

**UNIVERSIDADE DO GRANDE RIO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**PROPRIEDADES MECÂNICAS DE DIFERENTES TÉCNICAS DE
SOLDAGEM EM BARRAS DE Ni-Cr, FUNDIDAS A MAÇARICO OU
POR INDUÇÃO ELETROMAGNÉTICA CONTROLADA.**

TESE

ANDRÉ MANOEL LIMA DA FONSECA

2022

UNIVERSIDADE DO GRANDE RIO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

PROPRIEDADES MECÂNICAS DE DIFERENTES TÉCNICAS DE
SOLDAGEM EM BARRAS DE Ni-Cr, FUNDIDAS A MAÇARICO OU
POR INDUÇÃO ELETROMAGNÉTICA CONTROLADA.

ANDRÉ MANOEL LIMA DA FONSECA

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade do Grande Rio (UNIGRANRIO), como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Doutor em Odontologia (Área de Concentração: Odontologia Clínica e Experimental).

Orientador
Prof. Dr. Victor Talarico Leal Vieira

ii

2022

CATALOGAÇÃO NA FONTE UNIGRANRIO – NÚCLEO DE COORDENAÇÃO DE BIBLIOTECAS

A ficha catalográfica deve ser preparada pelo(a) bibliotecário(a). Ela deverá ser inserida neste local.

Somente deverá constar na versão impressa em capa dura preta, inserida no verso da folha de rosto.

A solicitação da ficha catalográfica deverá ser realizada através do e-mail da Biblioteca, bt.caxias@unigranrio.edu.br. Acesse o link abaixo para verificar os procedimentos necessários,
<http://blogs.unigranrio.com.br/bibliotecavirtual/618/>

**PROPRIEDADES MECÂNICAS DE DIFERENTES TÉCNICAS DE
SOLDAGEM EM BARRAS DE Ni-Cr, FUNDIDAS A MAÇARICO OU
POR INDUÇÃO ELETROMAGNÉTICA CONTROLADA.**

ANDRÉ MANOEL LIMA DA FONSECA

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade do Grande Rio (UNIGRANRIO), como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Doutor em Odontologia (Área de Concentração: Clínica Odontológica).

Aprovada em de de 2022

Banca examinadora

Prof. Dr. Carlos Antônio Freire Sampaio
Universidade do Estado do Rio de Janeiro - UERJ

Profa. Dra. Inger Teixeira Campos Tuñas
Universidade do Estado do Rio de Janeiro - UFRJ

Prof(a). Dr(a). Victor Talarico Leal Vieira
Universidade do Grande Rio - UNIGRANRIO

Prof(a) Sabrina de Castro Brasil
Universidade do Grande Rio - UNGRANRIO

Prof(a). Dr(a). Henrique dos Santos Antunes
Universidade do Grande Rio - UNIGRANRIO

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho em especial a minha família que me apoiou em toda essa jornada e a todos que torceram por mim .

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pela sabedoria, perseverança e dedicação para concluir mais uma etapa acadêmica da minha vida.

À minha mãe, meu pai, esposa, filhos e toda a minha família por acreditarem no meu potencial e por depositarem a força que eu precisava para vencer os obstáculos.

A todos os meus docentes, colegas discentes e funcionários da Universidade do Grande Rio.

Aos parceiros que foram de grande importância no desenvolvimento deste trabalho: Universidade do Grande Rio Professor José de Souza Herdy (UNIGRANRIO), CNPJ: 29.403.763/0001-65; Em especial ao Prof. Dr Carlos Nelson Elias (“Prof Elias”) e o Prof. Dr. Victor Talarico Leal Vieira do Instituto Militar de Engenharia do Exército (IME); RHB Prótese Dentária LTDA, CNPJ: 03.345.813/0001-01, MPI Serviços de Prótese Dentária LTDA 32.256.107/0001-91, Blue Dent Dental, CNPJ: 05.753.434/0001-86; Talmax produtos para Prótese Odontológica LTDA, CNPJ : 00.130.762/0001-02; MIG TOOLS Indústria e Comércio LTDA, CNPJ: 26.367.325/0001-09 e Laboratório de Prótese Dentária Neolab - Dr Luiz Claudio Assunção Andrade CRO RJ CD 41990 e CRO RJ TPD 1781.

EPÍGRAFE

“A persistência é o menor caminho
para o êxito”. (Charles Chaplin)

U

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA	16
2. JUSTIFICATIVA	20
3. OBJETIVO(S)	22
4. MATERIAIS E MÉTODOS	23
5. RESULTADOS	39
6. DISCUSSÃO	41
7. CONCLUSÃO(ÕES)	46
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	47
9. ANEXO(S)	51

RESUMO

Objetivo: avaliar a resistência mecânica de diferentes soldas para barras (segmento de Barra Protocolo de Branemark), em uma liga de Ni-Cr, fundida à maçarico ou indução eletromagnética (IE) controlada. **Materiais e métodos:** 48 barras foram fundidas à maçarico e em Ni-Cr Fit-Cast SB. Os CPs foram soldados em pares longitudinalmente redimensionando (30x4x2mm) por diferentes técnicas (Brasagem, Laser e TIG), formando 3 grupos: G1 MB (n8), G2 ML (n8) e G3 MT (n8). Outros 48 CPs fresados em PMMA CAD/CAM e fundidos por IE em Ni-Cr Fit-Cast V CB, formando outros 3 grupos soldados em pares longitudinalmente redimensionando (30x4x2mm): G1 IB (n8), G2 IL (n8) e G3 IT (n8). Foram feitos ensaios de resistência a tração (N) na máquina universal EMIC DL 10000 e microdureza (HV) no microdurômetro digital Shimadzu MHV-G 21. Os CPs foram analisados em MEV QUANTA FEI 250. Foram utilizados os testes de: normalidade Shapiro-Wilk, ANOVA e *pos hoc* SNK, todos com $\alpha=5\%$. **Resultados:** Na resistência N e HV a solda brasagem foi melhor seguida da laser e TIG quando o Ni-Cr fundido por maçarico e em HV no cordão foi maior para brasagem ($p<0,05$). **Conclusão:** Os processos de soldagem não modificaram a HV das barras. A resistência foi maior nos ensaios N e HV para a solda brasagem seguida das soldas Laser e TIG em Ni-Cr à maçarico e por IE quando o Ni-Cr contém Be na composição. No cordão a HV foi maior na junta de solda brasagem seguida da Laser em Ni-Cr à maçarico.

Palavras-chave: Barra Protocolo; Liga de Ni-Cr; Indução Eletromagnética Controlada; Brasagem; Laser; TIG; Cordão; Resistência a Tração e Microdureza.

ABSTRACT

Objective: to evaluate the mechanical strength of different welds for bars (Branemark Protocol Bar segment), in a Ni-Cr alloy, melted by torch or controlled electromagnetic induction (IE). Materials and methods: 48 bars were torch-cast and Ni-Cr Fit-Cast SB. The CPs were welded in pairs longitudinally resizing (30x4x2mm) by different techniques (Brazing, Laser and TIG), forming 3 groups: G1 MB (n8), G2 ML (n8) and G3 MT (n8). Another 48 CPs milled in PMMA CAD/CAM and cast by IE in Ni-Cr Fit-Cast V CB, forming another 3 groups welded in pairs longitudinally resizing (30x4x2mm): G1 IB (n8), G2 IL (n8) and G3 IT (n8). Tensile strength (N) tests were carried out in the EMIC DL 10000 universal machine and microhardness (HV) in the Shimadzu MHV-G 21 digital microhardness tester. The CPs were analyzed in SEM QUANTA FEI 250. The following tests were used: Shapiro-Wilk normality , ANOVA and post hoc SNK, all with $\alpha=5\%$. Results: In N and HV resistance, brazing was better followed by laser and TIG when the Ni-Cr melted by torch and in HV in the bead was higher for brazing ($p<0.05$). Conclusion: The welding processes did not change the HV of the bars. The resistance was higher in the N and HV tests for the brazing weld followed by the Laser and TIG welds in Ni-Cr by torch and by IE when Ni-Cr contains Be in the composition. In the bead the HV was higher in the brazing weld joint followed by the laser in Ni-Cr by torch.

Keywords: Protocol Bar; Ni-Cr Alloy; Controlled Electromagnetic Induction; brazing; Laser; TIG; Cord; Tensile Strength and Microhardness.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Maçarico para solda (A). Centrífuga elétrica power cast red (B).....	25
Figura 2.	Forno elétrico para anéis 3000 10p (A). Barras em Ni-Cr pós-fundição convencional a maçarico (B).....	26
Figura 3.	Projeto das barras (A). barras fresadas em resina sintética pmma (B)....	26
Figura 4.	Fresagem das barras em CAD/CAM.....	26
Figura 5.	CPs na base do anel de silicone (A). Inclusão dos Cps (B).....	27
Figura 6.	Centrífuga elétrica power cast red indução (A e B).....	27
Figura 7.	Cps de prova na base dos sprues pós fundição IE e jateamento com óxido de alumínio.....	28
Figura 8	As duas metades do cp de prova posicionados por uma base acrílica (A). Manutenção do posicionamento do cp de prova com duralay (B). Soldagem do cp por brasagem (C).....	29
Figura 9.	Base posicionadora em gesso pedra tipo IV e mini maçarico (A). Máquina de solda Laser Sisma LM 500/700 (B).....	30
Figura 10.	Máquina de solda tig nty 60k kernit Brasil.....	31
Figura 11.	Lixadeira e politriz modelo plf.....	32
Figura 12.	Estereoscópio Opztr.....	32
Figura 13.	Observação da região do cordão de solda dos CPs previamente a fratura. MT (A), IT (B), MB (C), IB (D), IL (E), ML (F).....	33
Figura 14.	Máquina de ensaios de tração EMIC DL .10000 (A). CP em fixação para ensaio (B).....	33

Figura 15.	Microdurômetro digital shimadzu modelo MHV-G 21.....	34
Figura 16.	Imagem da distribuição dos grãos da liga de Ni-Cr dos grupos MB (A), IT (B), IB (C), IL (D), MT (E) e MT (F).....	35
Figura 17.	Identações criadas durante o ensaio de Microdureza Vickers. Micrografia IB (A), MB(B), IT (C) e IB (D).....	35
Figura 18.	MEV equipamento QUANTA FEI 250.....	36
Figura 19.	Fratura IL (A). Fratura MB (B). Fratura ML (C), Fratura IB (D). Fratura IT (E). Fratura MT (F).....	36
Figura 20.	Fratura IT (A). Fratura ML (B). Fratura MT (C). Fratura IB (D). Fratura MB (E). Fratura IL (F).....	37
Figura 21.	Fratura IB (A). Fratura IL (B). Fratura IT (C). Fratura MB (D). Fratura IL (E). Fratura ML (F).....	37

LISTA DE QUADROS

Quadro 1. Composição química e propriedades da <i>liga</i> FIT-CAST SB.....	23
Quadro 2. Composição química e propriedades da <i>liga</i> FIT-CAST V.....	23

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Comparação das barras fundidas por indução ou maçarico. Letras diferentes sobrescritas indicam diferença estatística entre os tipos de solda.....	39
Tabela 2	Comparação das barras soldadas pelo mesmo processo. Letras diferentes sobrescritas indicam diferença estatística entre os tipos de fundição das barras.....	39
Tabela 3	Comparação da Microdureza Vickers (HV) das regiões da ZTA da barra. Letras sobrescritas diferentes indicam diferença nas regiões estudadas.....	40

LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS

A	Ampere
ANOVA	Análise de Variância
Be	Berílio
CAD	Desenho Assistido por Computador
CAM	Manufatura Assistida por Computador
CB	Com Berílio
Co-Cr	Cobalto Cromo
Cp	Corpos de Prova
EDX	Espectroscopia de raios X por dispersão em energia
GLP	Gás Liquefeito de Petróleo
Hz	Hertz
IME	Instituto Militar de Engenharia
IB	Indução Brasagem
IE	Indução Eletromagnética
IL	Indução Laser
IT	Indução TIG
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
kgf	Kilograma força
kPa	Kilopascal
Laser	<i>light amplification by stimulated emission of radiation</i>
MB	Maçarico Brasagem
ML	Maçarico Laser

MT	Maçarico TIG
Mm	Milímetro
min	Minuto
Mo	Molibidênio
ms	Milímetro por Segundo
MPa	Mega Pascal
n	Número de amostras
N	Newton
Nd:YAG	<i>Yttrium aluminum garnet neo domain</i>
Ni-Cr	Níquel Cromo
p	p valor
s	Segundo
SB	Sem Berílio
SEM	<i>Scanning Electron Microscopy</i>
TIG	<i>Tungsten Inert Gás</i>
Ti cp	Titânio Comercial Puro
V	Volt
W	Watts
X	Vezes
YAG	Yttrium Aluminium Garnet
ZTA	Zona Térmica Afetada
α	Alfa
μ CT	Micro CT
μ m	Micrômetro

1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

Desde o início da década de 80 a implantodontia (BRÅNEMARK *et al.*, 1995) vem proporcionando um impacto positivo para a reabilitação protética. Atualmente um protocolo modificado, inovador e minimamente invasivo: All-on-Four, com apenas quatro implantes pode-se fornecer uma reabilitação com infraestrutura protética fixa sobre implantes de arcada completa e elevada satisfação do paciente.

A infraestrutura metálica implanto-suportada pode ser confeccionada por diferentes métodos: O convencional que consiste na fundição a maçarico em ambiente aberto, apresentando a desvantagem dos metais expostos a gases como oxigênio que pode formar porosidades e a fundição por indução eletromagnética que possui a vantagem de um ambiente controlado por um gás inerte (Argônio), reduzindo a contaminação da liga e permitindo controle da temperatura, consequentemente levando a padronização do procedimento (THOMPSON *et al.*, 2013; SILVA *et al.*, 2016).

É um tratamento que configura a fase final da terapia com implantes osseointegrados, proporcionando benefícios médicos, funcionais e psicossociais previsível, com uma taxa alta de sobrevivência do implante, inclusive para pacientes geriátricos. Contudo os fatores mecânicos relacionados a este procedimento devem ser respeitados quanto à relação com esforços funcionais do osso, distribuição equilibrada das tensões sobre os componentes protéticos e adaptação passiva da infraestrutura de prótese sobre implante, fatores que têm sido considerados críticos e significativo para a longevidade de estruturas metálicas sobre implantes, sua relação com o periodonto e todo o conjunto do protocolo de implantes (CASTRO *et al.*, 2013).

Durante o tratamento com implantes várias complicações podem ser causadas por consequência de falhas na infraestrutura metálica do protocolo, levando a problemas na adaptação protética como: distorção, fratura da barra, de componentes ou parafusos protéticos e consequentemente podendo estimular complicações biológicas, inflamando os tecidos ao redor do ligamento periodontal como a peri-implantite e a inevitável perda óssea marginal, comprometendo diretamente a manutenção dos implantes instalados (GOMES *et al.*, 2019).

Vários são os métodos que têm sido propostos para melhorar a adaptação de infraestruturas de próteses (GOMES *et al.*, 2019), em especial as sobre implantes. Podem ser divididos em algumas categorias: a secção das barras que compõem a infraestrutura, seguidas do reposicionamento com soldagem, a confecção por fundição pela Indução Eletromagnética ou á maçarico direta em monobloco e por prototipagem rápida 3D, fresadas e assistidas por computador pelo sistema CAD/CAM (MORAES *et al.*, 2020).

Desde o final do século passado, quando se esperava uma melhor passividade da infraestrutura metálica do protocolo de implante, em muitos casos era necessário aplicar o processo da solda a maçarico, também chamada “solda forte”. Este processo pode apresentar um fator crítico, visto que esta técnica usa um segundo metal compatível com o da base mas com temperatura de fusão mais baixa, podendo ocorrer um superaquecimento na Zona térmica afetada, distorção, oxidação das faces a serem unidas e porosidades nas juntas. Contudo, a técnica foi sendo aperfeiçoada e melhorada ao longo dos anos e até é hoje utilizada nas grandes indústrias e na odontologia (SAMPAIO 2009; KOKOLIS *et al.*, 2015; GOMES *et al.*, 2019; BYUNGMIN, 2021).

Diante destas limitações, conforme a literatura estudada, houve grande necessidade de desenvolver novas técnicas e equipamentos de soldagens mais modernos como a solda Laser Nd:YAG para unir metais em geral, com um feixe de Laser direcionado somente a ZTA e com um ambiente controlado por gás inerte como o argônio, garantindo um processo de união autógena, com evidências científica de boa resistência corrosiva, manutenção relativa da forma e uma boa previsibilidade. (LIU *et al.*, 2011; ATOUI *et al.*, 2013; KOKOLIS *et al.*, 2015; MARTINS *et al.*, 2017; RODRIGUES *et al.*, 2017; GOMES *et al.*, 2019).

Devido às dificuldades envolvidas e do alto custo do equipamento de solda a Laser e das ligas metálicas para estruturas protéticas sobre implantes, estudos recentes mostraram que é possível soldar não só ligas odontológicas como o Titânio (ATOUI *et al.*, 2013; RODRIGUES *et al.*, 2017), mas também outras ligas como o Co-Cr e o Ni-Cr (MARTINS *et al.*, 2017), podendo também serem soldadas em um processo de união mais acessível como a solda TIG (CASTRO *et al.*, 2013; SAMPAIO 2009) que também é capaz de produzir calor apenas na zona de solda e em um ambiente controlado. Este equipamento de solda apresenta custo bastante inferior ao da solda a Laser, o que contribui significativamente para a redução do custo final do trabalho reabilitador (ROCHA *et al.*, 2006).

A solda TIG é uma técnica já usada em diferentes níveis de fabricação industrial de produtos em metais. O arco elétrico é formado por um fluxo de gás inerte como o argônio ao redor de um eletrodo não consumíveis como o tungstênio e da peça de metal a ser soldada, minimizando a contaminação e oxidação durante o processo de soldagem, podendo ou não utilizar metal de adição. (ROCHA *et al.*, 2006; SAMPAIO 2009; ATOUI *et al.*, 2013; MATOS *et al.*, RODRIGUES *et al.*, 2017).

Para confecção da barra protocolo com ligas substitutas a base de níquel cromo e a possibilidade da adição de outros elementos metálicos para melhorar as características como o Be (PAULINO *et al.*, 2007; SILVA *et al.*, 2016), vários estudos apresentaram críticas e conflitos na literatura, apresentando desvantagens como a considerável possibilidade oxidativa (MATOS *et al.*, 2015; MARTINS *et al.*, 2017; GOMES *et al.*, 2019), mas também mostram vantagens como a boa estabilidade e resistência mecânica, mas principalmente a substituição das ligas de metais nobres como o ouro devido ao baixo custo, biocompatibilidade, boa resistência à flexão e uma considerável resistência à corrosão, sendo também, biocompatível com o meio oral ((LIU *et al.*, 2011; RECLARU *et al.*, 2012; KOKOLIS *et al.*, 2015; MATOS *et al.*, 2015).

Com os diferentes tipos de soldas disponíveis no mercado odontológico, e a compatibilidade das técnicas com ligas metálicas alternativas (não nobres) como o Co-Cr ou o Ni-Cr na confecção de infraestruturas de próteses sobre implantes, as características deste material devem também ser respeitadas, evitando sobrecargas e consequentemente a falha na estrutura, levando ao provável insucesso do trabalho protético, podendo trazer também complicações biológicas com a deficiência de osseointegração peri-implantes (CASTRO *et al.*, 2013).

Portanto, mais estudos elucidativos devem ser recomendados nesta área a fim de enriquecer o tema tratado e esclarecer todos os conflitos, apontando para uma previsibilidade de sucesso no tratamento com implantes dentários.

2. JUSTIFICATIVA

Barras com design do segmento de infra-estrutura de prótese fixa sobre implantes (Barra Protocolo de Branemark), confeccionadas por ligas metálicas substitutas como o Ni-Cr (MARTINS *et al.*, 2017) são utilizadas para sistemas de conexões protéticas, podendo ser submetidas a diferentes tipos de soldas, como a Brasagem, Laser e TIG, para uma boa passividade e conseqüentemente estabilidade nos preparos protéticos e implantes.

Atualmente os estudos que envolvem ligas substitutas como as ligas de Ni-Cr ainda são pouco explorados devido a oferta de ligas de Ti com grande resistência mecânica corrosiva na técnica correta indicada, mas com alto custo e cuidados na manipulação (RODRIGUES *et al.*, 2017; MORAES *et al.*, 2020). Portanto as ligas substitutas como o Ni-Cr ainda são muito utilizadas na reabilitação protética, pela boa biocompatibilidade com o meio oral e baixo custo, porém os trabalhos mais recentes com o Ni-Cr são escassos na literatura (ROCHA *et al.*, 2006, CASTRO *et al.*, 2013; MARTINS *et al.*, 2017) necessitando de mais estudos para atualizar as informações e trazer evidências com técnicas experimentais mais fidedignas.

Outro ponto é que estas ligas de Ni-Cr são comercializadas com indicação para fundição por maçarico ou por indução eletromagnética controlada e com diferentes teores de Be. A adição desse elemento reduz o ponto de fusão da liga e melhora a adesividade com a cerâmica odontológica. Contudo, recomendasse que as propriedades mecânicas destas ligas odontológicas sejam investigadas para um melhor defecho do tratamento com prótese sobre implantes dentários.

Portanto estas técnicas aplicadas podem demonstrar um grande interesse em

pesquisas nesta área, uma vez que neste contexto, o conhecimento de suas características associadas ainda é pouco conhecido e também contraditório na literatura.

3. OBJETIVO(S)

O propósito deste estudo foi avaliar a resistência mecânica de diferentes soldas para barras (segmento de Barra Protocolo de Branemark), em uma liga de Ni-Cr, fundida à maçarico ou indução eletromagnética controlada.

3.1 Objetivos específicos

Testar as seguintes hipóteses nulas:

- 1- Não existe diferença na resistência mecânica das soldas em ligas de Ni-Cr com diferentes teores de Be;
- 2- não existe diferença da microdureza ao longo do CP (cordão de solda e barra de Ni-Cr);
- 3- não existe diferença de resistência à tração entre juntas de solda na técnica de soldagem convencional por Brasagem, Laser e TIG, com liga metálica Ni-Cr, fabricadas pelo método de fundição por maçarico;
- 4- não existe diferença de microdureza Vickers entre juntas de solda na técnica de soldagem por Brasagem, Laser e TIG, com liga metálica Ni-Cr, fabricadas pelo método de fundição por maçarico;
- 5- não existe diferença de resistência à tração entre juntas de solda na técnica de soldagem por Brasagem, Laser e TIG, com liga metálica Ni-Cr, fabricadas pelo método de IE;
- 6- não existe diferença de resistência à microdureza entre juntas de solda na técnica de soldagem por Brasagem, Laser e TIG, com liga metálica Ni-Cr, fabricadas pelo método de IE;

4. MATERIAIS E MÉTODOS

O material dos corpos de prova (CPs) foi constituído por barras de ligas metálicas odontológicas consideradas do tipo substitutas (SAMPAIO 2009 - técnica ajustada) conforme mostram os quadros: 1 Composição química e propriedades da liga Ni-Cr FIT-CAST SB registro ANVISA: 10351890009 e quadro 2 Composição química e propriedades da liga Ni-Cr FIT-CAST V, registro ANVISA: 10351890009 (Talmax Produtos de Prótese Dentária LTDA, Curitiba, PR, Brasil - CNPJ 00.130.762/0001-02).

QUADRO 1. Composição química e propriedades da liga Ni-Cr FIT-CAST SB

Ni - 60,75%	Cr - 25%	Mo - 10%	Si - 2%	Ti - 1%
Coeficiente de Expansão 14,0 (25° C - 500° C)				
Peso Específico 8,3 (g/cc)				
Alongamento 2%				
Elasticidade 306 MPa				
Resistência 587 MPa				
Dureza Vickers 407 MPa				
Temperatura de Fundição 1.250° C				

QUADRO 2. Composição química e propriedades da liga Ni-Cr FIT-CAST V

Ni - 73%	Cr - 14%	Mo - 8,5%	Al - 1,7%	Be - 1,80%
Coeficiente de Expansão 14,1 (25° C - 600° C)				
Peso Específico 7,9 (g/cc)				
Alongamento 5 %				
Elasticidade 880 MPa				
Resistência 587 MPa				
Dureza Vickers 441 MPa				
Temperatura de Fusão: 1.257 ° C				

Primeiramente foram fabricadas no laboratório comercial (M.P.I Serviços de Prótese Dentária LTDA, Rio de Janeiro RJ, Brasil – CNPJ 32.256.107/0001-91) 48 CPs na forma de barras retangulares em resina acrílica Duralay, conformada por uma forma matriz de silicone (Zetalabor Zhermack, Dental Cremer Produtos Odontológicos S.A, Blumenau, SC, Brasil - CNPJ 14190675000155) e outros 48 CPs fresados no disco de acrílico PMMA (Multilayer Blue Dent, Pirassununga, SP, Brasil - CNPJ 05.753.434/0001-86) pelo sistema CAD/CAM (Ceramil Amanngirrbach, Curitiba, PR, Brasil).

Os 48 primeiros CPs em Duralay foram fundidos pela técnica convencional a maçarico no laboratório P.M.I Serviços de Prótese dentária e os outros 48 fresadas em PMMA foram fundidos pela técnica de indução eletromagnética (IE) em um laboratório comercial (RHB Prótese Dentária, Rio de Janeiro, RJ Brasil - CNPJ 03.345.813/0001-01).

Os CPs foram medidos pelo paquímetro digital (Palácio das Ferramentas, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) apresentando as dimensões: 15 mm de comprimento, 2 mm de espessura e 4 mm de largura, organizados em pares e posicionados por matriz acrílica de forma linear. Em seguida os CPs foram soldadas nas técnicas: convencional a Maçarico/Brasagem e modernas: Laser (*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*) e TIG (*Tungsten Inért Gás*), redimensionando um comprimento de 30 mm para análise de resistência a tração e microdureza vickers.

4.1. Preparo dos CPs para soldagem

4.1.1. Técnica de fundição convencional por maçarico Foram confeccionados 48 CPs em acrílico duralay através de uma matriz com forma em silicone (Zetalabor

Zhermack) conformadas por um anel de silicone L200 (Dental Cremer Produtos Odontológicos S.A, Blumenau, SC, Brasil). as barras foram incluídas em revestimento Micro Fine 1700 embalagens de 90gr e o líquido próprio da marca, manipulado em vácuo conforme a especificação no site do fabricante (Talmax Produtos de Prótese Dentária LTDA, Curitiba, PR, Brasil – CNPJ 00.130.762/0001-02). Após a presa completa, colocados em um forno de fundição modelo 3000 10p (EDG Soluções em Odontologia e Prótese Dentária, São Carlos, SP, Brasil), elevando-se a temperatura em escalonamento até um patamar máximo entre 850 - 900° para evaporação completa do acrílico conforme especificações do fabricante já mencionado anteriormente (Figura 2A).

Os CPs foram fundidos com uma liga odontológica Ni-Cr FIT-CAST SB pela chama de um maçarico (Figura 1A) de gás (GLP) e gás oxigênio com 4-5 PSI e 25-30 PSI de pressão respectivamente. Após o metal atingir a fase líquida em um equipamento de centrifugação elétrica (Power Cast Red, EDG Soluções em Odontologia e Prótese Dentária, São Carlos, SP, Brasil) (Figura 1B), foi acionado o sistema e o metal injetado para o interior do bloco de revestimento por centrifugação. Depois da fundição o cilindro de revestimento foi retirado da centrífuga e deixado em uma bancada para o resfriamento natural até a temperatura ambiente para posterior desinclusão dos CPs. (SAMPAIO 2009 - metodologia ajustada)

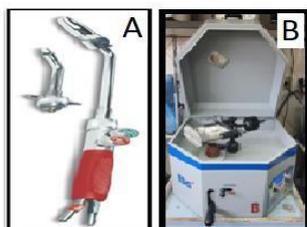


Figura 1. Maçarico para solda (A). Centrífuga elétrica power cast red (B)

Após a retirada do revestimento os CPs de Ni-Cr (Figura 2B) foram jateados com partículas de óxido de alumínio de 100 µm, numa pressão de 80 lbs/pol2 por cerca de 30 segundos para uma completa limpeza das amostras.

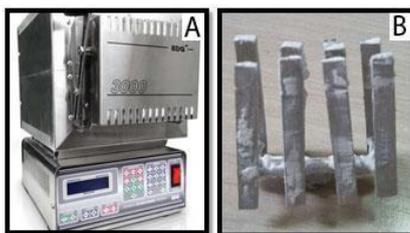


Figura 2. Forno elétrico para anéis 3000 10p (A). Barras em Ni-Cr pós-fundição convencional a maçarico (B).

4.1.2 Técnica de fundição por indução eletromagnética (IE)

Conforme projeto em sistema de computador mostra a Figura 3A e como mostra a Figura 3B, 48 CPs foram fresados (Figura 04) em disco de resina sintética PMMA (Multilayer Blue Dent, Pirassununga, SP, Brasil) pelo sistema CAD/CAM (Ceramil Amannirrbach, Curitiba, PR, Brasil).

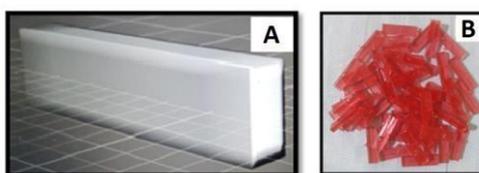


Figura 3. Projeto das barras (A). barras fresadas em resina sintética pmma (B).



Figura 4. Fresagem das barras em CAD/CAM.

Conformados por um anel de silicone (Figura 5A e B) e incluídos em revestimento (Revestimento Bellavest SH Bego embalagens 90g + líquido, Wilcos do

Brasil Indústria e Comércio LTDA, Petrópolis, RJ, Brasil – CNPJ 01074837000148) manipulado a vácuo conforme especificações técnicas no manual do fabricante (acesso em Dezembro/2021 - <https://www.wilcos.com.br/catalogo/detalhes/57>).

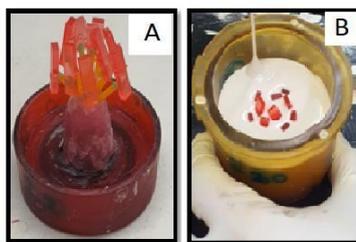


Figura 5. CPs na base do anel de silicone (A). Inclusão dos Cps (B).

Para a evaporação da resina os anéis foram colocados no interior de um forno elétrico para anéis de fundição modelo 3000 10p (EDG Soluções em Odontologia e Prótese Dentária, São Carlos, SP, Brasil) elevando-se a temperatura até um patamar entre 850 - 900° C conforme programação especificada pelo fabricante para fundição da liga metálica Ni-Cr FIT- CAST V, em um equipamento automático, sistema de fundição por indução eletromagnética em Centrifuga Power Cast - EDG Soluções em Odontologia e Prótese Dentária. (Figuras 6A e B)

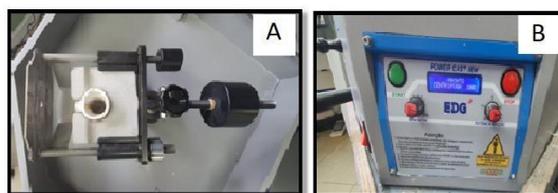


Figura 6. Centrifuga elétrica Power cast red indução (A e B)

Após a retirada do revestimento, as barras de Ni-Cr foram jateadas com partículas de óxido de alumínio de 100 µm, numa pressão de 80 lbs/pol², para uma completa limpeza das amostras. (Figura 7)



Figura 7. Cps de prova na base dos sprues pós fundição IE, pós jateamento com óxido de alumínio.

4.2. Técnicas de soldagem

4.2.1. Solda Brasagem

32 CPs foram posicionadas dois a dois linearmente em uma matriz de resina (duralay Dental Cremer Produtos Odontologicos S.A, Blumenau, SC, Brasil - CNPJ 14190675000155) (Figura 8A) para formar 16 CPs e em seguida fixados com o mesmo material (Figura 8B), respeitando os espaços ao meio das amostras conforme a técnica de fundição, de 0,27mm de espessura (calibrado por um disco de carborundum extrafino (Dental Cremer Produtos Odontologicos S.A, Blumenau, SC, Brasil - CNPJ 14190675000155) com 22mm de raio e 0,27mm de espessura formando inicialmente 1 grupo de 8 CPs fundidos à maçarico (EDG Soluções em Odontologia e Prótese Dentária, São Carlos, SP, Brasil) formando: G1 MB Maçarico/Brasagem e em seguida e pela mesma técnica de posicionamento mais 8 CPs fundição IE dando origem ao grupo: G2 IB Indução/Brasagem. (MARTINS *et al.*, 2017 - metodologia ajustada)

O revestimento (Micro Fine 1700 embalagem de 90 grs + líquido próprio (Talmax Produtos de Protese Dentaria LTDA, Curitiba, PR, Brasil), foi manipulado conforme especificações do fabricante e vertido em uma forma matriz de silicone para confecção da base posicionadora (Figura 8C).

A base posicionadora foi levada ao forno elétrico para anéis, modelo 3000 10p (EDG Soluções em Odontologia e Prótese Dentária, São Carlos, SP, Brasil) e aquecida a uma temperatura entre 850 e 900 graus para eliminação de toda resina de fixação e todos os gases promovidos com a queima. Em seguida como mostra a Figura 8C, os CPs foram posicionados em uma pedra refrataria resistente ao calor e a chama de um maçarico a gás (GLP) e gás oxigênio com 4-5 PSI + 25- 30 PSI de pressão para fundição e solda (EDG Soluções em Odontologia e Prótese Dentária, São Carlos, SP, Brasil) foi direcionada com a porção mais quente (camada da chama redutora de cor azul clara) de forma oblíqua e com movimentos circulares, de modo a promover um aquecimento uniforme do conjunto amostra-revestimento.

Quando os CPs atingiram a coloração vermelho-alaranjada, a solda FIT Talmax Brasil previamente recoberta com o fluxo (Talmax Produtos de Protese Dentaria LTDA, Curitiba, PR, Brasil) foi posicionada na região a ser soldada, no sentido oposto ao do maçarico (Figura 8C). A solda através do calor foi unida ao metal base por capilaridade e interação molecular. A chama foi mantida por 2 a 3 segundos e usado fluxo para eliminação de todo resíduo da poça de soldagem. (SAMPAIO 2009 - metodologia ajustada)

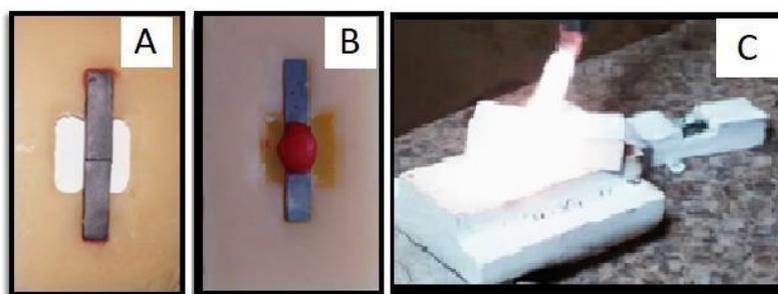


Figura 8: As duas metades do cp de prova posicionados por uma base acrílica (A). Manutenção do posicionamento do cp de prova com duralay (B). Soldagem do cp por brasagem (C).

4.2.2. Solda Laser

As soldas foram realizadas em um laboratório comercial (RHB Laboratório de Prótese Dentária LTDA). 32 CPs foram posicionadas dois a dois linearmente em uma matriz de resina duralay para formar 16 CPs em uma base matriz posicionadora de gesso tipo IV Durone rosa (Dentsply Sirona, São Paulo, SP, Brasil – CNPJ 31.116.239/0001-55) (Figura 9A) respeitando o espaço zero entre as metades dos CPs conforme a técnica de fundição, formando inicialmente 1 grupo para 8 CPs fundidos à maçarico: G2 ML Maçarico/Laser (n=8) e em seguida e pela mesma técnica de posicionamento foram formados mais 8 CPs fundição IE dando origem ao grupo: G2 IL Indução/Laser (n=8). Em seguida foi removido o duralay através de um mini maçarico (Figura 9A) e os CPs foram colocados na câmara de soldagem à Laser (Figura 9B).

Foi realizada solda autógena por fusão do metal a laser em atmosfera de argônio usando os seguintes parâmetros: 45 W; 1,5 ms; 8 Hz; diâmetro de tiro de 0,4 mm; 3,9 J em equipamento de solda laser (Sisma LM 500 Gindumac Alemanha), de acordo com testes preliminares (MARTINS *et al.*, 2017 - metodologia ajustada).

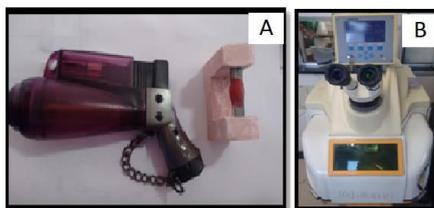


Figura 9. Base posicionadora em gesso pedra tipo IV e mini maçarico (A). Máquina de solda Laser Sisma LM 500/700 (B).

4.2.3 Solda TIG

As soldas foram realizadas em um laboratório de prótese comercial (Laboratório de Prótese Dentária Neolab). Mais 32CPs foram posicionadas em pares

linearmente em uma matriz de resina duralay duralay (Dental Cremer Produtos Odontologicos S.A, Blumenau, SC, Brasil) para formar 16 CPs em uma base com matriz posicionadora de gesso tipo IV Durone rosa (duralay Dental Cremer Produtos Odontologicos S.A, Blumenau, SC, Brasil) respeitando o espaço zero entre as duas metades dos CPs conforme a técnica de fundição, formando inicialmente 1 grupo de 8 CPs fundidos à maçarico: G3 MT Maçarico/TIG e em seguida e pela mesma técnica de posicionamento foram formados mais 8 CPs fundição IE dando origem ao grupo: G3 IT Indução/TIG.

Foi removido o duralay através de um mini maçarico e os CPs colocados para a soldagem TIG (Tungsten Inért Gás), utilizando o equipamento de solda Tig Nty 6K (Kernit Indústria Mecatrômica, Indaiatuba, SP, Brasil com gás argônio (Figura 10). (SAMPAIO 2009 - metodologia ajustada)

A máquina foi regulada para uma corrente de solda de 20 Ampères, tempo de fechamento do arco elétrico de 0,2s e vazão de argônio de 10 litros por minuto. A ponta do eletrodo de tungstênio a uma distância mínima dos corpos de prova, sem que haja o toque deste, pois poderia ocorrer uma contaminação indesejável do eletrodo ou das amostras. O arco formado aqueceu o metal na pequena área correspondente a região a ser soldada, por aproximadamente 2 segundos, acarretando a fusão e união das duas partes formando uma solda autógena. (ROCHA *et al.*, 2006 - metodologia ajustada)



Figura 10. Máquina de solda tig nty 60k kernit brasil

5. Polimento das amostras

Todas os CPs foram polidos em uma politriz lixadeira metalográfica modelo PLF (Fortel Ind. e Com. LTDA, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 11), lixados sob irrigação constante com água e papéis abrasivos em carboneto de silício com uma ordem da granulometria de 1200, 2.500 e 3.000. Em seguida, os CPs foram polidos com disco de feltro embebido na suspensão de alumina a base de óxido de alumínio 0,5 μm e na superfície das barras calibrados conforme ABNT NBR 15488:2007-2017 para rugosidade da superfície metálica. Os CPs foram lavados em água corrente e secos naturalmente à temperatura ambiente.



Figura 11. Lixadeira e politriz modelo plf

6. Análise das amostras por estereoscopia

Para análise inicial pós soldagem da Zona Térmica Afetada (ZTA), as amostras foram examinadas por microscopia Óptica, equipamento: Optican modelo: OPZTR (Opticam Microscopy Technology, São Paulo, SP, Brasil – CNPJ 13.205.153/0001-17) (Figura 12) no laboratório de biomateriais da Universidade do Grande Rio – UNIGRANRIO Brasil.



Figura 12. Estereoscópio Opztr

6.1. Imagens capturadas pelo Estereoscópio Opcam Opztr.

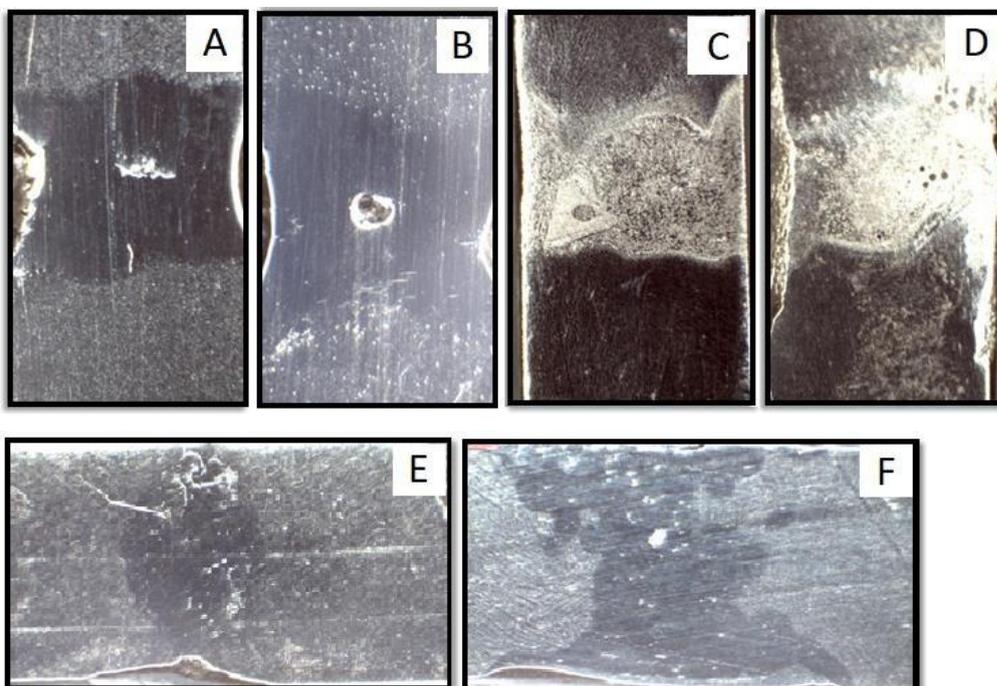


Figura 13. Observação da região do cordão de solda dos CPs previamente a fratura. MT (A), IT (B), MB (C), IB (D), IL (E) e ML (F).

7. Ensaios de tração

Para os ensaios de tração foi usada a Máquina EMIC DL.10000 100KN Instron Brasil (Instron Brasil Equipamentos Científicos Ltda, São Jose dos Pinhais, PR, Brasil – CNPJ 01.659.667/0001-63) com uma célula força de 10 KN no laboratório do Instituto Militar de Engenharia – IME Brasil. Programa: Tesc versão 3.04. Método: tração corpo de prova retangular.

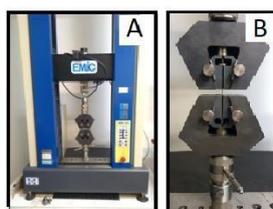


Figura 14. Máquina de ensaios de tração EMIC DL .10000 100KN (A). CP em fixação para ensaio (B)

Foi realizado o ensaio de tração com os CPs em um comprimento total de 30 mm e um comprimento útil 10 mm entre as garras da máquina de ensaio. O intuito desse ensaio do metal base tem como finalidade medir a resistência mecânica da solda, isto é, a porcentagem de esforço suportado pela solda com relação ao esforço necessário para a falha no metal base, como o esforço para que o material escoe. Uma célula de 10 KN foi usada com uma taxa de extensão constante de 1 mm / min até a fratura em temperatura ambiente (NBR ISO 6892-1: 2013 Versão Corrigida 2:2018 ABNT).

O Programa Tesc versão 3.04 (EMIC, São José dos Pinhais, Santa Catarina, Brasil) Método de Ensaio: tração do corpo de prova retangular gerou uma curva tensão-deformação automaticamente, a partir da qual a resistência à tração final em MPa e o alongamento máximo em (%) foram calculados no momento da ruptura gerando resultados brutos demonstrados por tabelas e gráficos em anexo.

8. Ensaio de microdureza vickers

Com a máquina de análise de microdureza - Microdurômetro Digital Shimadzu modelo MHV-G 21 (Shimadzu do Brasil Comércio LTDA, Barueri, SP, Brasil - CNPJ 58.752.460/0002).



Figura 15. Microdurômetro digital shimadzu modelo MHV-G 21

8.1. O equipamento gerou imagens conforme é demonstrado nas figuras 16 e 17.

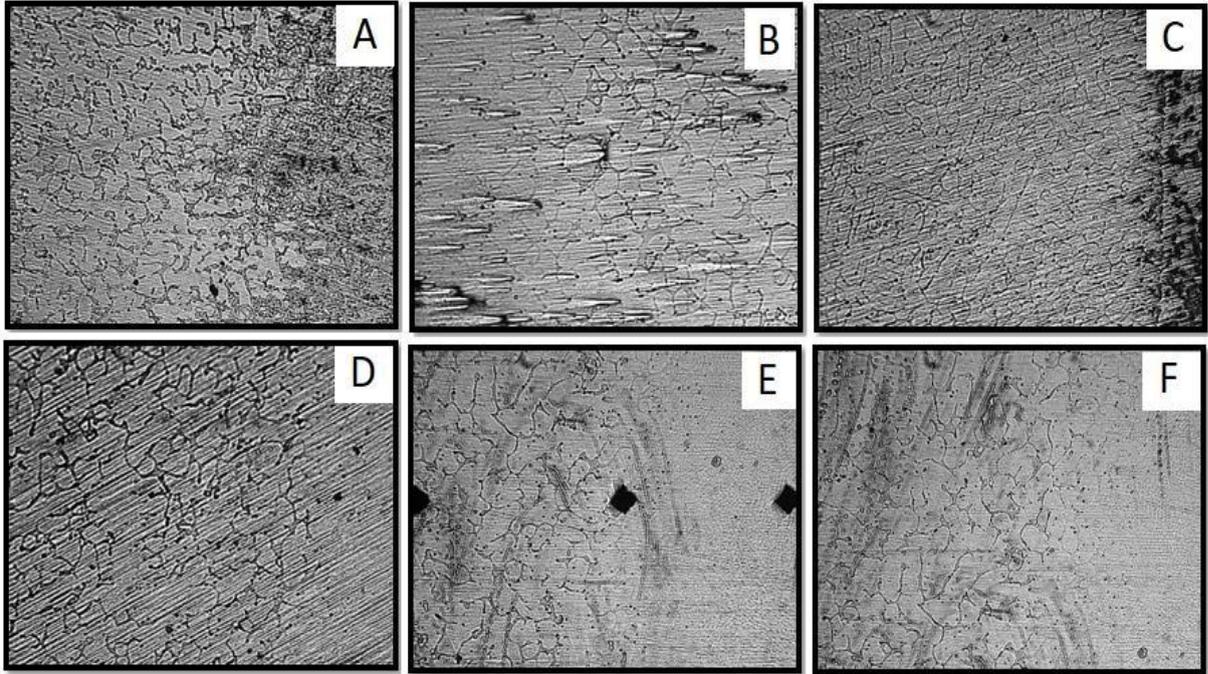


Figura 16. Imagem da distribuição dos grãos da liga de Ni-Cr dos grupos MB (A), IT (B), IB (C), IL (D), MT (E) e MT (F).

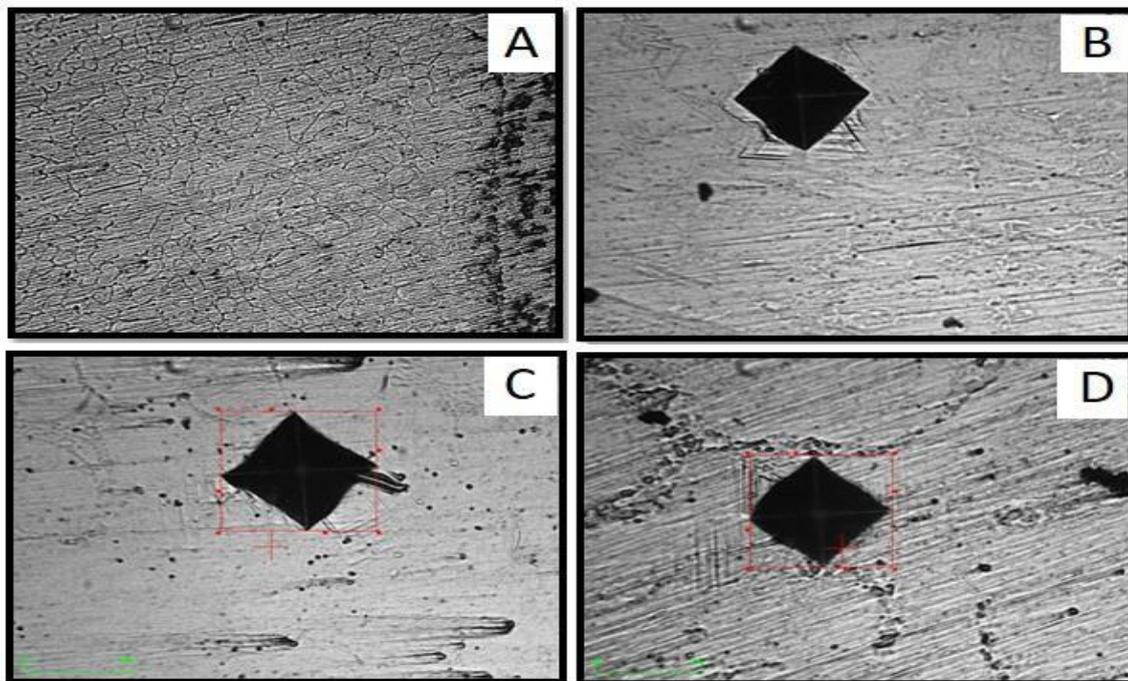


Figura 17. Identações criadas durante o ensaio de Microdureza Vickers. Micrografia IB (A), MB(B), IT (C) e IB (D).

9. Análise em microscopia eletrônica de varredura (MEV)

9.1. Os CPs pós-fratura foram examinados em MEV equipamento QUANTA FEI 250 para análise da ZTA no laboratório de microscopia eletrônica do IME Brasil (Figura 18). Foram geradas as imagens figuras 19, 20 e 21.



Figura 18. MEV equipamento QUANTA FEI 250

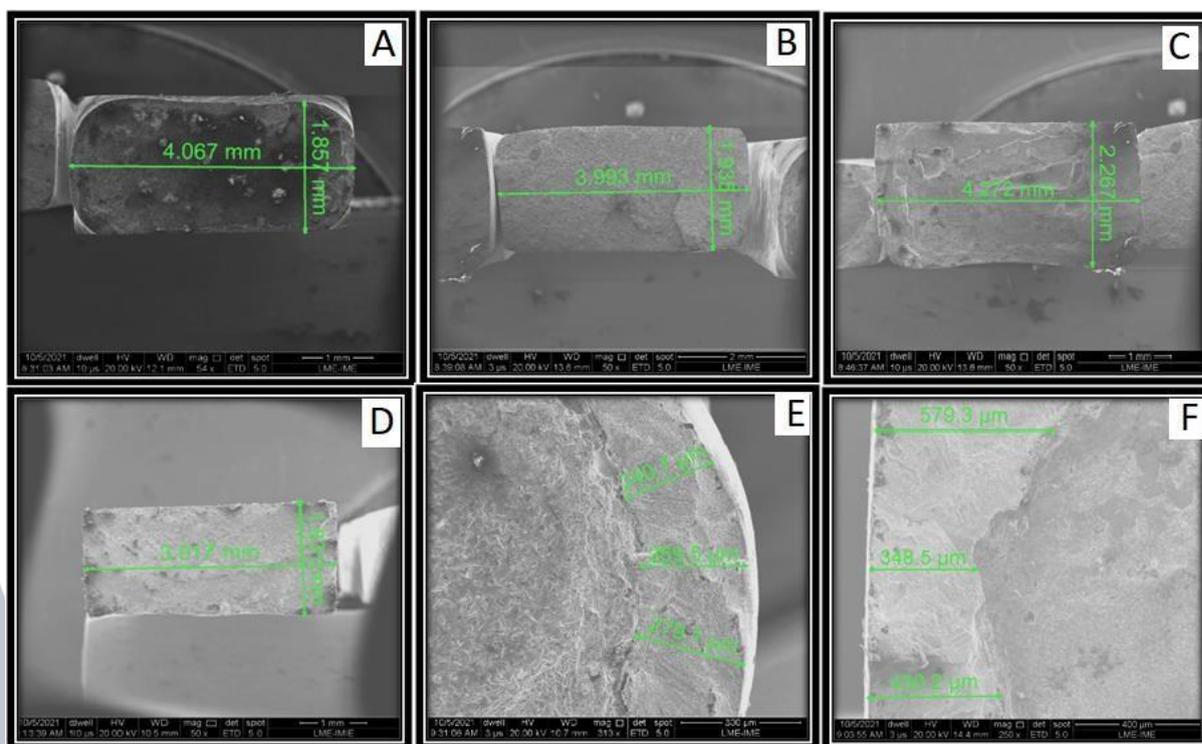


Figura 19 Fratura IL (A). Fratura MB (B). Fratura ML (C). Fratura IB (D). Fratura IT (E). Fratura MT (F).

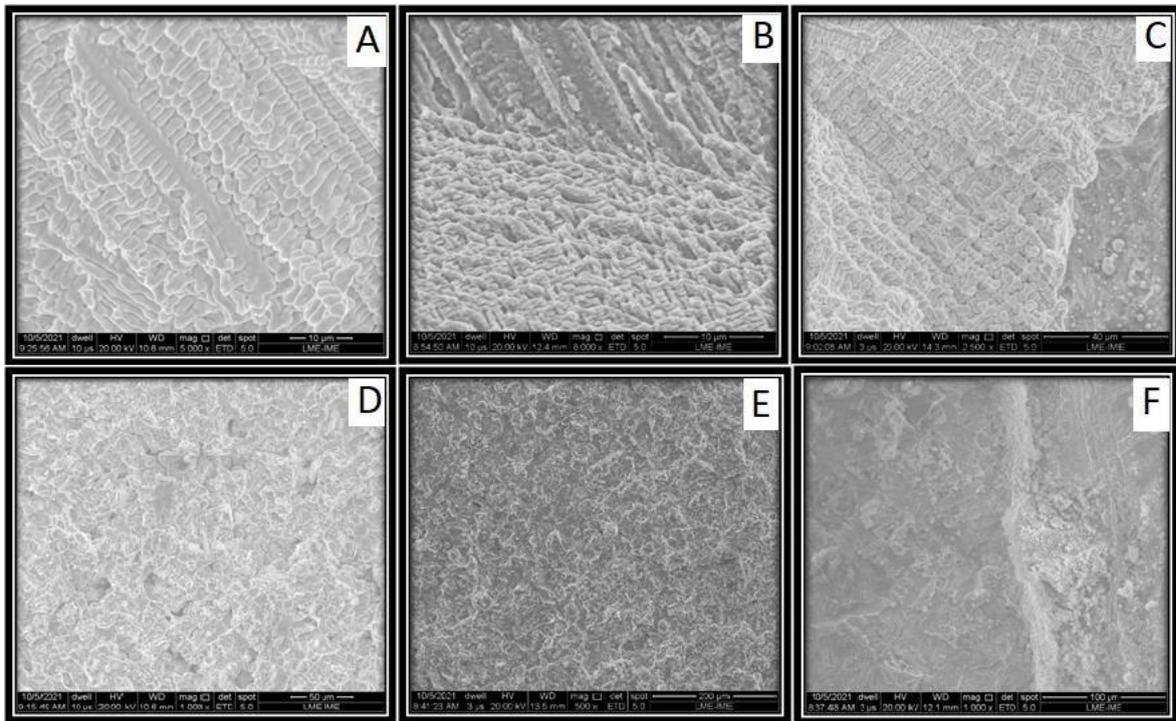


Figura 20. Fratura IT (A). Fratura ML (B). Fratura MT (C). Fratura IB (D). Fratura MB (E). Fratura IL (F).

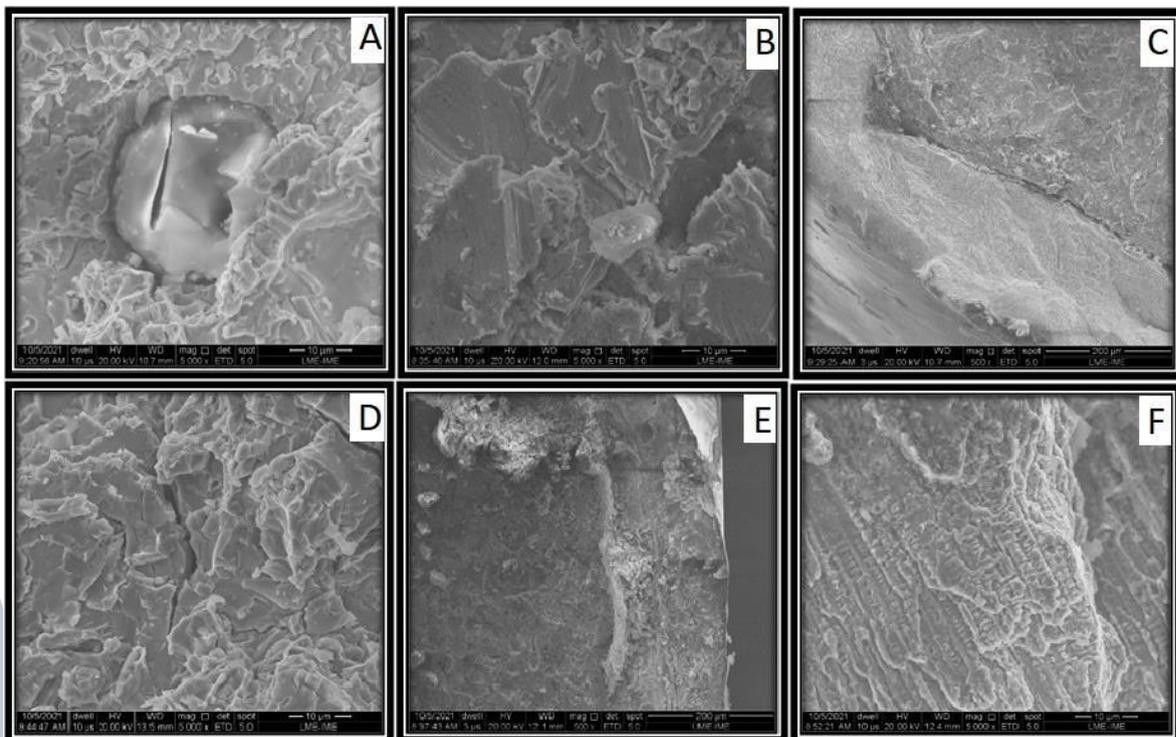


Figura 21. Fratura IB (A). Fratura IL (B). Fratura IT (C). Fratura MB (D). Fratura IL (E). Fratura ML (F).

10. Coleta de dados e análise estatística

Os dados de resistência à tração (N) e Microdureza Vickers (HV) foram coletados dos resultados brutos em anexo e calculados obtendo-se as médias, desvio padrão dos grupos submetidos a uma análise de variância (ANOVA) de um teste de comparações múltiplas. Na comparação entre grupos pareados foi utilizado o Teste de Tukey considerando valores significativos de $p \leq 0,05$ utilizando o *Primer of Bioestatistics Software Program 5.0* (São Francisco, Califórnia, EUA), ISBN-13 : 978-0071381512, Stanton A. Glantz (Autor), *McGraw-Hill Medical*; 5ª edição (21 junho 2002).

11. RESULTADOS

Os resultados dos ensaios mecânicos de Microdureza Vickers (HV) e Tração (N) estão apresentados a seguir nas tabelas 1, 2 e 3.

Tabela 1. Comparação das barras fundidas por indução ou maçarico. Letras diferentes sobrescritas indicam diferença estatística entre os tipos de solda.

	IB	IT	IL
Microdureza (HV)	425,3 ± 67,78 ^A	266 ± 20,87 ^B	296,7 ± 21,77 ^B
Tração (N)	470,1 ± 130,6 ^A	265,2 ± 91,59 ^B	206,3 ± 34,96 ^B
	MT	MB	ML
Microdureza (HV)	277,3 ± 10,51 ^A	450 ± 78,68 ^B	33,5 ± 29,8 ^C
Tração (N)	132,1 ± 86,2 ^A	206,3 ± 69,91 ^A	267,8 ± 17,9 ^B

Tabela 2. Comparação das barras soldadas pelo mesmo processo. Letras diferentes sobrescritas indicam diferença estatística entre os tipos de fundição das barras.

	MT	IT
Microdureza (HV)	277,3 ± 10,51 ^A	166 ± 20,87 ^A
Tração (N)	132,1 ± 86,2 ^A	298,5 ± 0,05149 ^A
	ML	IL
Microdureza (HV)	335,5 ± 29,8 ^A	296,7 ± 21,77 ^B
Tração (N)	267,8 ± 17,9 ^A	206,3 ± 69,91 ^A
	IB	MB
Microdureza (HV)	245,3 ± 67,78 ^A	450 ± 78,68 ^A
Tração (N)	470,1 ± 130,6 ^A	206,3 ± 69,91 ^B

Tabela 3. Comparação da Microdureza Vickers (HV) das regiões da ZTA da barra. Letras sobrescritas diferentes indicam diferença nas regiões estudadas.

Microdureza (HV)	ML – BORDA	ML – CORDÃO
	311,6 ± 13,99 ^A	359,4 ± 19,35 ^B
	MB – BORDA	MB – CORDÃO
	403,4 ± 20,48 ^A	496,6 ± 89,89 ^B
	MT – BORDA	MT – CORDÃO
	281,2 ± 10,83 ^A	273,4 ± 9,659 ^A
	IT – BORDA	IT – CORDÃO
	277,2 ± 17,98 ^A	254,8 ± 18,53 ^A
	IB – BORDA	IB – CORDÃO
	375,2 ± 20,77 ^A	475,4 ± 60,25 ^A
IL – BORDA	IL – CORDÃO	
291,2 ± 20,87 ^A	302,2 ± 23,56 ^A	

6. DISCUSSÃO

Na reabilitação oral um fator importante para manter a longevidade de barras protocolos de implantes dentários é o ajuste passivo de próteses implantossuportadas. O ajuste ideal da estrutura metálica protética com ligas substitutas devem proporcionar força zero sobre os implantes ou dentes pilares durante a colocação (CASTRO *et al.*, 2013). Por isso este estudo se propôs estudar as soldas que permitem este assentamento passivo.

O presente estudo avalia a resistência em diferentes tipos de soldagem como Brasagem, Laser e TIG em barras segmento de infra-estrutura de prótese fixa sobre implantes, Barra Protocolo de Branemark, confeccionadas em ligas metálica de Ni-Cr (MATOS *et al.*, 2015; RODRIGUES *et al.*, 2017; GOMES *et al.*, 2019). Estas estruturas metálicas podem ser fabricadas por diferentes métodos de fundição como a convencional por maçarico com GLP (gás liquefeito de petróleo) misturado ao ar comprimido ou Oxigênio, e fundição por indução eletromagnética controlada (THOMPSON *et al.*, 2013; GOMES *et al.*, 2019). A técnica de fundição IE pode apresentar uma desvantagem quanto ao custo elevado, mas a garante vantagem de uma fundição mais homogenia, com uma liga mais compacta, com grãos menores e mais equiaxiais que os procedimentos de fundição com maçarico e centrífuga para algumas ligas dentárias.

A solda a maçarico é capaz de promover uma vigorosa interação atômica entre a liga da solda e o metal base, e não necessita de alta tecnologia para ser realizada e portando oferece um baixo custo de material e profissional, por isso ela foi uma das eleitas para esse trabalho. Contudo, ela pode demonstrar algumas desvantagens consideráveis como: superfície irregular, porosidade, corrosão do metal e distorção durante a soldagem devido à alta temperatura na sondagem (SAMPAIO 2009; THOMPSON *et al.*, 2013; GOMES *et al.*, 2019; BYUNGMIN, 2021).

As ligas Ni-Cr Fit Cast SB (sem Berílio) e Ni-Cr Fit Cast V CB (com Berílio) foram escolhidas para este estudo devido as suas significativas resistências às condições do meio bucal associadas aos esforços mecânicos durante a mastigação, considerável baixa corrosão, facilidade de fundição, boa manipulação e pelo seu

custo menor em comparação com as ligas nobres como o ouro. Como desvantagem a liga metálica Ni-Cr associada às técnicas de soldagem e o uso em meio intraoral podem apresentar pontos de oxidação na ZTA e ao longo de sua superfície, mas conforme a literatura estudada não apresenta riscos potencialmente nocivos a saúde (RECLARU *et al.*, 2012).

A liga de Ni-Cr com Be associado a solda a brasagem apresentou os melhores resultados ($p < 0,05$). A performance do conjunto metal base com Be integrado a junta de solda apresentou melhores resultados de resistência a tração e microdureza. Clinicamente essa opção seria a que geraria maior resistência mecânica e menor desajuste das estruturas metálicas. Além disso, sabe-se que para uma boa passividade a solda é um ponto crucial (PAULINO *et al.*, 2007; SILVA *et al.*, 2016; GOMES *et al.*, 2019).

Em relação ao teste de tração, as barras obtidas por indução soldadas por brasagem apresentaram maior eficiência, gerando uma solda com maior resistência mecânica ($p < 0,05$). As soldas menos eficientes foram a Tig e a Brasagem quando o processo de obtenção das barras foi por Maçarico ($p < 0,05$). O processo de obtenção das barras por Indução ou maçarico promoveram comportamentos distintos dependendo do tipo de solda, isto pode ser atribuído as diferentes microestruturas obtidas, conforme observados nas Figuras 16 e 17.

Na análise da Figura 16 E, é possível observar como as endentações foram distribuídas ao longo do CP. Era esperado que houvesse diferença entre a dureza no material em diferentes regiões, devido a microestrutura distinta. Próximo ao cordão de solda os grãos se apresentam maiores (borda da solda), quanto mais distantes desta região, menores se tornaram os grãos.

A microdureza Vickers apresentou resultados equivalentes ao ensaio de tração quando as barras foram obtidas por indução. A maior microdureza obtida foi do conjunto Indução/Brasagem ($p < 0,05$). Já no processo de obtenção das barras por Maçarico, a maior resistência foram das soldas por Brasagem e Laser, porém o comportamento mecânico sob tração não pode ser associado a microdureza.

Quando comparadas as microdurezas dos mesmos processos de soldagem,

os grupos aonde foram obtidas barras pelo processo de maçarico apresentaram maior valor ($p < 0,05$), o que leva a concluir que este processo promove maior dureza do material final, provavelmente pela maior quantidade de energia térmica empregada no processo.

Quando comparadas as resistências a tração no mesmo processo de soldagem, as barras obtidas por indução apresentaram melhores resultados em relação as obtidas por maçarico ($p < 0,05$). Apesar da menor microdureza atribuída a esse processo pode-se dizer que a tenacidade no material é maior.

A combinação Maçarico/Brasagem parece combinar uma barra com maior tenacidade a fratura e uma solda mais eficiente, gerando um conjunto com propriedades mais interessantes do ponto de vista clínico. Pode-se observar que na solda a brasagem (Figura 16) os grãos presentes possuíam menor tamanho e foram mais equiaxiais (mais simétricos), o que significa que houve transferência de calor diferenciada em relação aos demais grupos. Isto é uma evidência, mesmo que qualitativa, de como a microestrutura foi afetada pelo processo de soldagem e influenciou na propriedade mecânica das barras.

Ao avaliar a ZTA em termos de microdureza, comparando a borda e o cordão identificou-se diferença significativa ($p < 0,05$) nas soldas por brasagem e laser em barras fundidas a maçarico, o que demonstra que houve maior transferência de energia nas regiões de junta de solda gerando a diferença na dureza. Já no processo de indução não foi encontrada diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$), isto se deve ao provável fato de ocorrer um menor gradiente de concentração de calor.

A solda a Laser não apresentou resultados com grandes valores de resistência a tração porém esta pode ser indicada por permitir a união de diferentes metais, apresentar boa resistência à corrosão. Outra grande vantagem é a laboratorial, pois pode gerar calor localizado, limitado à (ZTA), permitindo-se trabalhar diretamente no modelo dentário de gesso (LIU *et al.*, 2011; ATOUI *et al.*, 2013; CASTRO *et al.*, 2013; KOKOLIS *et al.*, 2015; MARTINS *et al.*, 2017; RODRIGUES *et al.*, 2017; GOMES *et al.*, 2019).

A solda TIG não apresentou resultados promissores, porém pode ser uma

solda de escolha quando se deseja um custo menor que a solda a Laser, um procedimento rápido e com certa confiabilidade em relação a resistência mecânica e corrosiva (Matos *et al.*, 2015). Laboratorialmente ela pode ser aplicada no modelo de gesso como a solda Laser. Para ROCHA *et al.*, 2006, quando compararam as duas soldas modernas TIG e Laser, relataram que a soldagem TIG rendeu médias de resistência à flexão mais altas do que a soldagem a laser Nd: YAG para as ligas base em Ni-Cr (ATOUI *et al.*, 2013; CASTRO *et al.*, 2013). Neste estudo estas soldas não apresentaram diferenças quando o processo de obtenção das barras foi por indução, porém quando foram obtidas por maçarico a solda laser apresentou performance superior ($p < 0,05$).

Nas secções transversais das barras de dimensões de acordo com o recomendado pela norma ISO ASTM 1876 (Figura 19 A, B, C e D). Pôde-se observar que a fratura do cordão se deu por falha catastrófica do tipo dúctil. No centro da secção transversal das barras observou-se a região de falha catastrófica com presença de dimples ou microvoids e ocorreram também *sand lines* na faixa de 240 à 580 μm aproximadamente (Figura 19 E e F). A fratura das barras no cordão de solda permitiu visualizar que nas margens foram observadas formações dendríticas uma microestrutura bruta gerada no processo de fusão e solidificação da liga NiCr (Figura 20 A, B e C). Esta formação se distribuiu em várias regiões das barras estudadas (Figura 20 D, E e F; Figura 21 F). Provavelmente algumas impurezas ou excesso de algum componente ocorreu na liga NiCr pois foi possível observar em alguns casos a presença de precipitados ou partículas de segunda fase (Figura 21 A e E).

Foi possível observar uma estrutura com morfologia de bainita gerada na cristalização do material (Figura 21 B). Apesar da tensão normal gerada pela tração do material, alguns defeitos importantes funcionaram como nucleadores e propagadores de trincas (Figura 21 C e D). Alguns precipitados também foram acometidos pela ação da tensão gerada no ensaio apresentando trincas (Figura 21 A).

Os resultados contraditórios na literatura podem ser atribuídos ao processo de obtenção das barras de NiCr, novos estudos são encorajados visando verificar os

achados deste trabalho. Além disso, pode-se indicar também a análise corrosiva das juntas de soldas e do metal base.

6. CONCLUSÕES

Buscando elucidar a proposição inicial através da metodologia aplicada, análise estatística e resultados, as seguintes conclusões foram obtidas:

- 1- a resistência da solda foi afetada pelo Be presente na liga de Ni-Cr. A brasagem apresentou maior resistência na barra fundida por IE ($p < 0,05$), onde esta liga possui Be na composição;
- 2- existe diferença da microdureza ao longo dos CPs (Ni-Cr) e quando houve diferença os resultados foram maiores no cordão para as soldas de brasagem e laser nas barras fundidas a maçarico ($p < 0,05$);
- 3- existe diferença da tração ao longo dos CPs (Ni-Cr) e quando houve diferença os resultados foram maiores para as soldas de brasagem nas barras fundidas a maçarico ($p < 0,05$);
- 4- existe diferença da microdureza ao longo dos CPs (Ni-Cr) e quando houve diferença os resultados foram maiores para as soldas de brasagem nas barras fundidas a maçarico ($p < 0,05$);
- 5- existe diferença da tração ao longo dos CPs (Ni-Cr) e quando houve diferença os resultados foram maiores para as soldas de brasagem nas barras fundidas por IE ($p < 0,05$);
- 6- existe diferença da microdureza ao longo dos CPs (Ni-Cr) e quando houve diferença os resultados foram maiores para as soldas de brasagem nas barras fundidas por IE ($p < 0,05$);

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ATOUI JA, FELIPUCCI D N B, PAGNANO VO, ORSI IA, NÓBILO MAA, BEZZON OL (2013). Tensile and Flexural Strength of Commercially Pure Titanium Submitted to Laser and Tungsten Inert Gas Welds. Brazilian Dental Journal 24, 630-634.

BRÅNEMARK PI, SVENSSON B, VAN STEENBERGHE D (1995). Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. Clin Oral Implant Res 6, 227-31.

BYUNGMIN AHN (2021). Recent Advances in Brazing Fillers for Joining of Dissimilar Materials Metals 11, 1037.

CASTRO GC, ARAÚJO CA, MESQUITA MF, CONSANI, RLX; NÓBILO MAA (2013). Stress Distribution in Co-Cr Implant Frameworks after Laser or TIG Welding. Brazilian Dental Journal 24, 147-151.

FERREIRA NA; LAGO DCB; SENNA LF, SAMPAIO-FILHO HR (2016). Influence of stress corrosion on the mechanical properties of laser-welded titanium. Graduate Program in Dentistry University Unigranrio. J Prosthet Dentt. 115, 356-36.

GOMES JML; MORAES SLD; LEMOS CAA; CRUZ RS; OLIVEIRA HFF; PELLIZZER EP (2019). Systematic review and meta-analysis of welding procedures in one-piece cast implant-supported frameworks. Brazilian Oral Research 33-110.

KOKOLIS J, CHAKMAKCHI M, THEOCHAROPOULOS A, PROMBONAS A, ZINELIS S (2015). Mechanical and interfacial characterization of laser welded Co-Cr alloy with different joint configurations. *Adv Prosthodont* 7, 39-46.

Liu H; Zhao S; Wang B; Ren Z. As propriedades mecânicas da liga de níquel-cromo soldada por aparelhos a laser nd:YAG em odontologia (2011), *Anais 2011 Conferência Internacional sobre Saúde Humana e Engenharia Biomédica*. pp 661-664

MATOS IC, Bastos IN, DINIZ MG, MIRANDA MS (2015). Corrosion in artificial saliva of a Ni-Cr-based dental alloy joined by TIG welding and conventional brazing. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 114, 278-285.

MARTINS JE, BASTOS NETO FVR, DUARTE DA, ARAK ÂT (2017). Assessing different patterns of laser welding with Nickel Chromium (Ni-Cr) alloy for structures applicable to fixed prosthesis. *Braz Dent Sci* 20, 62-69.

MORAIS JLL; FRAGA FEN; FERNANDES AQ (2020). Procedimento de ensaio para juntas soldadas em barras de titânio tipo protocolo branemark. *Revista Eletrônica de Engenharia Elétrica e Engenharia Mecânica* 1, 31-42.

PAULINO SM, LEAL MB, PAGNANO VO, BEZZON OL (2007). The castability of pure titanium compared with Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *School of Dentistry of*

Ribeirao Preto, University of Sao Paulo, Ribeirao Preto, Sao Paulo, Brazil

dez;98(6.):445-54.

RECLARU AL; UNGER BRE; KIRKPATRICK BCJ; SUSZ AC;. ESCHLER APY;
ZUERCHER AMH (2012). Ni–Cr based dental alloys; Ni release, corrosion and
biological evaluation. Materials Science and Engineering C 32, 1452–1460.

ROCHA R, PINHEIRO ALB, VILLA VERDE AB (2006). Flexural strength of pure Ti,
Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd:YAG Laser or TIG welding. Braz Dent J.
Ribeirão Preto, Brasil 17, 20-23.

RODRIGUES SA; PRESOTTO AGC, BARÃO VR, CONSANI RLX; NÓBILO MAA,
MESQUITA MF (2017). The role of welding techniques in the biomechanical behavior
of implant-supported prostheses. Materials Science and Engineering C 78, 435–442.

SAMPAIO ACF (2009). Avaliação comparativa de propriedades geradas pelos
processos de soldagem TIG e brasagem em uma liga odontológica a base de Ni-Cr.
Tese de Doutorado, Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual do Rio de
Janeiro. 69p.

SILVA LJ, LEAL MB, VALENTE MLC, CASTRO DT, PAGNANO VO, REIS AC,
BEZZON OL (2016). Effect of casting atmosphere on the marginal deficiency and
misfit of Ni-Cr alloys with and without beryllium. The Journal of Prosthetic Dentistry
118(1):83-88.

THOMPSON GA, LUO QH (2013). Arthur. Analysis of four dental alloys following torch/centrifugal and induction/vacuum-pressure casting procedures. (J Prosthet Dent 110, 471-480.

8. ANEXO(S)

ANEXO 1 – RESULTADOS BRUTOS

IME DE/4 - LABORATÓRIO DE ENSAIOS MECÂNICOS ENSAIO DE TRAÇÃO - Maçarico Brasagem

Relatório de Ensaio

Máquina Ensaio DL10000 Carga Tril 25 Calorimetria - Data 21/09/2021 Hora 10:48:59 Trazado nº 3343

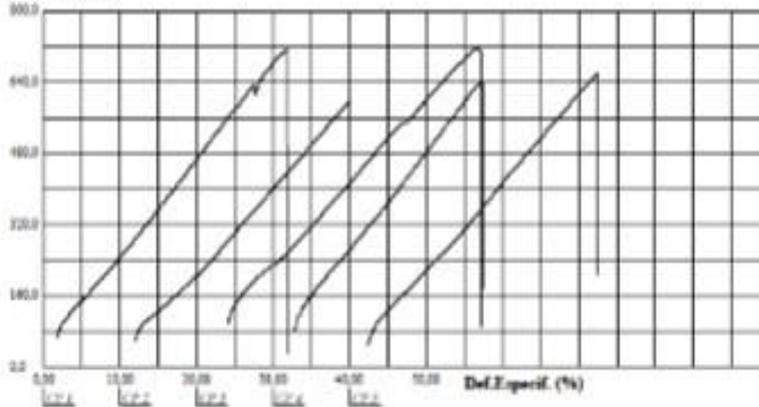
Programa Test versão 3.04

Método de Ensaio tração cp retangular

Ident. Anodo:

Carga de Prova	Leg (mm)	Espes (mm)	compr base (mm)	Força máxima (N)	Resistência Máxima (MPa)	Def. Máxima (mm)
CP 1	3,90	1,70	10,00	4762,32	716,79	3,01
CP 2	3,90	1,70	10,00	3978,95	598,94	3,50
CP 3	3,90	1,70	10,00	4708,00	717,81	3,28
CP 4	3,90	1,70	10,00	4269,52	643,97	3,45
CP 5	3,90	1,70	10,00	4375,43	660,40	3,00
Número CPs	5	5	5	5	5	5
Média	3,900	1,700	10,000	4426	667,6	2,907
Mediana	3,900	1,700	10,000	4378	660,4	2,994
Desv.Padrão	0,0000	0,0000	0,0000	335,9	30,64	0,3040
Coef Var (%)	0,0000	0,0000	0,0000	7,589	7,389	10,49
Mínimo	3,900	1,700	10,000	3971	595,9	2,454
Máximo	3,900	1,700	10,000	4768	717,8	3,277

Tensão (MPa)



IME DE/4 - LABORATÓRIO DE ENSAIOS MECÂNICOS ENSAIO DE TRAÇÃO - Indução Laser

Relatório de Ensaio

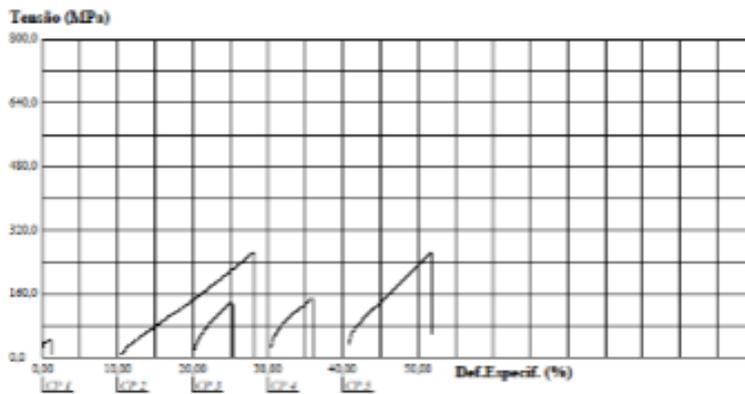
Máquina Ensaio DL10000 Carga Tril 25 Calorimetria - Data 21/09/2021 Hora 11:16:49 Trazado nº 3344

Programa Test versão 3.04

Método de Ensaio tração cp retangular

Ident. Anodo:

Carga de Prova	Leg (mm)	Espes (mm)	compr base (mm)	Força máxima (N)	Resistência Máxima (MPa)	Def. Máxima (mm)
CP 1	3,90	1,70	10,00	309,09	46,62	0,10
CP 2	3,90	1,70	10,00	1772,42	267,33	1,78
CP 3	3,90	1,70	10,00	939,13	141,65	0,50
CP 4	3,90	1,70	10,00	994,10	149,94	0,50
CP 5	3,90	1,70	10,00	1764,60	266,15	1,10
Número CPs	5	5	5	5	5	5
Média	3,900	1,700	10,000	1166	174,2	0,8054
Mediana	3,900	1,700	10,000	994,1	149,9	0,5552
Desv.Padrão	0,0000	0,0000	0,0000	626,7	93,61	0,6454
Coef Var (%)	0,0000	0,0000	0,0000	53,70	53,70	80,20
Mínimo	3,900	1,700	10,000	309,1	46,62	0,1014
Máximo	3,900	1,700	10,000	1772	267,3	1,777

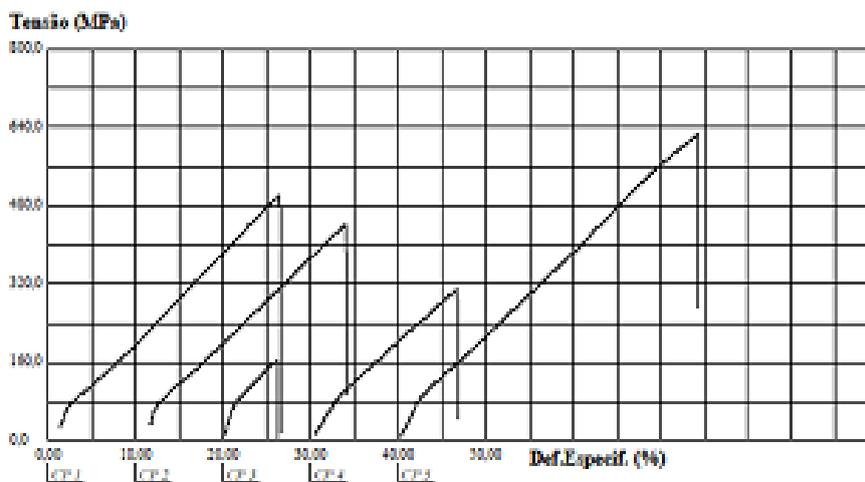


IME DE/4 - LABORATÓRIO DE ENSAIOS MECÂNICOS
ENSAIO DE TRAÇÃO - Indução Brasagem

Relatório de Ensaio

Máquina: Emis DL10000 Célula: Trd 25 Extensômetro: - Data: 21/09/2011 Hora: 11:39:37 Trabalho nº 3345
Programa: Test versão 3.04 Método de ensaio: tração cp retangular
Ident. Análisis: -----

Corpo de Prova	Larg (mm)	Espes (mm)	compr base (mm)	Força máxima (N)	Resistência Máxima (MPa)	Def. Máxima (mm)
CP 1	3,90	1,70	10,00	3333,78	802,83	2,52
CP 2	3,90	1,70	10,00	2938,18	443,16	2,24
CP 3	3,90	1,70	10,00	1090,79	164,62	0,69
CP 4	3,90	1,70	10,00	2955,71	310,06	1,62
CP 5	3,90	1,70	10,00	4145,99	625,19	3,41
Numero CPs	5	5	5	5	5	5
Media	3,900	1,700	10,00	2713	409,2	1,875
Mediana	3,900	1,700	10,00	2938	443,2	2,236
Desv.Padddo	0,0000	0,0000	0,0000	1178	177,7	1,890
Coef.Var.(%)	0,0000	0,0000	0,0000	43,42	43,42	50,57
Mínimo	3,900	1,700	10,00	1091	164,5	0,5923
Máximo	3,900	1,700	10,00	4145	625,2	3,409



IME DE/4 - LABORATÓRIO DE ENSAIOS MECÂNICOS
ENSAIO DE TRAÇÃO - Indução TIG

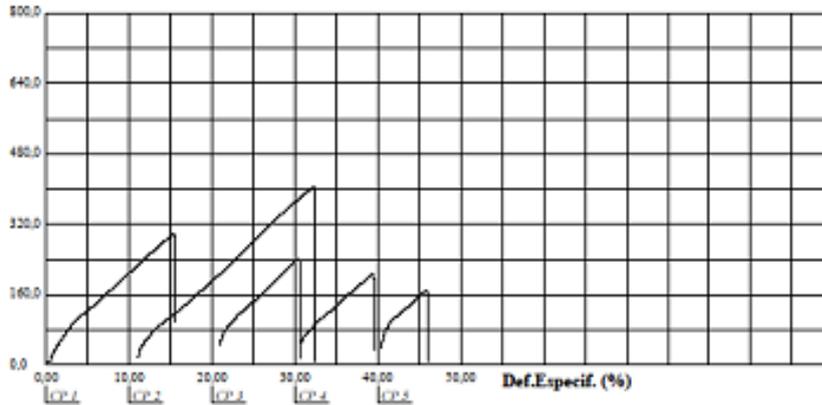
Relatório de Ensaio

Máquina: Emic DL10000 Célula: Trd 25 Extensômetro: - Data: 21/09/2021 Hora: 11:52:55 Trabalho nº 3346
Programa: Tesc versão 3.04 Método de Ensaio: tração cp retangular

Ident. Amostra:

Corpo de Prova	Larg (mm)	Espes (mm)	compr base (mm)	Força máxima (N)	Resistência Máxima (MPa)	Def. Máxima (mm)
CP 1	3,90	1,70	10,00	1978,69	298,45	1,63
CP 2	3,90	1,70	10,00	2689,83	405,71	2,12
CP 3	3,90	1,70	10,00	1697,18	242,41	0,95
CP 4	3,90	1,70	10,00	1389,02	209,51	0,89
CP 5	3,90	1,70	10,00	1126,42	169,90	0,55
Número CPs	5	5	5	5	5	5
Média	3,900	1,700	10,00	1758	266,2	1,208
Mediana	3,900	1,700	10,00	1697	242,4	0,9477
Desv.Padrão	0,0000	0,0000	0,0000	607,2	91,53	0,6203
Coef.Var.(%)	0,0000	0,0000	0,0000	34,54	34,54	51,36
Mínimo	3,900	1,700	10,00	1126	169,9	0,5516
Máximo	3,900	1,700	10,00	2690	405,7	2,121

Tensão (MPa)



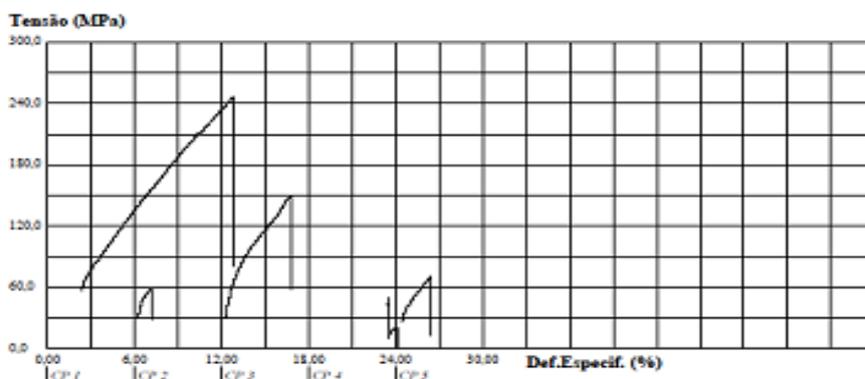
IME DE/4 - LABORATÓRIO DE ENSAIOS MECÂNICOS
ENSAIO DE TRAÇÃO - Maçarico TIG

Relatório de Ensaio

Máquina: Emic DL10000 Célula: - Extensômetro: - Data: 21/09/2021 Hora: 09:37:34 Trabalho nº 3340
Programa: Tesc versão 3.04 Método de Ensaio: tração cp retangular

Ident. Amostra:

Corpo de Prova	Larg (mm)	Espes (mm)	compr base (mm)	Força máxima (N)	Resistência Máxima (MPa)	Def. Máxima (mm)
CP 1 (R)	3,90	1,70	10,00	1635,50	246,63	1,04
CP 2	3,90	1,70	10,00	399,67	60,23	0,10
CP 3	3,90	1,70	10,00	995,45	150,14	0,45
CP 4	3,90	1,70	10,00	333,85	50,35	0,01
CP 5	3,90	1,70	10,00	473,64	71,44	0,20
Número CPs	4	4	4	4	4	4
Média	3,900	1,700	10,00	550,7	83,05	0,1932
Mediana	3,900	1,700	10,00	436,7	65,86	0,1538
Desv.Padrão	0,0000	0,0000	0,0000	302,9	45,55	0,1901
Coef.Var.(%)	0,0000	0,0000	0,0000	54,84	54,84	98,41
Mínimo	3,900	1,700	10,00	333,9	50,35	0,01217
Máximo	3,900	1,700	10,00	995,5	150,1	0,4529



IME DE/4 - LABORATÓRIO DE ENSAIOS MECÂNICOS
ENSAIO DE TRAÇÃO - Maçarico Laser

Relatório de Ensaio

Máquina: Emic Inválida Célula: Inválida Extensômetro: Trd 25 Data: 21/09/2021 Hora: 10:31:25 Trabalho nº 3342
Programa: Test versão 3.04 Método de ensaio: tração cp retangular

Ident. Amostra:

Corpo de Prova	Larg (mm)	Espec (mm)	compr base (mm)	Força máxima (N)	Resistência Máxima (MPa)	Def. Máxima (mm)
CP 1	3,90	1,70	10,00	1609,89	242,82	0,78
CP 2	3,90	1,70	10,00	1871,82	282,33	1,05
CP 3	3,90	1,70	10,00	2812,72	378,99	1,50
CP 4	3,90	1,70	10,00	1771,05	267,13	0,82
CP 5	3,90	1,70	10,00	4216,59	635,99	2,70
Número CPs	5	5	5	5	5	5
Média	3,900	1,700	10,00	2396	361,5	1,372
Mediana	3,900	1,700	10,00	1872	282,3	1,054
Desv. Padrão	0,0000	0,0000	0,0000	1074	161,9	0,7966
Coef. Var (%)	0,0000	0,0000	0,0000	44,81	44,81	58,05
Mínimo	3,900	1,700	10,00	1610	242,3	0,7772
Máximo	3,900	1,700	10,00	4217	636,0	2,701

