfícies de fratura dos corpos de prova da liga 97Ti-2Si-1B tratada termicamente foram avaliadas no microscópio eletrônico de varredura com emissão de campo (MEV-FEG). Esta etapa foi realizada em equipamento disponível no DEMAR-EEL-USP.

Figura 13 - Corpos de prova rompidos após ensaio de tração



Fonte: Autor (2023).

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Tabela 4 mostra as perdas de massa decorrentes das etapas de fusão. Os resultados indicaram que as perdas de massas foram inferiores a 0,3%-massa, a partir de lingotes pesando cerca de 40 g.

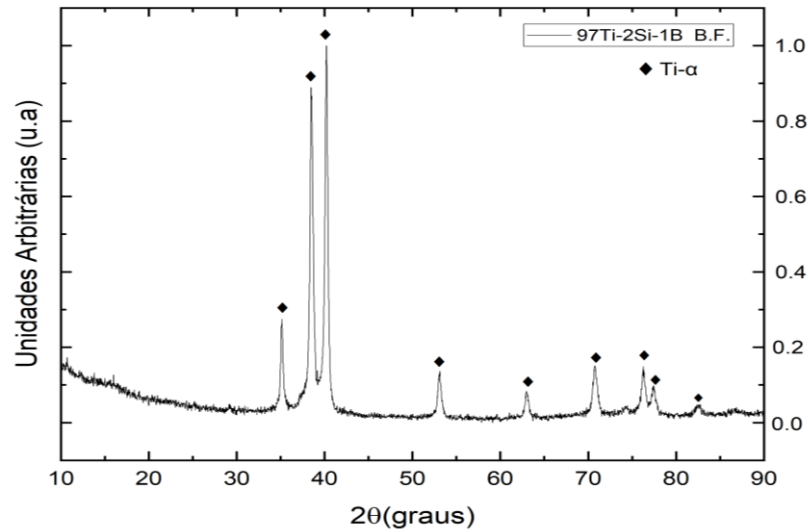
Tabela 4 - Perdas de massa (%) ocorridas durante as etapas de fusão

Liga (%-at.)	Lingotes (40g)	Perda de Massa (%)
97Ti-2Si-1B	1	0,0
	2	0,08
	3	0,0

Fonte: Autor (2023).

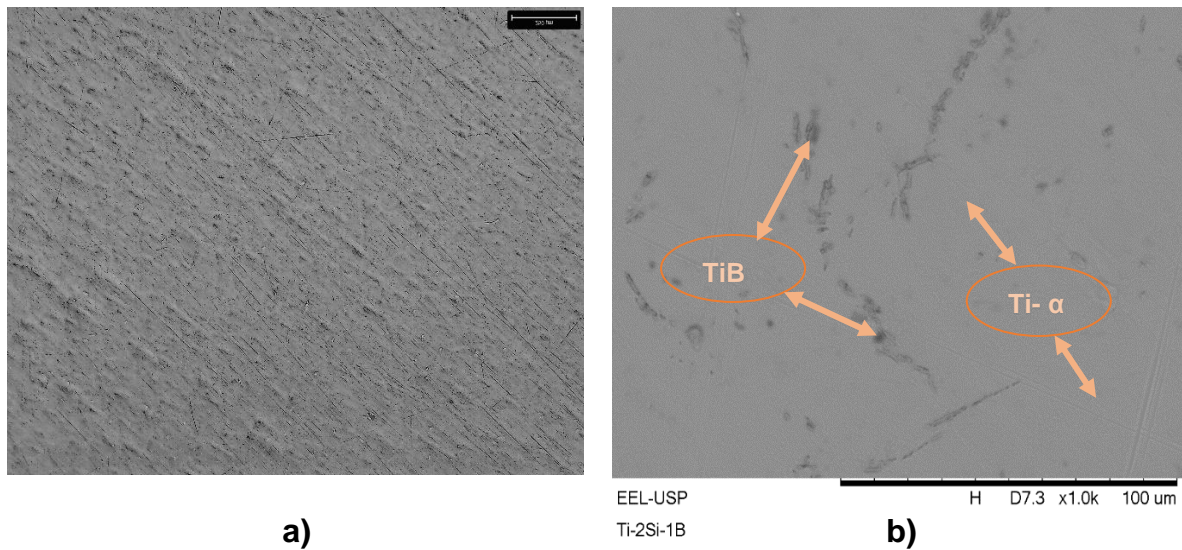
O difratograma de raios X e as micrografias obtidas por MO e MEV da liga 97Ti-2Si-1B no estado bruto de fusão estão mostrados nas Figuras 14 e 15, respectivamente. Os resultados de DRX indicaram que há apenas picos intensos de Ti- α . No entanto, a imagem de MEV indicou a presença de uma matriz de Ti- α e precipitados aciculares de TiB. De forma coerente, as regiões mais claras (de maior peso atômico médio) e mais escuras (de menor peso atômico médio) corresponderam o Ti- α e o TiB, respectivamente. De acordo com os resultados de EDS apresentados na Tabela 5, o Ti- α (matriz) dissolveu teores de 1,9-2,5 % at. de Si, enquanto que o TiB dissolveu teores de 1,0-1,8 % at. de Si. De acordo com o diagrama de fases do sistema Ti-Si, o Ti- α dissolve cerca de 4 % at. Si (MASSALSKI, 1990). A identificação do TiB também é facilitada pelos seguintes fatos: (i) diferença de contraste entre as fases; (ii) baixa solubilidade de Si nos boretos, em particular no TiB; (iii) ausência de fase no sistema Ti-Si (MASSALSKI, 1990) e Ti-Si-B com teores menores do que 25 e 22% at., respectivamente (RAMOS, 2001). De acordo com a projeção *liquidus*, Figura 6, do sistema Ti-Si-B, a presença do TiB em ligas ricas em Ti está relacionada com a precipitação simultânea de Ti- α e TiB quando a composição química do líquido atinge a monovariante L+ Ti- α +TiB. Ainda, a ausência de silicetos na microestrutura desta liga indica que a sua solidificação não atingiu a monovariante L+ Ti- α +Ti₆Si₂B (RAMOS, 2001).

Figura 14 - DRX da Liga 97Ti-2Si-1B no estado bruto de fusão



Fonte: Autor (2023).

Figura 15 - Micrografias obtidas da liga 97Ti-2Si-1B no estado bruto de fusão



Fonte: Autor (2023).

Legenda: a) Micrografia obtida por microscopia óptica (MO).

b) Micrografia obtida por microscopia eletrônica de varredura (MEV).

Tabela 5 - Teores (%-at.) de Ti e Si medidos por EDS das fases identificadas na liga 97Ti-2Si-1B no estado bruto de fusão

Fase	Ti (% at)	Si (% at)
Ti- α	98 - 97,8	2,5 - 1,9
TiB	98,9 - 97,7	1,8 - 1,0

Fonte: Autor (2023).

O difratograma de raios X e as micrografias obtidas por MO e MEV da liga 97Ti-2Si-1B tratada termicamente (1200 °C por 16 h) estão mostrados nas Figuras 16 e 17, respectivamente, enquanto que os resultados de EDS estão apresentados na Tabela 6. De forma similar à condição no estado bruto de fusão, os resultados de DRX desta liga tratada termicamente indicaram picos intensos de Ti- α . Como esperado, a microestrutura desta liga revelou a presença de Ti- α e precipitados de TiB, tanto no interior do grão como nos contornos de grãos de Ti- α . De acordo com os resultados de EDS, o Ti- α apresentou teores de Si de 2,0-2,3% at., enquanto que o TiB de 0,1-0,2% at. Si. Pode ser notada a presença de precipitados de TiB maiores após tratamento térmico, devido ao seu coalescimento favorecido pela difusão atômica. Conforme discutido anteriormente, estes resultados estão de acordo com os limites de solubilidade indicados pelos diagramas de fases dos sistemas Ti-Si (MASSALSKI, 1990) e Ti-Si-B (RAMOS, 2001). Todavia, considerando a solubilidade do Si no Ti- α próxima de 4 %-at à 1200°C, a partir do diagrama de fases Ti-Si, a liga em estudo está contida na região bifásica de Ti- α +TiB.

Figura 16 - DRX da liga 97Ti-2Si-1B após tratamento térmico

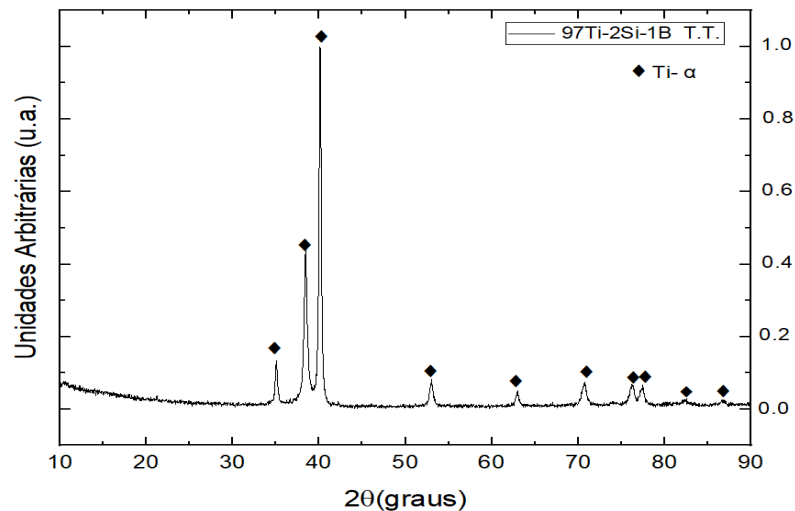
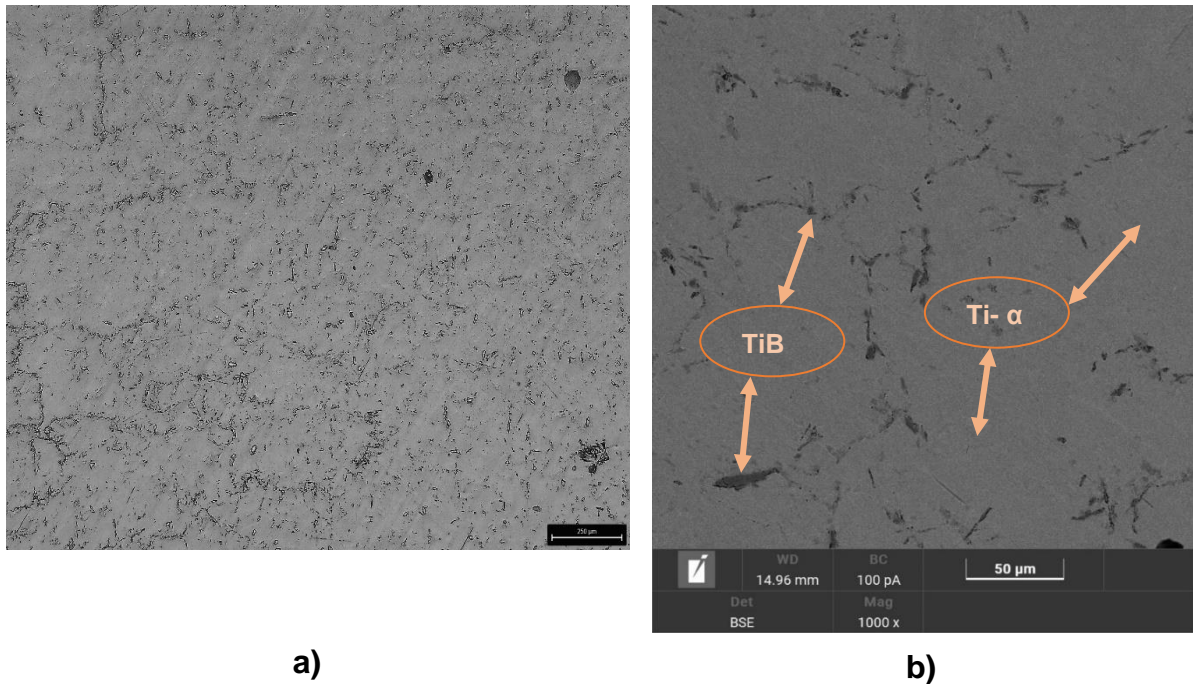


Figura 17 -Micrografias obtidas da liga 97Ti-2Si-1B após tratamento térmico



Fonte: Autor (2023).

Legenda: a) Micrografia obtida por microscopia óptica (MO).

b) Micrografia obtida por microscopia eletrônica de varredura (MEV).

Tabela 6 - Teores (% at.) de Ti e Si medidos por EDS das fases identificadas na microestrutura da liga 97Ti-2Si-1B após tratamento térmico

Fase	Ti (% at)	Si (% at)
Ti- α	97,9 - 97,6	2,3 - 2,0
TiB	99,9 - 99,7	0,2 - 0,1

Fonte: Autor (2023).

A Tabela 7 apresenta os resultados obtidos nos ensaios de microdureza Vickers da liga 97Ti-2Si-1B no estado bruto de fusão e após tratamento térmico (1200 °C por 16 h). Estes valores correspondem às durezas médias aferidas aleatoriamente na superfície das amostras polidas e atacadas com solução de Kroll. Apesar da presença de precipitados coalescidos de TiB, os resultados indicaram que os valores de microdureza Vickers não foram afetados, variando de $248 \pm 6,5$ HV (estado bruto de fusão) para $260 \pm 9,9$ HV (após tratamento térmico). Este fato pode estar também relacionado com a presença de Ti- α (matriz) dissolvendo teores similares de Si, com similar efeito de endurecimento por solução sólida. Quando coalescidos e com formato arredondado, os precipitados de TiB tendem a reduzir sua efetividade para dificultar o

movimento das discordâncias, quando o material foi submetido à deformação plástica por compressão. No entanto, devido a pequena quantidade de TiB na microestrutura da liga, este efeito parece não ter sido efetivo.

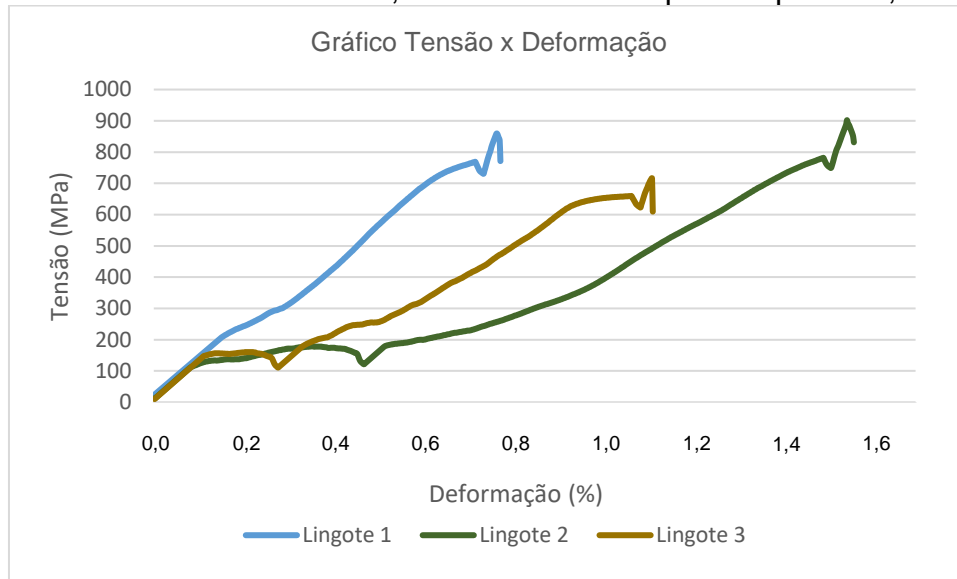
Tabela 7 - Valores de microdureza Vickers da liga 97Ti-2Si-1B no estado bruto de fusão e após tratamento térmico (1200 °C por 16 h)

Dureza (HV200)	Estado Bruto de Fusão	Estado Tratada Termicamente
Liga 97Ti-2Si-1B	248±6,5	260,8±9,9

Fonte: Autor (2023).

A Figura 18 mostra as curvas tensão *versus* deformação obtidas nos ensaios de tração dos três corpos de prova da liga 97Ti-2Si-1B tratada termicamente, os quais apresentaram comportamentos similares. A Tabela 8 apresenta as propriedades mecânicas de tração da liga 97Ti-2Si-1B tratada termicamente. Os resultados indicaram que o limite de escoamento e o limite de resistência à tração variaram de 628-713 MPa e 717-902 MPa, respectivamente. O módulo de elasticidade transversal variou de 94,8 a 111,2 GPa, enquanto que o alongamento e a redução em área ficaram entre 7,1-11,1 % e 3,9-10,8 %, respectivamente. Os valores dos diâmetros e dos comprimentos de referência adotados, para cada corpo de prova da liga 97Ti-2Si-1B tratada termicamente, antes e após ruptura, estão apresentados no Apêndice A.

Figura 18 - Curvas tensão *versus* deformação da liga 97Ti-2Si-1B tratada termicamente, referente aos corpos de prova 1, 2 e 3



Fonte: Autor (2023).

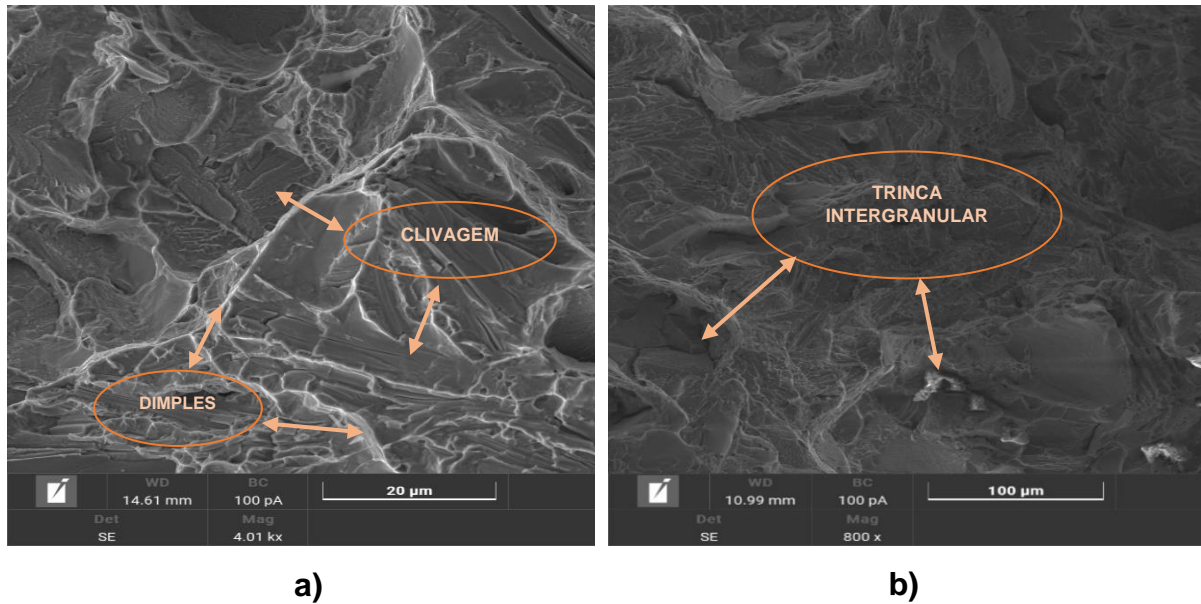
Tabela 8 - Propriedades mecânicas de tração dos corpos de prova da liga 97Ti-2Si-1B tratada termicamente

Corpo de Prova	Limite de Escoamento (MPa)	Módulo de Elasticidade (GPa)	Limite de Resistência (MPa)	Alongamento (%)	Redução da Área (%)
1	713	96,7	860	8,5	10,8
2	709	94,8	902	11,1	13,3
3	628	111,2	717	7,1	3,9

Fonte: Autor (2023).

A Figura 19 mostra a superfície de fratura da liga 97Ti-2Si-1B tratada termicamente, após o ensaio de tração. A superfície de fratura desta liga apresentou uma fratura mista, com aspecto dúctil-frágil. Foi notada a presença de *dimples* rasos na matriz de Ti- α , o que está relacionado com uma deformação plástica limitada em decorrência desta fase estar endurecida por solução sólida. Além disso, regiões de quase-clivagem e trincas intergranulares foram identificadas nos contornos dos grãos, as quais podem estar relacionadas com a presença preferencial de precipitados de TiB nestas regiões.

Figura 19 - Fractografias da liga 97Ti-2Si-1B após ensaio de tração



Fonte: Autor (2023).

Legenda: a) *Dimples* rasos e quase-clivagem.

b) Trincas intergranulares.

5.1 ANÁLISE COMPARATIVA DA LIGA 97TI-2SI-1B

A Tabela 9 mostra as propriedades mecânicas de tração (módulo de elasticidade, limite de escoamento, limite de resistência à tração e alongamento) da liga Ti-6Al-4V e outras baseadas em soluções sólidas substitucionais, para comparação com a liga 97Ti-2Si-1B avaliada neste estudo. Os resultados indicaram que tais propriedades mecânicas ficaram próximas, sugerindo que a mesma tem potencial para uso em componentes nas áreas automotiva, aeronáutica, aeroespacial e biomédica.

Tabela 9 - Propriedades mecânicas de tração de ligas de Titânio

Ligas	Módulo De Elasticidade (GPa)	Limite De Escoamento (MPa)	Limite De Resistência a Tração (MPa)	Alongamento(%)
97Ti-2Si-1B	94,8 - 111,2	628 - 713	717 - 902	7,1 - 11,1
Ti-6Al-4V	110	860	930	10 - 15
Ti-6Al-7Nb	105	795	860	10
Ti-5Al-2.5Fe	110	820	900	6
Ti-3Al-2.5V	100	585	690	15

Fonte: Autor (2023).

A liga Ti-5Al-2,5Sn que é comumente utilizada para carcaças, anéis de motores de turbina a gás e em reatores químicos, apresenta um limite de resistência à tração de 826 MPa, enquanto que a liga Ti-10V-2Fe-3Al de 1223 MPa (LÜTJERING; WILLIAMS, 2007). Já a liga Ti-6Al-4V, utilizada em diferentes componentes das indústrias aeroespacial e aeronáutica, e amplamente utilizada na área de saúde (YANG; HAO; LI, 2016), possui resistência à tração que oscila entre 860 a 930 MPa (LONG e RACK, 1998; NIINOMI, 1998). A Tabela 10 mostra o limite de resistência à tração de algumas ligas de titânio, em comparação com a liga 97Ti-2Si-1B avaliada neste estudo. É importante ser destacado que a adição de uma pequena quantidade de boro nas ligas Ti6Al4V e Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr proporcionou o aumento do limite de escoamento e do limite de resistência a tração destes materiais (XUE *et al.*, 2019 e SONG *et al.*, 2011), assim como foi notado quando o silício foi adicionado (CHEN *et al.*, 2023). De forma semelhante, a adição de TiB na liga Ti-6Al-4Sn-8Zr-0,8Mo-1W-1Nb-0,25Si também aumentou o limite de resistência à tração de 573,5 MPa para 659,1 MPa (ZHENG *et al.*, 2022).

Tabela 10 - Propriedades de tração de ligas de titânio acrescidas de Si ou B

Ligas	Limite De Resistência a Tração (MPa)
97Ti-2Si-1B	717 - 902
Ti-6Al-4V(+ 0,08%B)	1062
Ti-6Al-4V(+0,1Si)	955
Ti-4.5Fe-0.14N-0.11B	1176
Ti-6Al-4Sn-8Zr-0,8Mo-1W-1Nb-0,25Si(+2% TiB)	659,1

Fonte: Autor (2023).

A liga 97Ti-2Si-1B tratada termicamente indicou valores do módulo de elasticidade entre 94,8 e 111,2 GPa. De acordo com a literatura, o titânio puro apresenta valores próximos de 103 GPa. Para aplicações em implantes que requerem integração óssea, ligas de titânio contendo adição de Nb, Ta e Zr e que contém microestruturas baseadas em soluções sólidas substitucionais, apresentam valores de módulo de elasticidade inferiores de até 55 GPa como no caso das ligas Ti-Zr-Ta-Nb e Ti-13Nb-13Zr (MAJUMDAR; SINGH; CHAKRABORTY, 2008).

A Tabela 11 mostra os valores de microdureza Vickers de diferentes ligas, produzidas a partir de diferentes técnicas de processamento (fusão a arco e

metalurgia do pó). Pode ser notado que a liga 97Ti-2Si-1B apresentou o valor de $260,8 \pm 9,9$ HV, inferior aos apresentados pelas demais ligas que as diferentes ligas dotou-se, para fim comparativo, as ligas (Ti-6Al-4V, 85Ti-10Si-5B e 70Ti-20Si-10B). É bem conhecido que uma estrutura martensítica pode ser formada na microestrutura da liga Ti-6Al-4V, dependendo dos parâmetros termomecânicos adotados. No caso das ligas Ti-10Si-5B e Ti-20Si-10B, os maiores valores de microdureza Vickers ocorrem devido a quantidade significativa de precipitados de Ti_6Si_2B (além de alguns precipitados de TiB) em suas microestruturas.

Tabela 11 - Valores de microdureza Vickers de ligas de Titânio

Ligas	Microdureza Vickers (HV)
97Ti-2Si-1B	$260,8 \pm 9,9$
90Ti-6Al-4V	$326,9 \pm 17,8 - 375,67 \pm 15,18$
85Ti-10Si-5B	$586,30 \pm 143,49$
70Ti-20Si-10B	$783,85 \pm 157,87$

Fonte: Autor (2023).

6 CONCLUSÕES

As etapas de fusão a arco e subsequente tratamento térmico produziram lingotes homogêneos da liga 97Ti-2Si-1B.

As técnicas adotadas para caracterização foram eficientes para caracterizar as fases presentes na liga 97Ti-2Si-1B no estado bruto de fusão e após tratamento térmico (1200°C por 16 h).

Os valores de microdureza Vickers da liga 97Ti-2Si-1B no estado bruto de fusão ficaram entre $248 \pm 6,5$ HV, sem qualquer aumento significativo ($260 \pm 9,9$ HV) após tratamento térmico.

A liga 97Ti-2Si-1B tratada termicamente apresentou as seguintes propriedades mecânicas de tração: limite de escoamento entre 628 e 713 MPa, módulo de elasticidade entre 94,8 e 111,2 GPa, limite de resistência à tração entre 717 e 902 MPa e alongamento entre 7,1 e 11,1 %, sugerindo que esta liga apresenta potencial para uso em componentes usados nas áreas automotiva, aeronáutica, aeroespacial e da saúde.

7 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Com o objetivo da continuidade de estudos com ligas Ti-Si-B, seguem algumas sugestões para trabalhos futuros:

- a) avaliar o comportamento mecânico de tração da liga 97Ti-2Si-1B em altas temperaturas ($\sim 500^{\circ}\text{C}$);
- b) avaliar o comportamento mecânico de tração de ligas Ti+Ti₆Si₂B à temperatura ambiente e em altas temperaturas;
- c) avaliar o efeito de ligantes nas propriedades mecânicas de tração de ligas Ti+Ti₆Si₂B à temperatura ambiente e em altas temperaturas.

REFERÊNCIAS

- ALEIXO, G. T. **Estabilidade e metaestabilidade de fases em ligas Ti-Nb**. 2006. 87 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica (FEM), Universidade Estadual de Campinas (UNESP), Campinas, 2006.
- ANKEM, S.; GREENE, C. A. Recent developments in microstructure/property relationships of beta titanium alloys. **Materials Science and Engineering: A**, v. 263, n. 2, p. 127-131, 1999.
- ASTM. E8/E8M. **Standard test methods for tension testing of metallic materials**. Annual book of ASTM standards, 2021.
- BOYER, R. R.; BRIGGS, R. D. The use of β titanium alloys in the aerospace Industry. **Materials Engineering and Performance**, Seattle , v. 14, p. 681-685, 2005.
- CARDOSO, Flávia Farias. **Análise de parâmetros de influência na microestrutura e propriedades de ligas Ti-Mo-Zr aplicadas em próteses ortopédicas**. 2007. 107 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2007.
- CHEN, Qizhi; THOUAS, George A. Metallic implant biomaterials. **Materials Science and Engineering R**, 87, 2014. 1-57.
- CHEN, Zhenwen *et al.* Influence of trace silicon addition on microstructure and properties of Ti6Al4V fabricated by wire arc additive manufacturing. **Journal of Materials Research and Technology**, [s. l.], v. 23, março/abril 2023. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2238785423000650>>. Acesso em: 30 abr. 2023.
- COLLINGS EW. **The physical metallurgy of titanium alloys**. Ohio: American Society for Metals; 1984.
- DAVIES, J.R., **Handbook of Materials for Medical Devices**, ASM International, Materials Park, Ohio, 2003, p. 21–50.
- DONACHIE JR MJ. **Titanium. A Technical Guide**. ASM International; Ohio; 1988.
- FERNANDES, B. B. *et al.* Effects of high temperature plasma immersion ion implantation on wear resistance of Ti-Si-B sintered alloys. **Surface & Coatings Technology**, n. 228, p. 195-200, 2013.
- FERNANDES, B. B. ; UEDA, M. ; FERNANDES, P. B. ; REUTHER, H. ; RAMOS, A. **S. Modification of surface properties of Ti-16Si-4B powder alloy by plasma immersion ion implantation**. *Intermetallics (Barking)*, v. 19, p. 693-697, 2011.

FIORENTINO, A.; CERETTI, E.; GIARDINI, C. Experimental and Numerical Method for the Analysis of Warm Titanium Sheet Stamping of an Automotive Component. **Advance in Materials Science and Engineering**, v. 2015, p. 1-10, 2015.

FROES, F. H. *et al.* Titanium in the Family Automobile: The Cost Challenge. **The Journal of The Minerals, Metals & Materials Society (JOM)**, p.40-44, 2004.

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

HEIRICH, G. *et al.* CVD diamond coated titanium alloys for biomedical and aerospace applications. **Surface & Coatings Technology**, Erlanger, v. 94, p. 514-520, 1997.

HUANG, Liqing *et al.* High-tensile-strength and ductile novel Ti-Fe-N-B alloys reinforced with TiB nanowires. **Materials Science and Engineering: A**, [s. l.], v. 708, 21 dez. 2017. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0921509317313059>>. Acesso em: 25 abr. 2023.

KATO, M. K. N. *et al.* **Osseointegration features of orthopedic Ti–10Si–5B implants**. *Materials Science and Engineering: C*, v. 29, n. 3, p. 980-986, 2009.

KHORASANI. A.M. *et al.* Titanium in Biomedical applications – Properties and fabrication: A review. **Journal of Biomaterials and Tissue Engineering**, v.5, p.593-619, 2015.

LEYENS, C.; PETERS, M. (Eds.). **Titanium and titanium alloys fundamentals and applications**. Cologne : Wiley-VCH , v. 1, 2003.

LONG, M.; RACK, H. J. “**Titanium alloys in total joint replacement - a materials science perspective**”, *Biomaterials* v.19, pp. 1621-1639, 1998.

LÜTJERING, Gerd; WILLIAMS, James C.. **Titanium: engineering materials and processes**.springer. 2. ed. Berlim: Springer, 392 p. 2007.

MACHADO, A. R.; WALLBANK, J. Machining of titanium and its alloys—a review. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture**, v. 204, n. 1, p. 53-60, 1990.

MAJUMDAR P.; SINGH S.B., CHAKRABORTY M., **Elastic modulus of biomedical titanium alloys by nano-indentation and ultrasonic techniques**—A comparative study. *Materials Science and Engineering A* 489 (2008) 419–425.

MAQUIAVEL, Nicolau. **O Príncipe**. 2. ed. Jandira, SP: Principis, 2021. 112 p. ISBN 978-65-5552-550-2.

MARCON, HULISSES BONETI. **Processamento, caracterização microestrutural e avaliação das propriedades mecânicas de compressão de ligas de Ti-6Zr-2Si-**

1B, Ti-6Zr-6Si-3B e Ti-6Zr-10Si-5B tratadas termicamente, UNIFAL - Poços de Caldas/MG, 2019. 58 f.

MASSALSKI, T. B. *et al.* **Binary alloy phase diagrams**. Materials Park, Ohio ASM International. 1990. Vol.1-3.
Materiais (DEMAR), Faculdade de Engenharia Química de Lorena (FAENQUIL), Lorena, 2001.

MEDEIROS, M. M. **Estudo de propriedades mecânicas e caracterização microestrutural de ligas do sistema Ti-Si-B**. Orientador: Miguel Justino Ribeiro Barboza. 2007. 93 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Materiais) - Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de Lorena, 2007.

MENG. Q. *et al.* Biocompatible and biodegradable inorganic nanostructures for nanomedicine: Silicon and black phosphorus. **Nano today**, v.25, p. 135-155, 2019.

NIINOMI M. **Mechanical properties of biomedical titanium alloys**. Mat Sc Eng A, 1998

O DIA EM QUE A TERRA VAI ATINGIR 8 BILHÕES DE HABITANTES, SEGUNDO A ONU. **BBC News Brasil**. São Paulo, 11 de jul. de 2022. Disponível em: <<https://www.bbc.com/portuguese/internacional-62067710>>. Acesso em: 11 fev. 2023.

PÄBLER K, MANN E. **Der Dentale Titangubb – Grundlagen, Technologie und werkstoffundliche Bewertung**. Quintessenz Zahntech, 1991.

PONOMAREV. V.A. *et al.* Microstructure, chemical and biological performance of boron-modified TiCaPCON films. **Applied Surface Science**, V. 465, p. 486-497, 2019.

RAMOS, A. S. *et al.* Effect of zirconium addition on the phase transformations in as-cast and heat-treated Ti–Zr–Si–B alloys. **Journal of Alloys and Compounds**, v. 601, p. 94-99, 2014.

RAMOS, A.S. **Determinação seção isotérmica a 1250°C e da projeção liquidus do sistema Ti-Si-B da região delimitada por 100%Ti-80%Si-80%B**. 2001. 125f. Tese (Doutorado em Engenharia de Materiais) – Departamento de Engenharia de 56

RONOH, Kipkurui, *et al.* Advances in sustainable grinding of different types of the titanium biomaterials for medical applications: A review. **Biomedical Engineering Advances**. V. 4, 2022. 100047. ISSN 2667-0992. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.bea.2022.100047>>. Acesso em: 08 fev. 2023.

SÁ, Dárcio Hersch Gomes de Souza. **Caracterização metalúrgica e mecânica de ligas Ti-Nb-Sn laminadas a quente para uso biomédico**. 2013. 103 f. Tese (Doutorado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, 2013.

SACHVED, A. K. *et al.* Titanium for automotive applications: challenges and opportunities in materials and processing. **The Journal of The Minerals, Metals & Materials Society (JOM)**, v. 64, p. 553 – 565, 2012.

SIEBERT, A. R. J. **Caracterização morfológica, estrutural, mecânica e tribológica da liga Ti-6Al-4V produzida por LENS e comercial**. 102 f. Dissertação mestrado (engenharia e ciências mecânicas), Universidade Federal de Santa Catarina, Joinville, 2017.

SILVA, V. V., Aplicação de Biomateriais em ortopedia e engenharia de tecido ósseo. **Revista Saúde e Meio Ambiente – RESMA**, Três Lagoas, v.5, n.2, p. 14-27, agosto\dezembro 2017.

SONG, Xiu *et al.* Effects of TiB on the mechanical properties of Ti–29Nb–13Ta–4.6Zr alloy for use in biomedical applications. **Materials Science and Engineering: A**, [s. l.], v. 528, 25 jun. 2011. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0921509311004084>>. Acesso em: 16 abr. 2023.

VERBRUGGE, M. *et al.* Mass Decomponding and Vehicle Lightweighting. **Materials Science Forum**, p. 411-418, 2009.

XUE, Aitang *et al.* Influence of trace boron addition on microstructure, tensile properties and their anisotropy of Ti6Al4V fabricated by laser directed energy deposition. **Materials & Design**, [s. l.], 5 nov. 2019. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0264127519303818?via%3Dihub>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

YANG, Rui, HAO, Yu-Lin; LI, Shu-Jun. Biomedical titanium alloys and their additive manufacturing. **Rare Metals**. [S.l.], v. 35, n. 9, p. 661-671, 15 jul. 2016.

ZHENG, Yunfei *et al.* Effect of TiB, TiC and Y2O3 on tensile properties and creep behavior at 650 °C of titanium matrix composites. **Journal of Alloys and Compounds**, [s. l.], v. 908, 5 jul. 2022. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2022.164699>>. Acesso em: 1 maio 2023.

APÊNDICE A - Ensaio de tração: valores do diâmetro e do comprimento iniciais, e após ruptura dos corpos de prova da liga 97Ti-2Si-1B tratada termicamente

Corpo de Prova	Antes da Ruptura		Após Ruptura	
	Diâmetro Inicial (mm)	Comprimento Inicial (mm)	Diâmetro Final (mm)	Comprimento Final (mm)
1	4,13	20,00	3,90	21,70
2	4,08	20,00	3,80	22,22
3	4,08	20,00	4,00	21,41

Fonte: Autor (2023).