

**MINISTÉRIO DA DEFESA
EXÉRCITO BRASILEIRO
DEPARTAMENTO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA
INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E ENGENHARIA DE
MATERIAIS**

MARCOS PAULO DE SOUZA LIMA

**PINTURA ELETROSTÁTICA DA LIGA DE NiCr COM TINTA EPÓXI E
RESISTÊNCIA DA UNIÃO COM RESINAS PARA APLICAÇÃO EM PRÓTESES**

**RIO DE JANEIRO
2024**

MARCOS PAULO DE SOUZA LIMA

PINTURA ELETROSTÁTICA DA LIGA DE NiCr COM TINTA EPÓXI E
RESISTÊNCIA DA UNIÃO COM RESINAS PARA APLICAÇÃO EM
PRÓTESES

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciência e Engenharia de Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências em Ciência e Engenharia de Materiais.

Orientador(es): Carlos Nelson Elias, D.C.

Rio de Janeiro

2024

©2024

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA
Praça General Tibúrcio, 80 – Praia Vermelha
Rio de Janeiro – RJ CEP: 22290-270

Este exemplar é de propriedade do Instituto Militar de Engenharia, que poderá incluí-lo em base de dados, armazenar em computador, microfilmar ou adotar qualquer forma de arquivamento.

É permitida a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que sem finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do(s) autor(es) e do(s) orientador(es).

Souza Lima, Marcos Paulo de.

Pintura Eletrostática da Liga de NiCr com Tinta Epóxi e Resistência da União com Resinas para Aplicação em Próteses / Marcos Paulo de Souza Lima.
– Rio de Janeiro, 2024.

75 f.

Orientador(es): Carlos Nelson Elias.

Dissertação (mestrado) – Instituto Militar de Engenharia, Ciência e Engenharia de Materiais, 2024.

1. Prótese dentária; Pintura eletrostática; Resina epóxi. i. Elias, Carlos Nelson (orient.) ii. Título

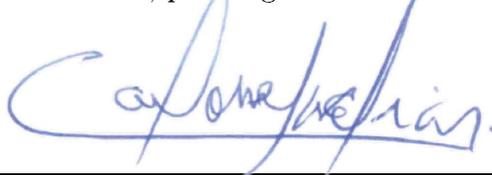
MARCOS PAULO DE SOUZA LIMA

Pintura Eletrostática da Liga de NiCr com Tinta Epóxi e Resistência da União com Resinas para Aplicação em Próteses

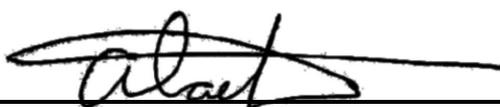
Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciência e Engenharia de Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências em Ciência e Engenharia de Materiais.

Orientador(es): Carlos Nelson Elias.

Aprovada em 25 de julho de 2024, pela seguinte banca examinadora:



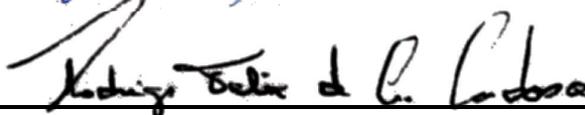
Prof. Carlos Nelson Elias - D.C. do IME - Presidente



Prof. Alaelson Vieira Gomes - D.C. do IME



Prof. Marcos Hahlbohm D'Oliveira Schroeder - D.C. da UFRJ



Prof. Rodrigo Félix Cardoso de Araújo - D.C. do CBPF

Rio de Janeiro
2024

Homenagem In Memoriam

Dedico esta dissertação à memória do meu querido pai.

Pai, sua presença continua viva em meus sonhos e pensamentos.

*Sua sabedoria, generosidade e amor incondicional foram
e sempre será minha maior fonte de inspiração.*

*Você me ensinou o valor do trabalho duro, da honestidade e da perseverança,
princípios que carreguei comigo ao longo desta jornada acadêmica.*

*Embora sua ausência seja profundamente sentida,
sinto sua presença em cada conquista e em cada desafio.*

A força e o exemplo que você me deu foram fundamentais para eu chegar até aqui.

AGRADECIMENTOS

Primeiro, agradeço a Deus pela força, sabedoria e paciência ao longo deste percurso.

À minha mãe Tânia Lúcia de Paulo Lima, pelo amor incondicional, ao apoio e encorajamento constante por acreditar em mim e me proporcionar todas as oportunidades necessárias para o meu crescimento pessoal e profissional.

Ao meu orientador, Carlos Nelson Elias, por todas as horas de dedicação, a cada sábado, domingo ou feriado, compartilhando seu conhecimento, incansável em não me deixar desistir, um exemplo de doação!

Ao professor Sergio Neves Monteiro, que me fez prometer chegar aqui.

Ao professor Alaelson Vieira Gomes por seus conselhos valiosos e sugestões fundamentais para a realização deste trabalho.

Ao professor Levi Ribeiro Junior que me incentivou desde a época da graduação e à memória do professor Omar Efraim Roque Martinez.

Aos meus colegas e amigos, pela parceria, colaboração, pelas trocas de conhecimento e experiências que enriqueceram esta jornada. Em especial, Alessandro Brito Thomaz, por nos abrir caminhos, André Marques e suas fantásticas colocações, um verdadeiro gênio da arte de ensinar, Bruno Martins, um mago das apresentações, Adriana Marcela Lobato, com toda sua organização e benevolência, a voz calma que sempre nos encorajou, Ana Karine pelo apoio nos momentos desafiadores, Nathalia Habib e toda sua doçura na ajuda no laboratório, Marvin do Nascimento e Roberto Hirsch Monteiro pelas discussões enriquecedoras e Júlio Cesar Souza, técnico que com incrível sensibilidade contribuiu para confecção dos corpos de prova.

Ao IME pelo suporte e pela infraestrutura oferecida, que foram essenciais para o desenvolvimento deste estudo.

“O sucesso é a soma de pequenos esforços repetidos dia após dia.”
(Robert Collie)

RESUMO

As ligas NiCr são usadas na odontologia para fabricação de próteses e núcleos metálicos intrarradiculares. Face ao brilho da camada de óxido, as próteses são revestidas com opacificadores antes da aplicação da resina ou cerâmica final para melhorar a estética. O objetivo deste trabalho é desenvolver a pintura eletrostática da liga NiCr para aplicações odontológicas, substituir o opacificador, melhorar a retenção da resina na estrutura metálica, melhorar a estética e aumentar a resistência à degradação na cavidade bucal. No presente trabalho, as amostras da liga NiCr foram recobertas com a aplicação da pintura eletrostática com tinta epóxi bactericida. As amostras de NiCr antes da pintura foram jateadas com alumina e condicionadas com ácido fluorídrico para modificar a rugosidade e melhorar a adesão da tinta. Após a pintura determinou-se a resistência ao cisalhamento da união das amostras NiCr, cimentadas na resina usada na dentística. Os resultados mostraram que a resistência ao cisalhamento da união da resina às amostras NiCr pintadas foi de $13,89 \pm 3,18$ MPa, superior ao das amostras NiCr sem pintura $11,80 \pm 3,07$ MPa.

Palavras-chave: Prótese dentária; Pintura eletrostática; Resina epóxi.

ABSTRACT

NiCr alloys are used in dentistry for the fabrication of prostheses and intraradicular metal posts. Due to the shine of the oxide layer, prostheses are coated with opacifiers before applying the final resin or ceramic to improve aesthetics. The aim of this study is to develop the electrostatic painting of NiCr alloy for dental applications, replace the opacifier, enhance resin retention on the metal structure, improve aesthetics, and increase resistance to degradation in the oral cavity. In the present study, NiCr alloy samples were coated by applying electrostatic painting with bactericidal epoxy paint. The NiCr samples were sandblasted with alumina and conditioned with hydrofluoric acid before painting to modify the roughness and improve paint adhesion. After painting, the shear bond strength of the NiCr samples cemented in the resin used in dentistry was determined. The results showed that the shear bond strength of the resin to the painted NiCr samples was 13.89 ± 3.18 MPa, higher than that of the unpainted NiCr samples, which was 11.80 ± 3.07 MPa.

Keywords: Dental prosthesis; Electrostatic painting; Epoxy resin.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Diagrama de fases liga NiCr	23
Figura 2 – Mecanismo de formação do filme de recobrimento sobre substrato	28
Figura 3 – Estrutura básica de um grupo epóxi	28
Figura 4 – Esquema da obtenção do polietileno tereftalato	30
Figura 5 – Esquema de obtenção de uma resina éster vinílica a partir de uma resina epóxi e um ácido acrílico	30
Figura 6 – Fluxograma mostrando a sequência de execução da parte experimental	36
Figura 7 – Sequência da confecção das amostras pela técnica da cera perdida	39
Figura 8 – Sequência da confecção amostras de resina	41
Figura 9 – Rugosímetro New Zygo	42
Figura 10 – Goniômetro FTA 100 usado para determinar a molhabilidade das amostras antes e após a pintura	43
Figura 11 – Amostras de NiCr após o jateamento com alumina e ataque com HF (c) Amostras de resina, corpo superior antes do ataque ácido e inferior após ataque com H ₃ PO ₄ 37% (d)	44
Figura 12 – Equipamento Tecnoplus (Cetec Equipamentos para Pintura, Barueri, SP, Brasil) usado na pintura eletrostática	45
Figura 13 – Equipamento usado para medir a espessura da tinta	46
Figura 14 – Corpos de prova de NiCr pintado cimentado a resina	46
Figura 15 – Representação do dispositivo usado no ensaio de cisalhamento: A) esboço do dispositivo, B) detalhe da aplicação da força na resina e C) máquina de ensaios	48
Figura 16 – Morfologia da amostra NiCr antes da pintura	52
Figura 17 – Morfologia das amostras NiCr após a pintura	52
Figura 18 – Morfologia das amostras resina	53
Figura 19 – Análise do ângulo de contato	54
Figura 20 – Amostras grupos G1, G2 e G3	55
Figura 21 – Resistência ao cisalhamento das amostras NiCr sem pintura cimentadas na resina	56
Figura 22 – Resistência ao cisalhamento das amostras NiCr após a pintura e cimentadas na resina	57
Figura 23 – Resistência ao cisalhamento das amostras NiCr pintadas, cimentadas na resina e envelhecidas	57
Figura 24 – União entre revestimentos estético e NiCr	58
Figura 25 – Ligação com a superfície	59
Figura 26 – Comparação da resistência ao cisalhamento da união Ni-Cr-Resina	61

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Classificação das ligas baseado na American Dental Association (1984)	19
Tabela 2 – Propriedades mecânicas requeridas pela especificação nº 5 da ANSI/ADA para as ligas Odontológicas para fundição	21
Tabela 3 – Os principais metais e ligas para restaurações metálicas fundidas (RMF), metaloplástica, metalocerâmica e próteses parciais removíveis	22
Tabela 4 – Carbonetos dos elementos de liga (M) formados nas ligas NiCr	24
Tabela 5 – Vantagens e desvantagens em utilizar tintas em pó	27
Tabela 6 – Composição química nominal da liga NiCr FIT CAST-V, TALMAX	37
Tabela 7 – Propriedades da liga NiCr	37
Tabela 8 – Método de Classificação da reatividade para Eluição (ISO 10993-5:2009)	49
Tabela 9 – Tabela de espessura da tinta NiCr e estatísticas	50
Tabela 10 – Média e desvio padrão dos parâmetros de rugosidade dos corpos de prova NiCr antes e após a pintura e da resina	51
Tabela 11 – Ângulo de contato da água nas amostras de NiCr - sem Pintura; NiCr – com Pintura e Resina	54
Tabela 12 – Resistência ao cisalhamento das amostras de NiCr cimentadas na resina	56
Tabela 13 – Resistência da união NiCr com a resina (MPa) antes a após a degradação durante 6 meses em água	63
Tabela 14 – Parâmetro Ra NiCr não pintado	71
Tabela 15 – Parâmetro Rq NiCr não pintado	71
Tabela 16 – Parâmetro Ra NiCr pintado	72
Tabela 17 – Parâmetro Rq NiCr pintado	72
Tabela 18 – Parâmetro Ra Resina Z100	72
Tabela 19 – Parâmetro Rq Resina Z100	73
Tabela 20 – Ângulo de contato NiCr sem pintura	74
Tabela 21 – Ângulo de contato Resina	74
Tabela 22 – Espessura da Tinta NiCr	75

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

C ₂ H ₂	Acetileno
HF	Ácido Fluorídrico
H ₃ PO ₄	Ácido Fosfórico
CET	Coefficiente de expansão térmica
Co-Cr-W	Cobalto-Cromo-Tungstênio
Cu-Sn	Cobre-Estanho (liga)
GLP	Gás Liquefeito de Petróleo
HV	Dureza Vickers
Ti cp	Titânio comercialmente puro
Ti-6Al-4V	Liga Titânio-Alumínio-Vanádio
NiCr	Níquel-cromo
Ni-Cr-Mo-Be	Níquel-Cromo-Molibdênio-Berílio
Ni-Co-Cr	Níquel-Cobalto-Cromo
10-MDP	Monômero (10-metacriloil-oxi-decil-di-hidrogenofosfato)
ADA	<i>American Dental Association</i>
ANSI	<i>American National Standards Institute</i>
PMB	Predominantemente de metais básicos
PPF	Prótese parcial fixa
PPR	Prótese parcial removível
PPR-p	Prótese parcial removível provisória
RMF	Restauração metálica fundida
MPa	MegaPascal
GPa	GigaPascal
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>

kgf/cm ²	Unidade de Medida de Tensão
mW/cm ²	Unidade de Medida de Tensão
kV	Quilovolts
cm	Centímetro
mm	Milímetro
μm	Micrômetro
nm	Nanômetro
μl	Microlitro
g/min	Gramma por minuto
psi	Libra por polegada quadrada (<i>Pound Force per Square Inch</i>)

LISTA DE SÍMBOLOS

μ	Micro
ϵ	Percentual de alongamento / ductilidade
$^{\circ}\text{C}$	Grau Celsius
$^{\circ}$	Grau

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
2	JUSTIFICATIVA	17
3	OBJETIVOS	18
3.1	OBJETIVO GERAL	18
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	18
4	REVISÃO DE LITERATURA	19
4.1	TOXICIDADE NORMA ABNT NBR ISO 10993-17:2023	19
4.2	DESLUSTRE	20
4.3	PROPRIEDADES MECÂNICAS	21
4.4	LIGAS DENTÁRIAS DE METAIS BÁSICOS	22
4.5	LIGAS DE NÍQUEL-CROMO	23
4.6	UNIÃO ENTRE OS REVESTIMENTOS ESTÉTICOS E NICR	25
4.7	PINTURA ELETROSTÁTICA	26
4.8	TINTAS EM PÓ	27
4.9	FORMAÇÃO DO FILME NA PINTURA ELETROSTÁTICA	27
4.10	RESINAS EPÓXI USADA NA PINTURA ELETROSTÁTICA	28
4.11	RESINAS POLIÉSTER	29
4.12	UNIÃO NICR COM CIMENTO RESINOSO	31
4.13	MOLHABILIDADE	32
4.14	EFEITO DA RUGOSIDADE NA MOLHABILIDADE	34
4.15	SUPERFÍCIES ESTRUTURADAS E NANOTEXTURIZADAS	34
5	MATERIAIS E MÉTODOS	36
5.1	PREPARO DAS AMOSTRAS DE NICR	36
5.2	PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS DE RESINA	41
5.3	MEDIDAS DA RUGOSIDADE E MOLHABILIDADE DAS AMOSTRAS	42
5.4	PINTURA ELETROSTÁTICA	43
5.5	CIMENTAÇÃO DA RESINA AO NICR	45
5.6	ENSAIO DE CISALHAMENTO	47
6	RESULTADOS E DISCUSSÃO	49
6.1	CITOTOXICIDADE	49
6.2	ESPESSURA DA TINTA	50
6.3	ENSAIO DE RUGOSIDADE	50

6.3.1	ANÁLISE DE DADOS RUGOSIDADE	53
6.4	ENSAIO DE MOLHABILIDADE	53
6.5	ENSAIO DE CISALHAMENTO	55
6.5.1	ANÁLISE COMPARATIVA TESTE DE CISALHAMENTO	60
6.5.2	ANÁLISE E RELAÇÃO ENTRE OS VALORES	61
6.6	DEGRADAÇÃO	62
6.6.1	ANÁLISE DE COR	63
7	CONCLUSÃO	64
8	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	65
	REFERÊNCIAS	66
	ANEXO A – RUGOSÍMETRO	71
A.1	PARÂMETRO RA NICR NÃO PINTADO	71
A.2	PARÂMETRO RQ NICR NÃO PINTADO	71
A.3	PARÂMETRO RA NICR PINTADO	72
A.4	PARÂMETRO RQ NICR PINTADO	72
A.5	PARÂMETRO RA RESINA Z100	72
A.6	PARÂMETRO RQ RESINA Z100	73
	ANEXO B – ÂNGULO DE CONTATO	74
B.1	ÂNGULO DE CONTATO NICR SEM PINTURA	74
B.2	ÂNGULO DE CONTATO RESINA	74
	ANEXO C – ESPESSURA DA TINTA	75
C.1	ESPESSURA DA TINTA NICR	75

1 INTRODUÇÃO

Nos tratamentos dentários para reabilitar os pacientes com próteses, espera-se devolver e reorganizar o funcionamento da mastigação, fonação, deglutição e estética. Qualquer que seja a escolha do material a ser utilizado para confecção da prótese é necessário que a prótese apresente resistência mecânica e estética.

A resistência dos materiais odontológicos é importante para evitar danos diretamente às próteses, ocasionados pela deformação, fratura da estrutura e reabsorção óssea. É sempre recomendado periodicamente avaliar as variações e integridade da prótese devido às forças orais atuantes na peça protética, pois no decorrer do tempo o movimento e as tensões sofridas da mastigação podem trazer complicações para a estrutura óssea dos maxilares do paciente. As forças atuantes nas estruturas das próteses são complexas e podem ser de cisalhamento, torção, tração, flexão, compressão e impacto.

Quanto à aparência da prótese, ela deve ter harmonia com os dentes naturais, uma vez que ela está intimamente relacionada com a autoestima. Quanto mais próxima a aparência da peça protética aos dentes naturais, melhores serão os resultados esperados pelo paciente.

O recobrimento da estrutura de NiCr com resina composta é usado na prática odontológica. Antes do recobrimento com resina composta, a estrutura de NiCr é revestida com opacificador para esconder o brilho característico dos óxidos metálicos e aumentar a adesão da resina e a resistência à degradação no meio bucal.

O objetivo deste trabalho é desenvolver a metodologia para obter melhores resultados estéticos das próteses metálicas mediante o uso da pintura eletrostática da estrutura da prótese de NiCr. Para atingir o objetivo, amostras de NiCr foram pintadas com tinta epóxi. A metodologia proposta tem baixo custo e fácil execução.

2 JUSTIFICATIVA

A liga metálica NiCr é utilizada na fabricação de próteses fixas dentárias e núcleos fundidos, mas possui aparência estética deficiente. No presente trabalho foi desenvolvida a pintura eletrostática da liga NiCr para melhorar a estética e obter resistência mecânica da união da coroa dentária metálica à resina dentária de acabamento. O revestimento com a pintura eletrostática tem como objetivo substituir o opacificador. Este procedimento pode ser adotado no recobrimento da estrutura metálica das coroas metaloplásticas e dos núcleos. Outro problema existente com a estrutura metálica fundida da prótese é a baixa união com a resina. No presente trabalho avaliou-se a resistência ao cisalhamento das amostras de NiCr cimentadas à resina usada na fabricação de coroa.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

O objetivo do presente trabalho é analisar a possibilidade do emprego do recobrimento da estrutura protética de NiCr com pintura eletrostática para melhorar a estética e aumentar a união com resina das próteses.

3.2 Objetivos Específicos

- Desenvolver a pintura eletrostática da liga NiCr.
- Comparar a adesão da liga NiCr com e sem pintura à resina composta fotopolimerizável usada na confecção de coroas dentárias.

4 REVISÃO DE LITERATURA

As restaurações metalocerâmicas são frequentemente utilizadas devido a sua estética, resistência mecânica e adaptação satisfatórias.

Uma das primeiras técnicas propostas de estruturas metálicas para próteses foi feita por Rochette (1973) (1), o qual descreveu um procedimento de esplintagem periodontal de dentes inferiores anteriores. A estrutura metálica era perfurada, silanizada, confeccionada em ouro e cimentada com resina acrílica sobre o esmalte dental condicionado.

Em 1984, a American Dental Association (ADA) (2), propôs uma classificação das ligas odontológicas para fundição em três categorias (3) (Tabela 1):

1. Altamente nobres (AN),
2. Nobres (N) e
3. Predominantemente de metais básicos (PMB).

Tabela 1 – Classificação das ligas baseado na American Dental Association (1984)(2).

Tipos de Liga	Conteúdo total de metais nobres
Altamente nobre (AN)	$\geq 40\%$ em peso de Au e $> 60\%$ de elementos metálicos nobres (Pt, Pd, Rh, Ru, Ir, Os)
Nobre (N)	$\geq 25\%$ em peso de elementos metálicos nobres (Au, Pt, Pd, Rh, Ru)
Predominantemente metais básicos (PMB)	$< 25\%$ em peso de elementos metálicos nobres (Au, Pt, Pd, Rh, Ru, Ir, Os)

Segundo a American Dental Association (ADA) (2), desde 1989, as ligas para fundição podem ter qualquer composição desde que não apresentem toxicidade, deslustre, limite de escoamento e percentual de alongamento especificados pelas normas.

4.1 Toxicidade Norma ABNT NBR ISO 10993-17:2023

A avaliação da toxicidade de dispositivos médicos é fundamental para garantir a segurança dos pacientes. A norma técnica ABNT NBR ISO 10993 (4) cita os riscos advindos de substâncias toxicologicamente perigosas presentes em dispositivos médicos, as quais devem ser rigorosamente quantificadas. Dentre os ensaios preconizados, o teste de citotoxicidade in vitro é o primeiro passo para a avaliação de um biomaterial. Este

ensaio visa determinar os fatores que influenciam no crescimento celular quando expostos ao dispositivo, fornecendo uma medida preliminar da biocompatibilidade do material (5).

A Norma ABNT NBR ISO 10993-5:2009 especifica os testes de citotoxicidade *in vitro*, definindo procedimentos detalhados para o tempo de incubação das culturas celulares com o dispositivo médico. Este protocolo abrange três tipos de testes principais: o teste de contato direto da liga com as células; o teste de contato indireto, onde uma barreira física, como um filtro, é usada para separar as células do material; e o teste de extração, onde os extratos do material são preparados e testados. Cada método tem suas particularidades e é escolhido com base no tipo de dispositivo e no seu modo de aplicação (6).

O preparo das amostras e a graduação da citotoxicidade das células são detalhadamente descritos na norma. A graduação da citotoxicidade varia de leve a severa, dependendo da resposta das células ao material testado. A importância destes ensaios reside no fato de que a presença de substâncias tóxicas pode levar a respostas adversas nos pacientes, como inflamações, reações alérgicas ou mesmo a falha do dispositivo implantado.

Na Europa, existem restrições e regulamentações rigorosas no uso das ligas de níquel-cromo (NiCr) na fabricação das próteses dentárias. Estas preocupações deve-se às alergias ao níquel e a exposição prolongada. A União Europeia tem diretivas que limitam a quantidade de níquel que pode ser liberada de produtos em contato direto e prolongado (7).

Portanto, a realização adequada e rigorosa desses testes é essencial para assegurar a biocompatibilidade e a segurança dos dispositivos médicos, incluindo próteses dentárias e ortopédicas. Para minimizar este problema, no presente trabalho é feita a proposta para o uso dos revestimentos com tintas epóxi sobre as ligas de NiCr (8).

4.2 Deslustre

Na odontologia, a variação das propriedades da camada de óxido na superfície do dispositivo metálico é denominada deslustre. Em ligas de ouro com alto teor de prata ou em ligas de prata ocorre a perda de brilho ou descoloração da superfície do metal.

O deslustre é associado aos depósitos duros, cálculos dentais, biofilme bacteriano, manchamentos por drogas que contêm ferro ou mercúrio e devido à adsorção de restos alimentares. Apesar destes depósitos serem a principal causa do deslustre no meio oral, óxidos, cloretos e sulfetos induzem a degradação por corrosão (9).

4.3 Propriedades Mecânicas

Na seleção dos materiais para próteses dentárias, deve-se dar preferência para ligas com maiores resistências mecânicas. O módulo de elasticidade da liga de NiCr (186 GPa) é o dobro da liga de ouro (90 GPa). As ligas NiCr são mais adequadas para próteses fixas com grande espaço entre os dentes pilares. Por conta disto, a deflexão elástica, durante a mastigação, dos elementos suspensos da prótese, será menor e, em decorrência as tensões nas interfaces metal, resina composta, serão também menores, o que é benéfico para evitar o desprendimento da resina (10).

Apesar do trabalho laboratorial com a liga NiCr ser mais crítico e exigir maior tempo de preparo em relação às ligas de ouro, o custo final é menor. Estas ligas apresentam melhor desempenho que as de ouro, podendo ser chamadas de substitutas das ligas de ouro tradicionais tipo IV, e não apenas alternativas. A compatibilidade biológica é muito boa, fato evidenciado pela sua extensiva utilização na ortopedia (11).

Os requisitos das propriedades mecânicas das ligas odontológicas para fundição são especificados pela Norma Técnica nº 5 da ANSI/ADA (12) na Tabela 2. Esta norma fornece uma classificação e especifica os requisitos e métodos de teste para ligas de fundição dentária. Esta norma é uma adoção modificada da ISO 1562:1993 (ligas de ouro para fundição dentária) e ISO 8891:1998 (ligas de fundição dentária com teor de metais nobres de até 25%, mas não incluindo 75%).

Tabela 2 – Propriedades mecânicas requeridas pela especificação nº 5 da ANSI/ADA para as ligas Odontológicas para fundição (1977). Fonte: Adaptado de Anusavice (2013) (9).

Tipos de Liga	Limite de Escoamento (MPa)	Alongamento (%)
Tipo I	80	18
Tipo II	180	10
Tipo III	270	5
Tipo IV	360	3

A liga Tipo I tem baixa resistência mecânica, indicada para uso em pequenas dimensões, em *inlays*, *onlays* e coroas unitárias que não exigem grande esforço mastigatório como incisivos e pré-molares superiores. A liga deve ter limite de escoamento convencional mínimo de 80 MPa e o percentual de alongamento mínimo é de 18%.

A liga Tipo II tem média resistência mecânica, é indicada para emprego quando é submetida a tensões moderadas. Esta liga é indicada para uso em *inlays*, *onlays* e próteses unitárias totais. A liga deve ter limite de escoamento convencional mínimo de 180 MPa e percentual de alongamento mínimo de 10%.

A liga Tipo III tem alta resistência mecânica, é indicada para emprego quando é submetida a altas tensões. Esta liga é indicada para uso em *onlays* casquetes finos, pânticos,

prótese unitária e selas. A liga deve ter limite de escoamento convencional mínimo de 270 MPa e o percentual de alongamento mínimo é de 5%.

A liga Tipo IV tem resistência mecânica extra alta, é indicada para emprego quando é submetida a tensões muito altas. Esta liga é indicada para uso em selas, barras, grampos, casquetes, certas próteses unitárias e estrutura de próteses parciais removíveis. A liga deve ter limite de escoamento convencional mínimo de 360 MPa e o percentual de alongamento mínimo é de 3% (9).

4.4 Ligas dentárias de metais básicos

As ligas de metais básicos foram desenvolvidas para substituir as ligas altamente nobres e nobres (13).

Os principais metais e ligas para fundição usados para próteses totalmente metálicas, metaloplástica, metalocerâmicas e próteses parciais removíveis estão listados na Tabela 3.

As ligas que estão listadas (Tabela 3) para restaurações metalocerâmicas podem ser usadas para próteses totalmente metálicas ou metaloplástica, ao passo que as ligas para próteses totalmente metálicas não podem ser usadas para próteses metalocerâmicas.

Tabela 3 – Os principais metais e ligas para restaurações metálicas fundidas (RMF), metaloplástica, metalocerâmica e próteses parciais removíveis. Fonte: Autor.

Tipo de metal	RMF metaloplástica	Fundições para metalocerâmicas	Infraestrutura de próteses parciais removíveis
Altamente nobres (AN)	Au, Ag, Cu, Zn, Pt, Pd	Au, Pt, Pd, Ag, Sn, In, Fe	Au, Ag, Cu, Pt, Pd, Zn
Nobres (N)	Au, Pd, Ag, Cu, Zn	Au, Pd, Ag, Cu Sn, In, Fe	Ag, Pd, Au, Cu
Predominantemente básicas (PMB)	Ti (cp) Ag-Sn-Cu-Zn Cu-Al Ni-Cr Co-Cr	Ti(cp) Ni-Cr-Mo-Be Ni-Cr-Mo Co-Cr-Mo Co-Cr-W Ti-Al-V	Ti (cp) Ni-Cr-Mo Be Co-Cr-Mo Ti-Al-V Ni-Cr-Mo Co-Cr-W

As ligas de metais básicos são empregadas na fabricação de próteses fixas e removíveis desde a década de 1930. As ligas nobres de Au, Pd e Ag foram substituídas pelas ligas de CoCr e NiCr, devido às suas propriedades físicas e mecânicas desejáveis, especialmente pelo maior módulo de elasticidade, mas também por serem de fácil processamento e de baixo custo e menor densidade (que ocasionará menor peso) (14).

4.5 Ligas de Níquel-Cromo

As Ligas NiCr são utilizadas para a preparação de restaurações dentárias fabricadas por fundição e fusão a arco (15)(16)(17). As microestruturas destas ligas possuem regiões primárias de Ni-ss (“ss”- solução sólida) e eutética.

O ponto está próximo ao vértice do Ni, indicando uma alta concentração de Ni, moderada quantidade de Cr e baixa quantidade de Mo. No diagrama ternário, diferentes regiões são indicadas por diferentes fases ou combinações de fases como: (Ni), (“P”), (Ni+“P”), (σ), (Ni+ σ), (σ +Cr), (Cr), (Ni+Cr), (MoNi), conforme ilustra a Figura 1.

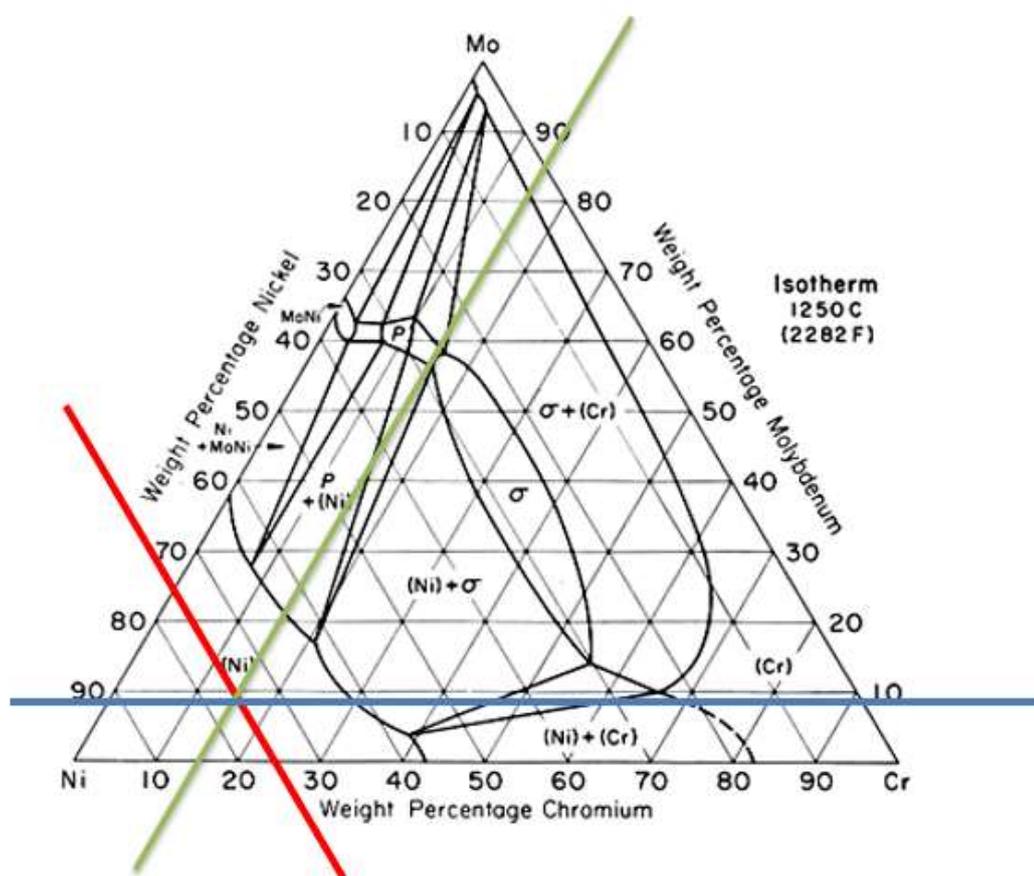


Figura 1 – Diagrama de fases liga NiCr (16)(18).

As propriedades esperadas são alta ductilidade, resistência e estabilidade térmica. A região onde se encontram as concentrações de 73% Ni, 14% Cr, e 8,5% Mo sugere que a liga tem uma fase de Níquel com os demais elementos de liga em solução sólida. Esta composição é favorável para aplicações que requerem boa resistência mecânica e resistência à corrosão, como em revestimentos de próteses metálicas.

O ponto com 73% Ni, 14% Cr, e 8,5% Mo está principalmente dentro da região da fase (Ni), indicando que as propriedades do material serão dominadas por esta fase dúctil e resistente à corrosão. A possível presença de fases intermetálicas como σ e “P” é

mínima, mas deve ser monitorada, pois pode impactar as propriedades mecânicas da liga (Figura 1).

Para melhorar a resistência mecânica das ligas NiCr são adicionados outros elementos de liga. A liga de Ni (73%), Cr (14%) e Mo (8,5%) em peso pode ter a adição de outros elementos como Al e Be para garantir a fundibilidade, fluidez, resistência mecânica e união com porcelanas (19).

O Ni, Cr, Mo, Al e Be são elementos endurecedores por precipitação. O enriquecimento com C, devido à resultado da refundição com maçarico de O₂C₂H₂ (Glioxal) ou O₂-GLP (Gás Liquefeito de Petróleo) pode induzir à formação de inúmeros carbonetos com os elementos de liga (M), como MC, M₆C, M₂₃C₆ e Cr₇C₃ (Tabela 4) (20) (21).

Altas concentrações de Cr e Al favorecem a formação de M₂₃C₆. O aumento das concentrações de Mo forma M₆C. Com o aumento da concentração há a formação de MC. Os carbonetos se espalham na matriz e modificam a dureza e ductilidade da liga. Os carbonetos de Cr e Mo promovem a corrosão localizada em torno das partículas (Tabela 4) (22).

Tabela 4 – Carbonetos dos elementos de liga (M) formados nas ligas NiCr.

Fase	Estrutura	Fórmula	Comentário
M ₂₃ C ₆	FCC	(Cr, Mo) ₂₃ C ₆	Carbonetos precipitados durante o envelhecimento das ligas para aumento da resistência mecânica. Em geral precipitação em glóbulos e placas nos contornos de grão.
M ₆ C	FCC	Fe ₃ Mo ₃ C	Carboneto Secundário
M ₇ C ₃	Ortorrômbica	(Cr) ₇ C ₃	Carboneto secundário em geral observado na forma de partículas intergranulares

As ligas com maior teor de Cr, em detrimento da diminuição de Ni, apresentam maior resistência à corrosão em soluções salinas típicas de meios fisiológicos. A resistência à corrosão está associada à formação de uma camada superficial de óxidos, principalmente Cr₂O₃.nH₂O (n = 1, 2 e 3) (23). Em meios ácidos, o óxido de Molibdênio contribui para a passivação mediante a formação de (Mo₇O₂)₂⁻⁶ insolúvel.

O cromo auxilia no aumento da resistência à corrosão e aumenta a resistência mecânica. O molibdênio aumenta a resistência mecânica da liga especialmente em altas temperaturas e aumenta a resistência à corrosão. O alumínio e o carbono aumentam a resistência mecânica, o berílio em baixas concentrações endurece a liga (24) e melhora a fluidez.

4.6 União entre os Revestimentos estéticos e NiCr

A rugosidade dos substratos, mesmo polidos, reduz as interações com o meio. Após a justaposição dos substratos ocorrem regiões com espaços livres. Para promover a união entre os dois substratos, empregam-se substâncias capazes de preencher esses espaços livres. Os adesivos podem simplesmente preencher as rugosidades superficiais e realizar ligações superficiais com os substratos (25).

No final da década de 1930, foi iniciada a comercialização da resina acrílica para confecção de dentaduras. Apenas na década seguinte, em 1940, iniciou-se a junção dos metais com as resinas acrílicas para confecção de próteses parciais fixas. No entanto, os materiais possuíam coeficientes de expansão térmica distintos, baixa resistência mecânica, desgaste e resultado estético insatisfatório.

A união à liga metálica com as resinas das próteses sempre foi um desafio. Unir quimicamente os óxidos das ligas não nobres ao cimento resinoso através das moléculas bifuncionais de *primers* metálicos não garante a resistência mecânica suficiente para uso em próteses. É recomendada também a criação de rugosidades. Na odontologia, o uso de pontas diamantadas, jateamento com alumina ou sílica (26) são procedimentos usuais para melhorar a adesão da estrutura metálica com as resinas.

O princípio da adesão da estrutura metálica com a resina protética parte do pressuposto que a união de substratos diferentes precisa ter resistência aos esforços mastigatórios, variações de temperatura e aos fluidos da cavidade oral. O grande desafio é ter um material adesivo que seja de fácil e rápida aplicação, e que tenha afinidade entre si e aos tecidos duros dentais (esmalte e dentina). Cada substrato, bem como cada material restaurador, tem suas particularidades de superfície. O maior obstáculo a ser superado é obter um material adesivo que proporcione união forte, estável e de fácil aplicação, independente das superfícies envolvidas. O material adesivo é formado por um conjunto de componentes básicos: um ácido, um modificador de superfície, chamado de primer e um adesivo propriamente dito, denominado *bond*. O termo sistema adesivo universal é usado para referir ao adesivo que pode ser utilizado para unir diferentes materiais restauradores (27).

Os polímeros, por apresentarem resultado estético melhor que os metais, são estudados na tentativa de melhorar suas propriedades físicas e mecânicas. Com a incorporação de partículas de carga inorgânica à matriz orgânica dos adesivos levou ao desenvolvimento das resinas compósitas. Na tentativa de otimizar o processo de união resina/metal, os autores Tanaka *et al.* (1981) (28) propuseram a incorporação de um monômero contendo um grupo funcional de 4-META (4-methacryl oxyethyltrimellitateanhydride) para unir quimicamente aos óxidos na superfície de metais como o NiCr. Os resultados mostraram que as resistências da união foram superiores aos obtidos em estudo realizado anteriormente

utilizando retenção mecânica. As características químicas dos condicionadores facilitam seu emprego, uma vez que são efetivos quando aplicados diretamente na superfície de ligas básicas após jateamento com alumina.

O monômero 10-MDP (10-metacriloil-oxi-decil-di-hidrogenofosfato) atua como um agente de ligação entre compósitos resinosos, óxidos metálicos e substratos dentários. O 10-MDP promove uma melhor adesão quando comparado aos outros monômeros funcionais, e é considerado o padrão-ouro. Para o sistema adesivo, o grupo carboxílico polar da resina se orienta perpendicularmente à superfície do metal a ser recoberto, se transformando em mediador da interação do óxido com a resina. O grupo metacrilato copolimeriza com os monômeros da resina que será aplicado logo após (29).

Revestir a superfície de um material, independentemente do método ou composição do revestimento tem como objetivo obter propriedades estéticas e/ou funcionais. Os tipos de recobrimentos são variados e o que irá determinar suas características, é a sua aplicação, o meio que estará inserido e o seu tempo de exposição (30). O principal mecanismo de proteção dos recobrimentos são os que realizam a proteção por barreira, podendo estes recobrimentos serem de natureza metálica, não metálica inorgânica e orgânica.

O recobrimento deve ter homogeneidade, pois qualquer defeito na superfície do filme protetor, como um poro, irá facilitar as reações de corrosão. Os processos mais comuns são deposição por metalização, eletrodeposição, imersão a quente e deposição química. Com os processos de anodização, cromatização, fosfatização e esmalte vítreo, é possível depositar sobre uma superfície, materiais não metálicos inorgânicos. Os recobrimentos de natureza orgânica, podem ser sólidos (pó) ou líquidos, e a pintura pode ter espessura entre 40 μm e 500 μm (31).

4.7 Pintura Eletrostática

A pintura eletrostática é uma das formas de pintura com tinta em pó. O revestimento é mais resistente do que outros existentes na atualidade. Neste método de pintura estão envolvidas cargas eletrostáticas. Essa pintura utiliza um processo característico por meio de cargas elétricas para a fixação da tinta. A tinta é carregada eletricamente na pistola e projetada contra a peça que está aterrada, com carga de sinal oposto, fazendo com que a tinta se fixe no material (32).

A pintura eletrostática é mais aplicada em superfícies metálicas, mas pode ser utilizada em qualquer material condutor elétrico. Para a pintura é utilizada uma pistola própria, o equipamento para pintura possui um depósito para a tinta em pó e funciona da seguinte forma: antes do pó ser borrifado, é carregado eletricamente com cargas positivas ou negativas, e a superfície onde será aplicada é carregada eletricamente com cargas de sinais opostos às da tinta em pó. Quando a tinta em pó entra contato com a superfície

ocorre à atração eletrostática fazendo a tinta fixar na superfície. Após o processo, o material é levado a uma estufa onde as partículas de tinta se fundem resultando em uma uniformidade melhorando seu acabamento.

4.8 Tintas em Pó

A tinta em pó surgiu nos Estados Unidos no final da década de 1950. No início era um produto muito simples que consistia apenas da resina epóxi sólida, pigmentos e endurecedores. Os componentes eram misturados a seco com o auxílio de moinho de bolas. Inicialmente, a aplicação era realizada através de leitos fluidizados. Porém, devido à segregação das partículas no tanque de pintura e a consequente heterogeneidade da pintura e defeitos, os resultados não eram satisfatórios (33).

Somente no início dos anos 60, as primeiras aplicações da pintura eletrostática com uso da pistola para pulverizar a tinta começaram a ser realizadas. A pistola para pintura facilitou muito o processo, deixando os equipamentos mais operáveis, leves e em alguns casos automatizados. Foi só então que a indústria da época começou a aceitar que as tintas em pó são economicamente viáveis. Na Tabela 5 são enumeradas as vantagens e desvantagens da pintura com tinta em pó (34).

Tabela 5 – Vantagens e desvantagens em utilizar tintas em pó.

Vantagens	Desvantagens
Não utilizam solventes Baixo risco de incêndio Baixos índices de rejeição Aplicação de uma só demão Tinta comercializada pronta Reaproveitamento do pó de até 98%	Troca do pó mais demorada durante os processos Difícil aplicação em camadas menores que 30 μm

4.9 Formação do Filme na Pintura Eletrostática

Na primeira etapa da pintura eletrostática, a camada do pó é depositada sobre a superfície formando uma estrutura irregular, aleatória e temporária (Figura 2 **I**). Durante o aquecimento para a cura da tinta, as partículas mais próximas à superfície começam a se acomodar com o início do processo de fusão e polimerização (Figura 2 **II**).

As partículas começam a se alastrar por todo o substrato enquanto o ar se difunde para a superfície (Figura 2 **III**), através da película de aproximadamente 100 μm . No processo de formação da película, é de fundamental importância o controle dos parâmetros de cura da resina, pois se o filme sofrer a cura antes do tempo adequado, as bolhas de ar podem ficar aprisionadas no filme (Figura 2 **IV**), provocando defeitos na pintura, como vazios, pontos de agulha, deficiência na estética e acabamento.

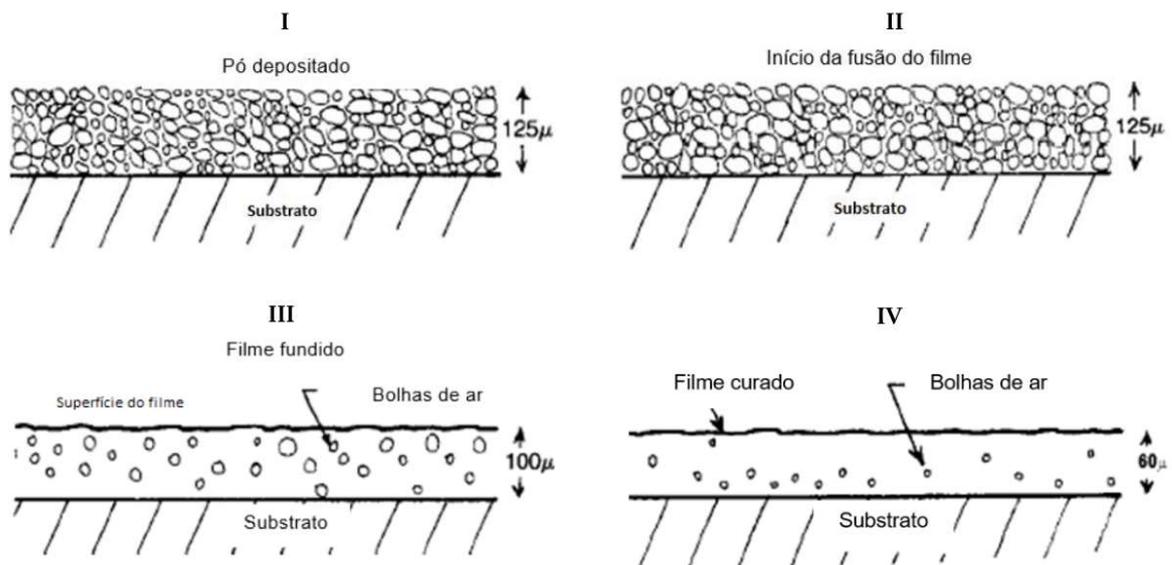


Figura 2 – Mecanismo de formação do filme de revestimento sobre substrato. Adaptado do manual de Kränkel (2014) (33).

As tintas em pó mais utilizadas para esta técnica são a epóxi, poliuretano, poliéster e híbrido (epóxi + poliuretano). O uso da pintura eletrostática exige tamanho da estufa compatível com o tamanho da peça (35).

4.10 Resinas Epóxi Usada na Pintura Eletrostática

Como mostrado na Figura 3, o grupo funcional epóxi pode ser representado por um arranjo triangular contendo um átomo de oxigênio e dois carbonos (36). A ligação do oxigênio pode ser facilmente quebrada e ligada a outros radicais, formando diferentes tipos de resinas de base epóxi.

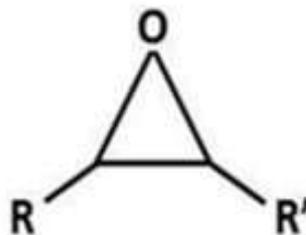


Figura 3 – Estrutura básica de um grupo epóxi. Adaptado de Boyle; Martin; Neuner (2001) (36).

As resinas epóxi são termofixas e possuem a forma de líquidos viscosos ou de sólidos quebradiços. O método de obtenção das resinas mais utilizado comercialmente é a reação de condensação entre o bisfenol A e a epícloridrina juntamente com um catalisador alcalino (37).

Vários tipos de resinas epóxi podem ser produzidas, utilizando diferentes matérias-primas para realizar a síntese. Por exemplo, a resina epóxi comercial Novalaca utiliza como precursores da reação os grupos hidroxila de resinas fenólicas com a epícloridrina. Neste caso, o tempo de cura é menor, tem maior número de ligações cruzadas e conseqüentemente uma maior estabilidade térmica (38).

As resinas epóxi usadas na pintura eletrostática possuem excelente resistência química e térmica. Suas aplicações são variadas, podendo ser utilizadas como adesivos (devido sua natureza polar e alto grau de molhabilidade) e como revestimentos superficiais na indústria alimentícia e química.

Outra aplicação da resina epóxi é na produção de laminados. As resinas epóxi agem como matriz nos materiais compósitos, elas atuam como agente intermediário responsável por transmitir às solicitações mecânicas para os materiais de reforço adicionadas, como por exemplo, fibras de vidro. Entretanto, devido a sua baixa resistência ao impacto, sua aplicação é limitada na forma de filmes finos, sendo necessária a utilização de agentes flexibilizantes.

4.11 Resinas Poliéster

A resina poliéster é uma das mais versáteis entre os copolímeros sintéticos (39). Eles são encontrados comercialmente, como fibras, como matriz em materiais compósitos e como revestimentos. As resinas podem ser de quatro tipos:

- Resinas de poliéster saturadas;
- Resinas alquílicas;
- Resinas éster vinílicas;
- Resinas de poliéster insaturadas

As resinas de poliéster saturadas são utilizadas na indústria têxtil e na produção de malhas. Por exemplo, o polietileno tereftalato é obtido a partir da reação entre um dimetil tereftalato com etileno glicol (Figura 4).

das resinas dependem dos aditivos, iniciadores e agentes de cura. Como resultado, obtém-se um termofixo com propriedades versáteis, preço acessível e uma gama de aplicações, entre elas a resistência a intempéries.

4.12 União NiCr com Cimento Resinoso

O sucesso do procedimento para reabilitação oral depende de vários parâmetros que envolvem requisitos mecânicos, biológicos e estéticos. Os requisitos mecânicos estão associados à qualidade da interface da união da estrutura metálica com o cimento. Os agentes de cimentação devem ter propriedades físicas e químicas que garantam uma interface de união com a estrutura metálica e resistência mecânica que suporte as cargas orais (40).

A união do cimento à estrutura metálica é mecânica e química. A mecânica depende do acabamento da superfície da estrutura. Esta união pode ser melhorada pelo jateamento da superfície com alumina seguido do condicionamento com ácido fluorídrico. Uma segunda maneira de melhorar a união mecânica é com uso de esférulas. Durante o processo de fundição da estrutura metálica a superfície é alterada pela agregação de esférulas que possuem de 0,4 a 0,6 mm. A desvantagem do uso das esférulas é que prejudica a precisão dimensional da prótese devido ao sobre contorno (41).

A união química do cimento à estrutura metálica ocorre pela polimerização do cimento. O cimento pode ser autopolimerizável, fotopolimerizável ou dual. A retenção mecânica tem resistência superior à química. A aplicação do silano associada à retenção mecânica aumenta significativamente a resistência de união dos cimentos resinosos.

A eficácia do procedimento restaurador não se limita apenas *interlocking* entre o metal e o cimento resinoso. Aspectos como as propriedades físicas e químicas do agente de cimentação desempenham um papel significativo na resistência e na estabilidade da união (41). A ligação da tinta epóxi em pó ao metal ocorre por meio do processo de cura por fusão. Antes de aplicar a pintura, a superfície deve ser devidamente preparada. Geralmente, a preparação envolve a remoção de gorduras, pequenos detritos, óxidos e outras impurezas que podem prejudicar a adesão da tinta.

A tinta epóxi em pó é aplicada na superfície do metal por meio de um processo eletrostático. Para explicar a união do revestimento obtido na pintura eletrostática com a superfície do metal, considera-se que alguns grupos funcionais das tintas em pó epóxi, se ligam aos óxidos dos metais.

A ligação ocorre na seguinte maneira: Os grupos epóxi são compostos por oxigênio ligado a dois átomos de carbono em uma estrutura de anel oxirano. Esses grupos funcionais têm a capacidade de reagir com grupos hidroxila ($-OH$) presentes em óxidos metálicos. Alguns sistemas de tinta em pó podem conter grupos isocianato ($-NCO$), que são altamente

reativos com grupos hidroxila e grupos amino ($-\text{NH}_2$). Esses grupos podem estar presentes em óxidos metálicos e podem participar de reações de poliadição ou policondensação, formando ligações covalentes entre a tinta em pó e a superfície do metal. Grupos funcionais com hidroxila ($-\text{OH}$) e carboxila ($-\text{COOH}$) podem estar presentes em alguns pigmentos ou aditivos das tintas em pó. Esses grupos podem interagir com óxidos metálicos por meio de ligações de hidrogênio e interações dipolo-dipolo, proporcionando adesão e ancoragem física do revestimento à superfície metálica. Em sistemas de tinta em pó à base de silano, grupos funcionais silano ($-\text{SiOH}$) podem reagir com grupos hidroxila presentes em óxidos metálicos, formando ligações siloxano ($-\text{Si}-\text{O}-\text{Si}-$) que melhoram a adesão e a resistência química do revestimento.

4.13 Molhabilidade

A molhabilidade é capacidade que um líquido tem de entrar em contato com uma superfície. Esta propriedade é importante para avaliar o desempenho em várias aplicações, como por exemplo, na fabricação de materiais submetidos à pintura e lubrificação. Nas aplicações dos biomateriais, a molhabilidade influencia nos processos de adesão de células, revestimento, separação de fases e interações biológicas. Uma das técnicas mais comuns para avaliar a molhabilidade é a medida do ângulo de contato formado entre o líquido e a superfície sólida. Um ângulo de contato menor que 90° indica alta molhabilidade, enquanto um ângulo maior que 90° indica baixa molhabilidade.

A molhabilidade é útil para entender como diferentes materiais interagem com líquidos específicos, influenciando na adesão entre produtos, lubrificação e resistência à corrosão. A caracterização da molhabilidade é importante na fabricação de revestimentos. Ao compreender a molhabilidade da superfície, podemos selecionar materiais e métodos de preparação que promovam uma melhor aderência e desempenho do revestimento, reduzindo falhas prematuras.

Em aplicações biomédicas, a avaliação da molhabilidade permite avaliar as possíveis interseções entre os biomateriais com os fluidos biológicos e tecidos. Por exemplo, a molhabilidade de implantes influencia na biocompatibilidade, na formação de biofilmes e na resposta do organismo na osseointegração. Além disso, a molhabilidade desempenha um papel importante em processos de separação de fases, como em membranas de filtração. Superfícies com alta molhabilidade podem facilitar a passagem de líquidos através da membrana, enquanto superfícies com baixa molhabilidade podem repelir líquidos indesejados, resultando em uma separação mais eficiente (42).

A caracterização da molhabilidade também é essencial na área de nanotecnologia, onde pequenas variações na molhabilidade de superfícies podem ter um impacto significativo no comportamento de nanoestruturas e em aplicações como sensores, catalisadores e

dispositivos microfluídicos.

Trabalhos recentes exploram as aplicações específicas da molhabilidade em áreas como biomateriais (43), nanotecnologia (44) e fabricação de revestimentos (45), destacando a importância contínua desta técnica na caracterização e no desenvolvimento de materiais avançados.

A hidrofília está diretamente relacionada à molhabilidade da superfície por líquidos. Quando uma superfície é hidrofílica, isso significa que ela possui afinidade pelo líquido, facilitando a formação de uma camada uniforme de líquido sobre a superfície. Quanto mais hidrofílica a superfície, mais baixo será o ângulo de contato e maior será a molhabilidade da substância líquida sobre essa superfície (42) (46).

A molhabilidade pode ser quantificada através de um goniômetro, para medir o ângulo de contato entre a gota de água e a superfície. A superfície hidrofílica apresenta um ângulo de contato menor que 90° . Isso ocorre porque a água tende a se espalhar uniformemente sobre a superfície, em vez de formar uma gota compacta. Um ângulo de contato próximo a zero indica que a superfície é super hidrofílica, a água se espalha facilmente sobre a superfície. Materiais hidrofílicos são comumente utilizados em aplicações, que necessitam de revestimentos para evitar a formação de gotas de água e evitar o efeito de “pérola” d’água. Em biomateriais, o aumento da molhabilidade promove maior adesão celular.

A hidrofobicidade pode ser definida como a propriedade de uma superfície repelir a água ou outros líquidos. Isso significa que em superfícies hidrofóbicas, as gotas do líquido tendem a formar esferas ou gotas compactas que rolam facilmente sobre a superfície, em vez de se espalharem uniformemente. As superfícies hidrofóbicas têm um ângulo de contato superior a 90° . Quanto maior o ângulo de contato, mais hidrofóbica é a superfície. Devido ao alto ângulo de contato, a molhabilidade da superfície por líquidos aquosos é reduzida, resultando em gotas de líquido que não se espalham uniformemente sobre a superfície (47).

Superfícies hidrofóbicas tendem a ser autolimpantes, pois as gotas de água sobre a superfície podem remover as partículas de sujeira ou contaminantes. Materiais hidrofóbicos são usados em revestimentos para proteger superfícies contra umidade, corrosão e sujeira. Em aplicações biomédicas, a hidrofobicidade é explorada para criar superfícies que dificultam a adesão de células e bactérias, reduzindo a formação de biofilmes. Quanto maior o ângulo de contato, mais hidrofóbica é a superfície (42).

No caso das pinturas a molhabilidade da tinta eletrostática em pó pode variar dependendo dos constituintes da tinta, das condições de aplicação e das propriedades da superfície como microtextura. Geralmente, as tintas eletrostáticas em pó são formuladas para ter uma boa molhabilidade das superfícies para facilitar a adesão e a cobertura uniforme.

Superfícies com maior molhabilidade tendem a ter um menor ângulo de contato e uma maior área efetiva entre os materiais em contato, o que pode resultar em maior união e maior resistência ao cisalhamento. A interação entre as superfícies de contato durante o ensaio de cisalhamento pode promover uma interação mais íntima e eficaz, aumentando a coesão e a resistência ao cisalhamento. Em materiais adesivos, com boa molhabilidade, o líquido pode se espalhar uniformemente sobre a superfície, criando uma interface adesiva forte (48).

4.14 Efeito da rugosidade na molhabilidade

Superfícies mais rugosas geralmente têm molhabilidade maior em comparação às superfícies lisas. Isso ocorre porque a rugosidade proporciona maior número de pontos de contato para a molécula do líquido. Variando-se a rugosidade é possível aumentar ou reduzir a área de adesão e alterar o molhamento da superfície. Em superfícies mais rugosas, o ângulo de contato entre a gota e a superfície tende a ser menor. Isso significa que a gota que se espalha mais sobre a superfície, tem uma molhabilidade maior (49).

4.15 Superfícies estruturadas e nanotexturizadas

Superfícies micro e nanotexturadas podem ser projetadas para melhorar a molhabilidade. Superfícies com estruturas específicas podem ter propriedades super-hidrofílicas (com ângulos de contato muito baixos) ou super-hidrofóbicas (com ângulos de contato muito altos), dependendo do objetivo da aplicação do material.

Nas avaliações dos materiais adesivos, observa-se que a rugosidade da superfície influencia na união dos materiais. A rugosidade interfere substancialmente nos resultados de ensaios de cisalhamento, especialmente em testes que envolvem a adesão entre materiais ou a fricção entre superfícies (50).

Superfícies mais rugosas tendem a ter uma área de contato maior entre os materiais em contato, porém não vale para sólido x sólido. Isso pode resultar em maior espalhamento do adesivo, união entre as superfícies e maior resistência ao cisalhamento. Em contrapartida, superfícies muito lisas podem ter menos pontos de contato, menor adesão e resistência ao cisalhamento.

A rugosidade pode afetar o acoplamento mecânico entre as superfícies durante o ensaio de cisalhamento. Superfícies mais rugosas podem ter maior intertravamento, aumentando a resistência ao cisalhamento, enquanto superfícies lisas facilitam o deslizamento. A variação na rugosidade entre as amostras resulta em variações nos resultados do ensaio de cisalhamento. Superfícies com diferentes níveis de rugosidade podem apresentar comportamentos de adesão e resistência a cisalhamentos diferentes (51).

Uma superfície mais rugosa pode permitir melhor aderência devido ao aumento da área de contato e ao maior atrito entre as superfícies. Durante o ensaio de cisalhamento, a rugosidade da superfície também influencia a fricção entre as superfícies em contato. Superfícies mais rugosas podem ter um coeficiente de atrito maior em comparação com superfícies lisas, afetando o comportamento de deslizamento durante o ensaio (52).

5 MATERIAIS E MÉTODOS

No fluxograma mostrado na Figura 6, é apresentada a sequência dos procedimentos adotados no presente trabalho, iniciando-se com 15 corpos em Resina (dimensões 10mm x 10mm x 3mm) unidos à 15 corpos em NiCr (dimensões 20mm x 10mm x 3mm).

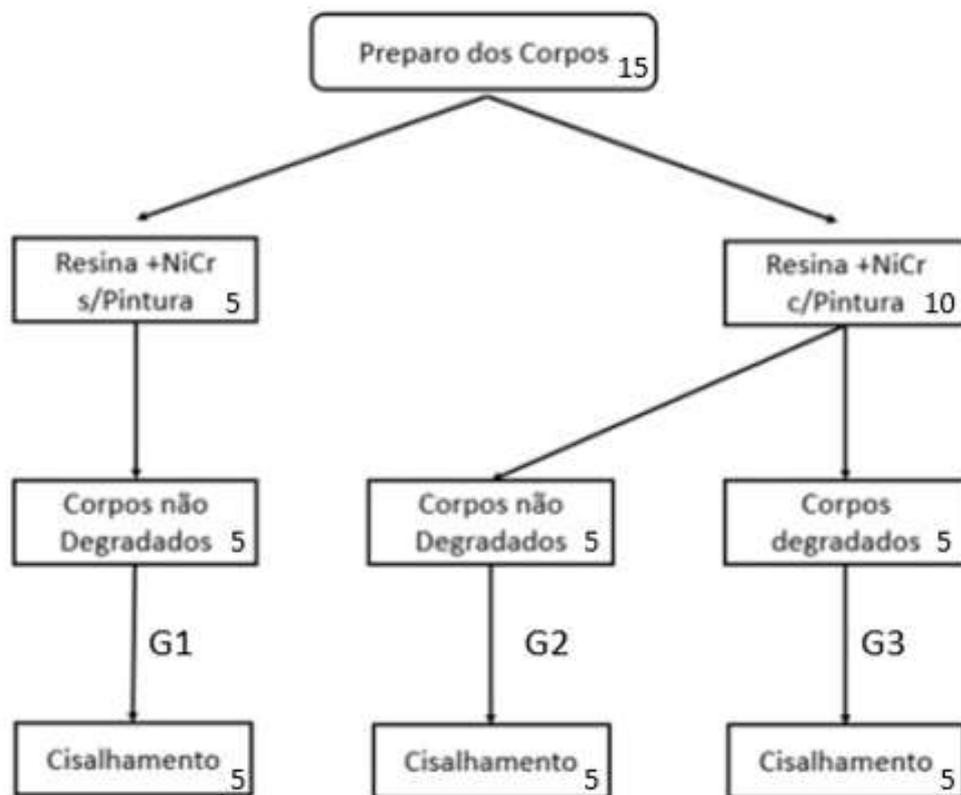


Figura 6 – Fluxograma mostrando a sequência de execução da parte experimental.

5.1 Preparo das amostras de NiCr

No presente trabalho, foram fundidas 15 amostras de NiCr com dimensões 20x10x3mm. Para a fundição foi usada a liga comercial FIT CAST V (TALMAX - Produtos para Prótese Odontológica, Curitiba – Paraná). A composição nominal em peso da liga NiCr usada é mostrada na Tabela 6 e as propriedades da liga baseado na informação do fabricante são relacionadas na Tabela 7. A liga NiCr FIT CAST-V é indicada para fabricação da estrutura de próteses dentárias fundidas.

O fabricante recomenda a fundição da liga TALMAX com uso de maçarico com gás glyoxal ou o GLP. No caso a pressão do oxigênio situa-se em um intervalo de 2 a 3 bar (29 - 43psi), o Propano ou o Acetileno pressão de 0,5 - 0,8 bar (7 - 12psi), em fornos a temperatura necessária geralmente gira em torno de 1.165 – 1.207 °C.

Tabela 6 – Composição química nominal da liga NiCr FIT CAST-V, TALMAX.

COMPOSIÇÃO	
Ni	73%
Cr	14%
Mo	8,5%
Al	1,7%
Be	1,8%

Tabela 7 – Propriedades da liga NiCr.

Dados do Fabricante TALMAX	
Resistência	961MPa
Dureza Vickers (HV 10)	441 HV
Elasticidade	880 Mpa
Alongamento	5%
Peso específico	7,9 g/cm ³
Temperatura de fusão	1.165 - 1.207 °C
Temperatura de fundição	1.257 °C
Coefficiente de expansão térmica	14.1 (25 °C - 600 °C)

O fabricante recomenda a fundição da liga TALMAX com uso de maçarico com gás oxiacetileno ou GLP. No caso do uso de oxiacetileno a pressão recomendada é de 1,75 - 2,10 kgf/cm² (24,9 - 29,9 psi).

Após a fundição, as amostras de NiCr foram revestidas com pintura eletrostática e cimentadas a blocos de resina fotopolimerizável usada em prótese dentária. As amostras foram divididas em 3 grupos:

- **GRUPO G1:** Amostras de NiCr fundidas e cimentadas à resina estética;
- **GRUPO G2:** Amostras de NiCr fundidas, revestidas com tinta eletrostática e cimentadas à resina estética;
- **GRUPO G3:** Amostras de NiCr fundidas, revestidas com tinta eletrostática, cimentadas à resina estética e envelhecidas em autoclave.

A metodologia da fundição das amostras de NiCr foi por cera perdida (Figura 7). Empregou-se a cera comercial, Newwax 7 (TECHNEW, Comércio e Indústria Ltda – Quintino, Rio de Janeiro – RJ), usada na fabricação de próteses dentárias para a confecção do modelo inicial, foi utilizado uma forma de acrílico, cortada à laser para garantir fidelidade das dimensões dos corpos de prova.

Para verter a cera nos moldes, primeiro as paredes internas do molde (Figura 7a) são revestidas, a seguir o modelo é colocado sobre uma placa de vidro (Figura 7b), o excesso é removido com uma espátula (Figura 7c), modelos com dimensões desejadas (Figura 7d), remoção dos modelos dos moldes (Figura 7e), o modelo em cera representa a forma exata do corpo de prova desejado.

Já conectado a um *sprue* está pronto para se iniciar o processo de fundição (Figuras 7f e 7g), e o modelo em cera é envolvido em um material de revestimento Heat Shock (PODENTAL LTDA, Cotia- São Paulo), um refratário, formando um molde. Este molde é então aquecido para remover a cera, deixando uma cavidade na forma da peça. O molde é preenchido com um material de revestimento (investimento) que resiste ao calor elevado necessário para a fundição do metal.

O molde revestido é colocado em um forno e aquecido para eliminar qualquer resíduo de cera e endurecer o material de revestimento. O metal ou liga metálica é aquecido em um cadinho até atingir o ponto de fusão (1.165 – 1.207 °C). O metal fundido é vertido para dentro do molde através de um sistema de canais (*sprue*) que guiam o metal até a cavidade do molde (Figura 7h) através da ação de uma centrífuga, o molde com o metal fundido é deixado para resfriar até que o metal solidifique completamente (Figura 7i).

Uma vez resfriado, o revestimento é removido para revelar a peça metálica fundida. A peça fundida é cortada dos canais de alimentação e limpa de qualquer material de revestimento residual (Figuras 7j, 7l e 7m). A peça é ajustada, lixada com lixa 240 em polítrix para garantir uma superfície mais homogênea (Figuras 7n e 7o).

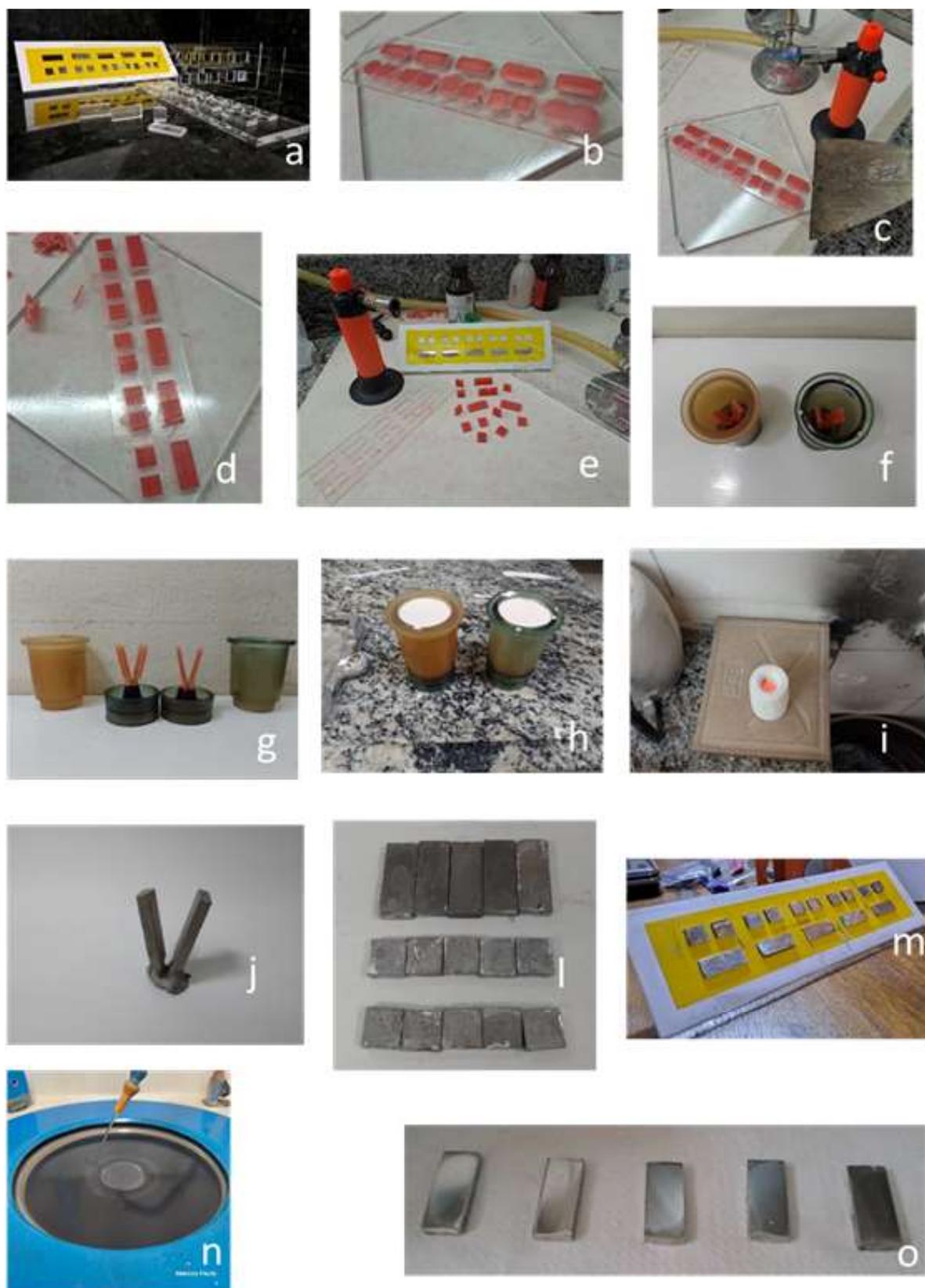


Figura 7 – Sequência da confecção das amostras pela técnica da cera perdida. Fonte: Autor.

Os corpos de prova de NiCr foram submetidos aos tratamentos de superfícies: jateamento com óxido de alumínio de $100\mu\text{m}$, com pressão de 2 Bar, durante 20 segundos numa distância de 3cm seguido de ataque com ácido fluorídrico a 10%.

Mostra-se na Tabela 6 que a liga NiCr usada contém Ni, Cr, Mo, Al e Be. Nas ligas de NiCr que contêm berílio, alumínio e molibdênio ocorre a formação de óxido dos citados metais. O berílio forma o óxido de berílio (BeO). O percentual de berílio na liga de NiCr do presente trabalho foi de 1,8%. O Be reduz a viscosidade da liga fundida (fluidez), reduz a temperatura de fusão, aumenta a resistência a tração, dureza da liga e melhorando a usinabilidade.

Óxido de cromo (III) é também chamado de trióxido de cromo ou óxido cromoso Cr_2O_3 . Esse óxido é um composto de cor verde escuro a marrom, dependendo das condições em que é formado e das impurezas presentes. O óxido de cromo é amplamente utilizado devido a formação de uma camada superficial protetora de Cr_2O_3 quando exposta a ambientes oxidantes, como o ar atmosférico. Essa camada de óxido ajuda a proteger a liga metálica contra a corrosão, aumentando sua durabilidade e vida útil.

Após o cromo, o óxido de alumínio (Al_2O_3) é o mais comum e estável na liga de NiCr (Tabela 6). Essa camada de óxido proporciona proteção contra a corrosão e melhora a adesão dos revestimentos.

Pequenas quantidades de molibdênio são frequentemente adicionadas às ligas de NiCr para melhorar suas propriedades mecânicas, como resistência à tração, resistência à fadiga e dureza. Isto é particularmente importante para restaurações dentárias que estão sujeitas a forças mastigatórias e mecânicas. O molibdênio ajuda a melhorar a resistência das ligas de níquel e cromo, o que é fundamental para garantir a durabilidade e a integridade das restaurações dentárias em ambientes orais corrosivos. O molibdênio é conhecido por sua capacidade de manter a estabilidade em altas temperaturas. Isto é muito importante em aplicações dentárias onde a restauração pode ser exposta a altas temperaturas durante processos como soldagem a laser e uso de maçarico.

5.2 Preparação das Amostras de Resina

Para avaliar a influência da pintura da liga NiCr na adesão de próteses dentárias, as amostras foram cimentadas a blocos de resina usadas em próteses. Foram preparadas 15 amostras de resina composta comercial Z100 3M (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) com dimensão 10 x10 x 3mm. A resina Z100 3M possui na composição partículas de cerâmica tratada com silano, Bisfenol A, dimetacrilato de éter diglicídico (BISGMA), dimetacrilato de trietilenoglicol (TEGDMA), 2-Benzoatriazolil-4-Metilfenol.

Para a preparação dos blocos de resina foi utilizado uma forma de acrílico, cortada à laser para garantir fidelidade das dimensões dos corpos de prova de dimensões 10mm x 10mm x 3mm, as paredes internas do molde foram revestidas, a resina calcada no seu interior, fotopolimerizadas em camadas de 1,5 mm. Os corpos de prova em resina, foram submetidos ao ataque ácido com o ácido fosfórico 37% (FGM Dental Group - Zona Industrial Norte, Joinville - SC), por 20 segundos. Seguindo especificações do fabricante, a resina foi polimerizada com foto polimerizador (DMC, modelo D2000, ABC DMC Equipamentos Médicos e Odontológicos), comprimento de onda do LED azul 430 – 490 nm, potência de 900 mW/cm² – 1100 mW/cm² (Figura 8a).

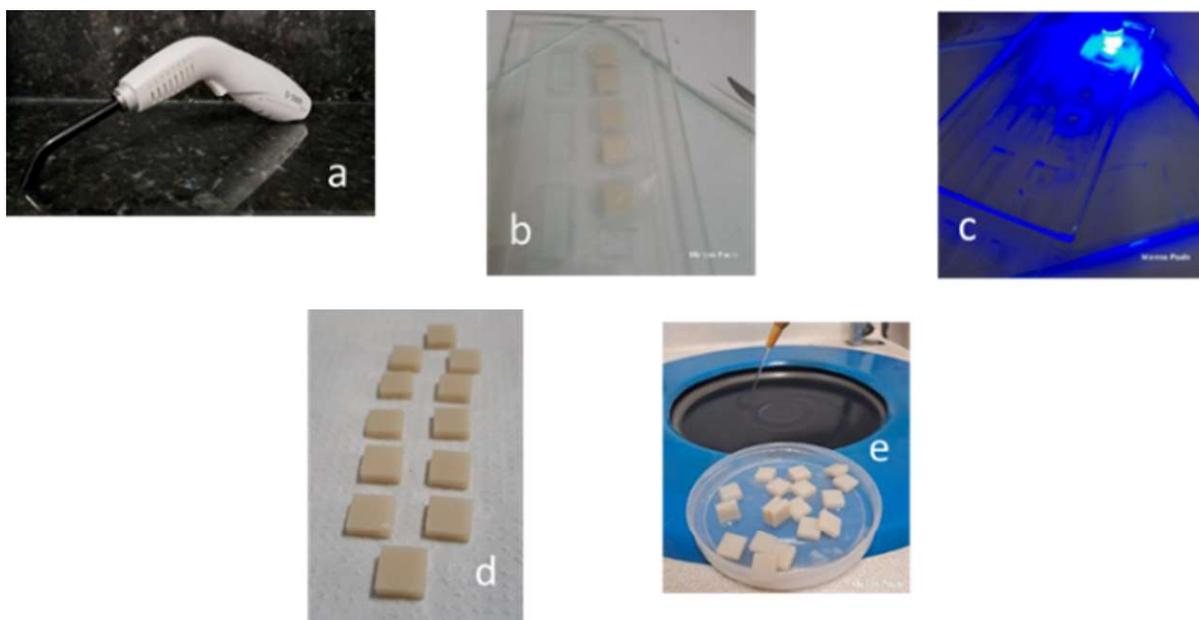


Figura 8 – Sequência da confecção amostras de resina.

Nas Figuras 8b, 8c e 8d sequência de obtenção das amostras. Após a preparação das amostras de resina, fez-se acabamento com lixa 240 para se obter o mesmo acabamento das amostras de NiCr (Figura 8e).

Os corpos de resina foram imersos em ácido fosfórico 37% (FGM Dental Group - Zona Industrial Norte, Joinville - SC) por 20 segundos (Figura 11b). O tratamento seguiu as orientações de seus respectivos fabricantes. Nas Figuras 11c e 11d são mostrados os

aspectos finais após o ataque com ácido.

5.3 Medidas da Rugosidade e Molhabilidade das amostras

Antes e após a pinturas mediu-se a rugosidade e a molhabilidade das amostras quantificados nos Anexos **A** e **B**. A rugosidade das amostras de NiCr com e sem pintura e da resina foram quantificadas no rugosímetro Zygo NewView 7100 (Zygo Corporation, Connecticut, Estados Unidos) observando-se as recomendações das normas ABNT ISO 4288:2008 e ABNT ISO 4287:2002 (Figura 9).



Figura 9 – Rugosímetro New Zygo. Fonte: Autor.

A rugosidade da superfície pode ser expressa por vários parâmetros, no presente trabalho mediu-se Ra e Rq. Esses parâmetros são úteis para analisar a influência da morfologia na molhabilidade. Entre os corpos retangulares de NiCr, sem e após a pintura, na face escolhida para o ensaio, 5 áreas foram selecionadas para determinar a rugosidade. Da resina foram medidas as rugosidades de 5 amostras aleatórias dentre 15, em 3 áreas diferentes (Anexo A).

As medidas do ângulo de contato foram realizadas pela técnica da gota séssil com volume de 8 μl com emprego do goniômetro FTA 100 (First Ten Angstroms, Portsmouth, VG, EUA) (Figura 10). A molhabilidade pode ser vista como um parâmetro macroscópico das interações moleculares entre um líquido e uma superfície sólida, que indica o quanto o líquido tende a “manter ou não” contato com essa superfície.

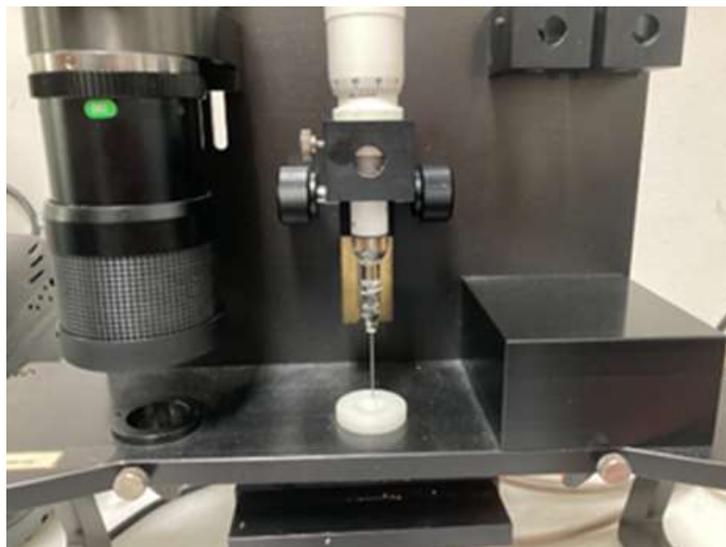


Figura 10 – Goniômetro FTA 100 usado para determinar a molhabilidade das amostras antes e após a pintura. Fonte: Autor.

5.4 Pintura eletrostática

Os corpos de prova de NiCr fundidos foram submetidos aos tratamentos de superfícies de jateamento com partícula de alumina de $100\ \mu\text{m}$, pressão de 2 Bar, durante 20 segundos numa distância de 3cm seguido de ataque ácido fluorídrico a 10% (Lysanda Produtos Odontológicos, Vila Prudente - São Paulo – SP) por 60 segundos (Figura 11 **a**).

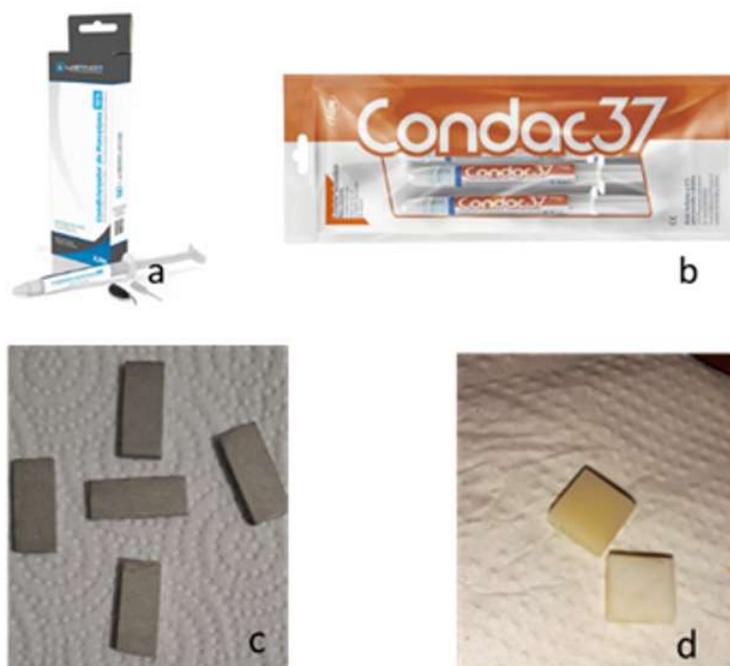


Figura 11 – Amostras de NiCr após o jateamento com alumina e ataque com HF (c) Amostras de resina, corpo superior antes do ataque ácido e inferior após ataque com H_3PO_4 37% (d). Fonte: Autor.

Após a confecção das amostras, todas foram submetidas à lavagem em cuba ultrassônica (Cristófoli Equipamentos de Biossegurança Ltda. Campo Mourão - PR – Brasil) por 8min seguido do processo de secagem. As amostras em NiCr dos Grupos 2 e 3 foram submetidas à pintura eletrostática. Para a pintura eletrostática dos corpos em NiCr foi usado a tinta em pó, híbrida, Politherm 30 Nobac® Poliester/Epóxi – 70/30, microtexturizada, Branco brilhante (WEG Indústrias Químicas SA, Guaramirim, SC, Brasil).

Para a pintura, empregou-se o equipamento Tecnoplus (Cetec Equipamentos para Pintura, Barueri, SP, Brasil) e voltagem de 70 kV. O equipamento de pintura tem uma pistola com dispersor que cria um jato circular, o qual ioniza o pó da tinta, através do efeito corona (Figura 12). O tempo da pintura foi estabelecido em 4 segundos. A pistola de pintura foi posicionada na direção perpendicular à superfície das amostras a serem pintadas, a distância de 20 cm da ponta do dispersor. Aplicou-se a vazão de 400g/min. No ato da pintura, as amostras de NiCr foram colocadas penduradas através de grampos do tipo “jacaré” interligados em um fio de seção transversal de 6mm, sob aterramento elétrico abaixo de 10 Ohm (Figura 12).

Durante esse processo, o pó é carregado eletricamente e atraído pela superfície do metal, o processo cria uma camada uniforme de pó sobre o substrato. Após a aplicação do pó, o metal é aquecido no forno, a tinta funde fazendo com que flua e se espalhe sobre a



Figura 12 – Equipamento Tecnoplus (Cetec Equipamentos para Pintura, Barueri, SP, Brasil) usado na pintura eletrostática. Fonte: Autor.

superfície do metal. Os agentes de cura na tinta epóxi reagem quimicamente e formam ligações cruzadas que endurecem o revestimento. Durante a fusão e cura, a tinta epóxi derretida entra em contato íntimo com o metal. As moléculas da tinta epóxi formam ligações químicas com o óxido da superfície do metal, criando uma forte adesão e ligação com o substrato. Após a cura, o revestimento possui resistência química, à abrasão, à corrosão e desgaste.

Para determinar a espessura da tinta nos corpos de prova, foi utilizado o medidor de espessura por correntes parasitas HW300PRO (Hitech, China) (Figura 13). Este equipamento baseia-se no princípio das correntes Eddy, sendo especialmente adequado para a medição de revestimentos não condutores sobre substratos metálicos não ferrosos. Antes das medições, o equipamento foi calibrado utilizando padrões de espessura certificados para garantir a precisão das leituras. Cada corpo de prova foi posicionado em uma superfície plana e a sonda do HW300PRO foi colocada perpendicularmente à superfície revestida, assegurando contato consistente e adequado. Foram realizadas 10 medições em pontos distintos dos corpos de prova escolhidos aleatoriamente, para se obter uma média representativa da espessura da tinta. Os dados obtidos foram registrados e analisados para determinar a uniformidade e a conformidade do revestimento com as especificações técnicas exigidas.

5.5 Cimentação da resina ao NiCr

A união entre as amostras de NiCr e de resina (Figura 14) foi por cimentação com o cimento resinoso comercial Fill Magic – Dual Cement - Vigodent AS Industria e



Figura 13 – Equipamento usado para medir a espessura da tinta. Fonte: Empresa Hitech.

comércio). O cimento é composto pela mistura de Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, BHT, EDAB, canforoquinona, borossilicato de bário e alumínio e pigmentos. O catalisador possui TEGDMA, Bis-GMA, BHT, peróxido de benzoíla e borossilicato de bário e alumínio.



Figura 14 – Corpos de prova de NiCr pintado cimentado a resina. Fonte: Autor.

A união das amostras de NiCr com resina foi realizada seguindo as seguintes etapas:

1. Jateamento das amostras de NiCr fundidas;
2. Ataque das amostras de NiCr fundidas e jateadas com ácido fluorídrico a 10%, durante 60s;
3. Lavagem em cuba ultrassônica com água destilada por 8 minutos e secagem com ar;
4. Pintura das amostras de NiCr;
5. Lavagem das amostras de NiCr pintadas e da resina em ultrassom por 8 minutos e secagem ao ar;
6. As amostras após pintura foram imersas em ácido fluorídrico a 10%, durante 20s;
7. Ataque das amostras de resina com ácido fosfórico a 37% durante 20 segundos
8. Lavagem de todas as amostras em água corrente e secagem com ar;
9. Silanização das amostras de NiCr com uso do silano MZ PRIMER (ANGELUS - Angelus Indústria de Produtos Odontológicos S/A - Lindoia, Londrina – PR, Brasil) com utilização de micro *brushes*;
10. Aplicação de adesivo Adper single bond 02(3M ESPE – 3M do Brasil LTDA. Sumaré – SP) na face tratada com ácido fosfórico da resina;
11. Aplicação do cimento resinoso Dual (Dual Cement - Fill Magic – VIGODENT INDUSTRIA E COMERCIO LTDA. Rio de Janeiro - RJ, Brasil) nas faces tratadas de NiCr e resina;
12. Remoção dos excessos de cimento das faces para evitar erros da área de união nos ensaios de cisalhamento.

Após a união do NiCr com a resina, um dos grupos (grupo G3) foi submetido ao envelhecimento hidrotérmico por autoclavagem durante 5 horas, e este tempo é equivalente a 15 anos de envelhecimento natural na cavidade oral (53).

5.6 Ensaio de Cisalhamento

A resistência da união da resina composta Z100 3M ao corpo de prova em NiCr foi determinada no teste de cisalhamento. Para o ensaio de cisalhamento foi utilizado o dispositivo mostrado na Figura 15. Foi usada a máquina de ensaio universal EMIC modelo DL-1000 (EMIC – Equipamentos e Sistemas Ltda., São José dos Pinhás – PR – Brasil) com célula de carga de 5000N e velocidade de 0,5mm/min.

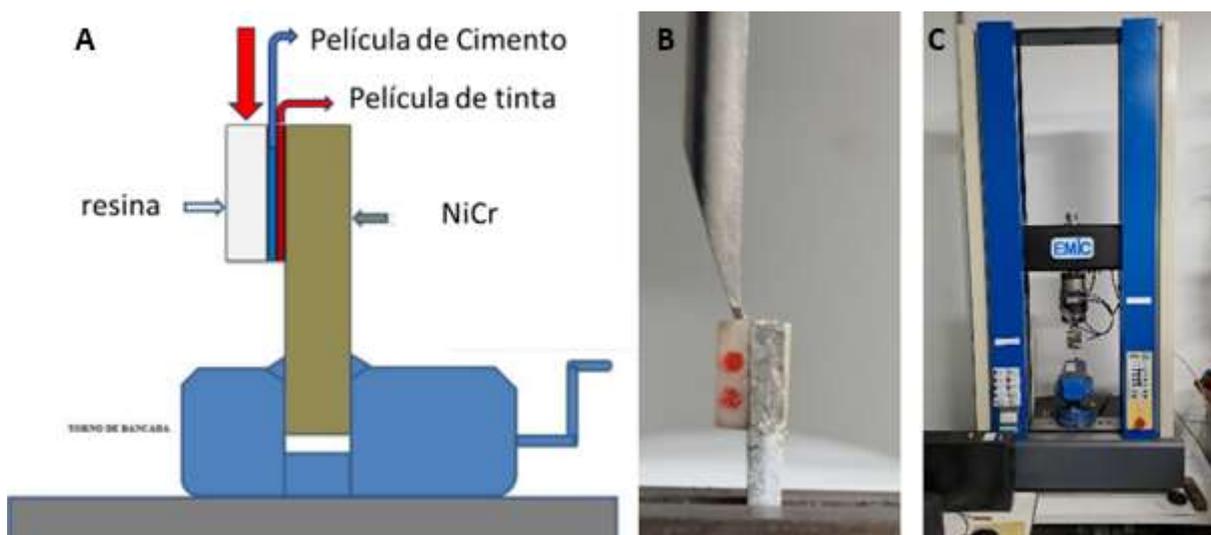


Figura 15 – Representação do dispositivo usado no ensaio de cisalhamento: **A)** esboço do dispositivo (adaptado de Thomaz (2023) (54)), **B)** detalhe da aplicação da força na resina e **C)** máquina de ensaios.

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

6.1 Citotoxicidade

Segundo Thomaz (2023) (54), o ensaio de citotoxicidade das tintas realizado após 48 horas demonstrou que não houve aumento na proliferação celular, isso nos indica que o material não é citotóxico, ou seja, é seguro para uso. Ragonha *et al.* (2015) (55) indicou que a liga de CoCr revestida com tinta epóxi por pintura eletrostática permitiu a adesão e proliferação de fibroblastos humanos, especialmente após 96-120 horas, com uma baixa taxa de morte celular, sugerindo a biocompatibilidade da tinta epóxi em condições *in vitro*. Além disso, testes realizados com tinta poliéster em pó também não indicaram citotoxicidade, possivelmente devido às semelhanças na composição química. Thomaz (2023) (54) valida seu estudo, estabelecendo que através do controle positivo e negativo, nenhuma cultura por ele estudada mostrou citotoxicidade superior a grau 2. A Tabela 8 representa o método de classificação da reatividade para Eluição (ISO 10993-5:2009).

Tabela 8 – Método de Classificação da reatividade para Eluição (ISO 10993-5:2009).

Fonte: Thomaz (2023) (54).

Condições das Culturas	Reatividade	Classificação
Grânulos intracitoplasmáticos descontínuos; sem lise celular	Nenhuma	0
Até 20% das células são redondas, vagamente unidas, sem grânulos intracitoplasmáticos; células lisadas são ocasionalmente presentes	Leve	1
Até 50% das células são redondas e desprovidas de grânulos citoplasmáticos; sem lise celular extensiva e áreas vazias entre as células	Suave	2
Até 70% das camadas contêm células arredondadas ou lisadas	Moderada	3
Destruição quase integral das camadas de células	Severa	4

Os resultados, tanto de Thomaz (2023) (54) como de Ragonha *et al.* (2015) (55), indicam o potencial uso dessa técnica de pintura eletrostática, com ambas as tintas, para aplicações dentárias, embora testes adicionais sejam necessários para validar os protocolos em conformidade com as normas técnicas odontológicas vigentes.

6.2 Espessura da tinta

As espessuras da tinta apresentaram diferença estatística significativa. Mostra-se na Tabela 9 os valores obtidos nas medidas das espessuras da tinta das amostras NiCr.

Tabela 9 – Tabela de espessura da tinta NiCr e estatísticas.

ESPESSURA TINTA NiCr	TOMADA
corpo 1 G2	160
corpo 2 G2	140
corpo 3 G2	170
corpo 4 G2	134
corpo 5 G2	180
corpo 1 G3	138
corpo 2 G3	170
corpo 3 G3	141
corpo 4 G3	178
corpo 5 G3	153
Estatísticas	
MÉDIA	156,4
MEDIANA	156,5
DESV. PADRÃO	17,52885
COEF. VAR.(%)	11,20579
MÍNIMO	134
MÁXIMO	180

6.3 Ensaio de Rugosidade

Na tabela 10 são apresentadas as médias, desvios padrões, coeficientes de variação, máximos e mínimos dos parâmetros Ra e Rq. Os parâmetros não são afetados significativamente por arranhões, contaminação e pelo ruído da medição.

Os parâmetros selecionados para quantificar a rugosidade foram Ra e Rq descritos nas normas ABNT ISO 4288:2008 (56) e ABNT ISO 4287:2002 (57). O valor de Ra representa a média aritmética da ordenada absoluta $Z(x)$ dentro do comprimento de amostragem. Ra representa a média da rugosidade, por isso se um pico ou vale não típico aparecer na superfície, o valor da média não sofrerá grande alteração ocultando tal defeito. O valor de Ra não define a forma das irregularidades do perfil, assim podemos ter o mesmo valor de Ra para processos de construção de rugosidade diferentes.

Já o padrão Rq expande o parâmetro de perfil (rugosidade da linha) Rq em três dimensões. Ele representa a raiz quadrada média de $Z(x, y)$ na área de avaliação, este é um dos parâmetros mais amplamente usado, é conhecido como o valor RMS. O parâmetro Rq corresponde ao desvio padrão da distribuição da altura. A rugosidade da superfície de um substrato influencia diretamente a aderência do revestimento. Superfícies muito lisas podem

Tabela 10 – Média e desvio padrão dos parâmetros de rugosidade dos corpos de prova NiCr antes e após a pintura e da resina.

Corpos de Prova	Média e Desvio Padrão	Ra (μm)	Rq (μm)
NiCr sem pintura	Média	0,06	0,09
	Mediana	0,06	0,09
	Desv. Padrão	0,01	0,02
	Coef.Var. (%)	21,82	18,22
	Mínimo	0,04	0,06
	Máximo	0,08	0,12
NiCr com Pintura	Média	0,12	0,15
	Mediana	0,12	0,15
	Desv. Padrão	0,04	0,04
	Coef.Var. (%)	30,58	29,25
	Mínimo	0,06	0,09
	Máximo	0,17	0,21
Resina Z100	Média	0,05	0,07
	Mediana	0,05	0,06
	Desv. Padrão	0,01	0,01
	Coef.Var. (%)	12,61	15,16
	Mínimo	0,04	0,05
	Máximo	0,06	0,08

ter dificuldade em ancorar o revestimento, resultando em descamação prematura ou falha na aderência. Por outro lado, uma superfície rugosa na medida certa pode proporcionar uma área maior para a ligação mecânica do revestimento, garantindo uma aderência mais robusta e durável.

A rugosidade fornece informações sobre a textura e a qualidade das superfícies. Ao quantificar a rugosidade, podemos caracterizar e comparar diferentes materiais e revestimentos, avaliando sua capacidade de resistir ao desgaste, aderência, corrosão, entre outros aspectos. É importante destacar que a escolha dos parâmetros e o relato dos valores de rugosidade dependem da natureza específica da pesquisa e dos objetivos do estudo. A padronização e a clareza na apresentação dos dados de rugosidade são essenciais para facilitar a interpretação e a comparação entre diferentes trabalhos na área de ciências de materiais. O maior valor de Ra foi observado no grupo NiCr com pintura (Figuras 16 e 17). O menor valor do parâmetro de rugosidade Ra foi da resina Z100 (Figura 18).

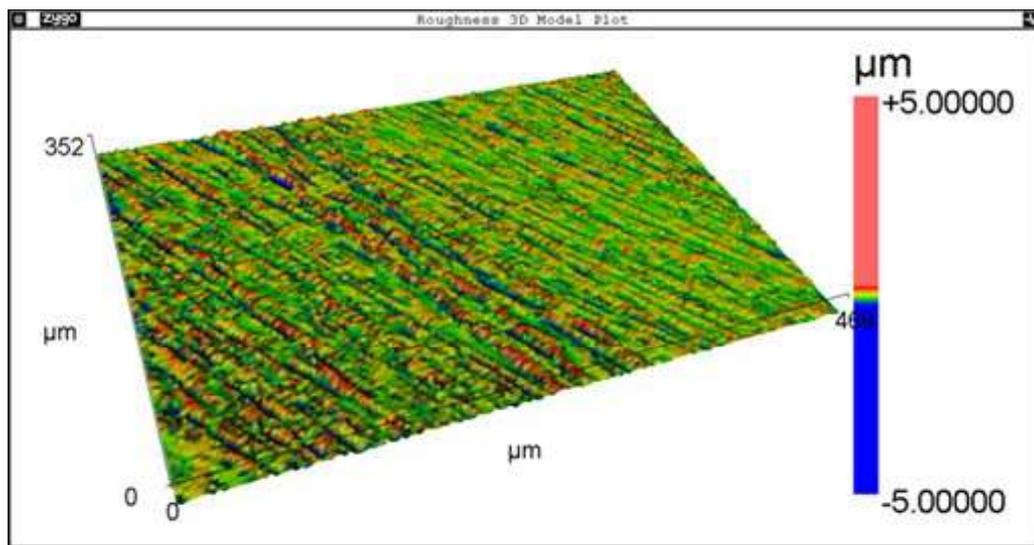


Figura 16 – Morfologia da amostra NiCr antes da pintura. Fonte: Autor.

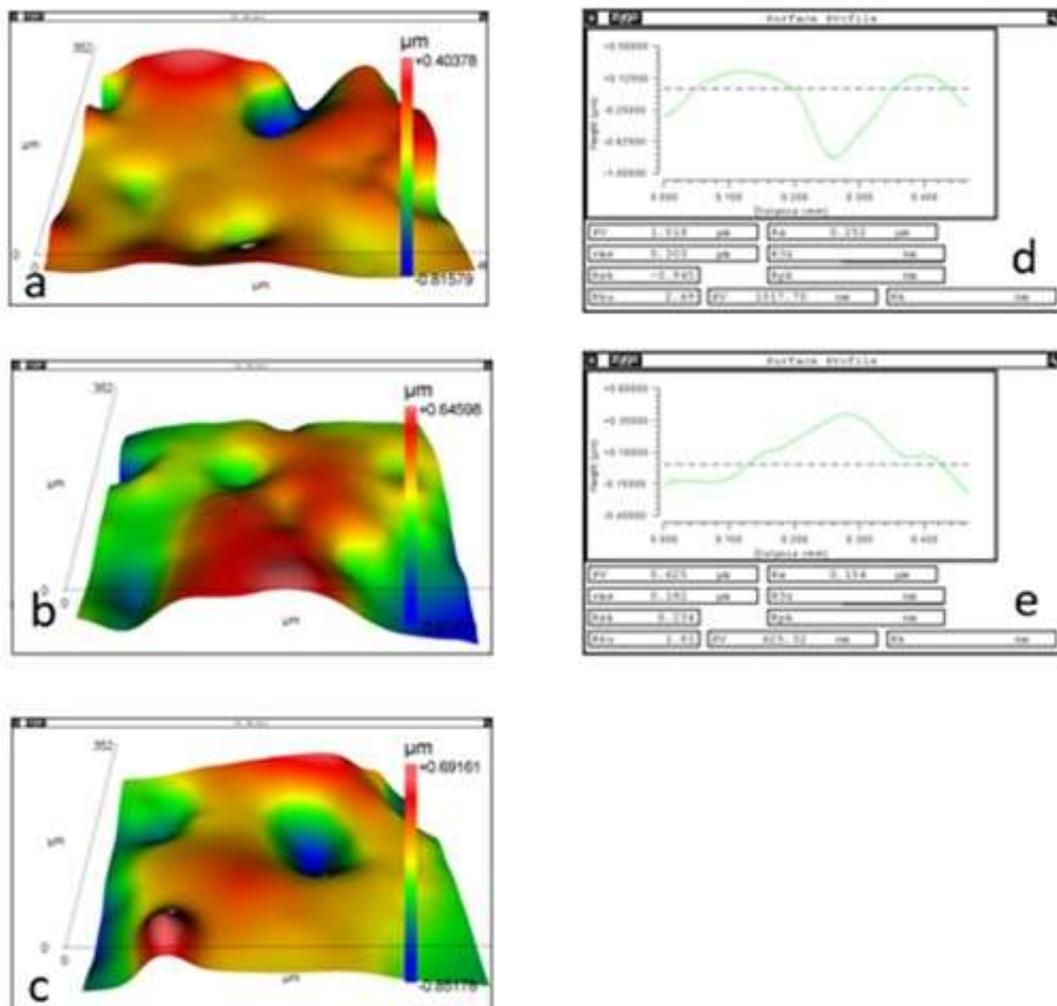


Figura 17 – Morfologia das amostras NiCr após a pintura. Fonte: Autor.

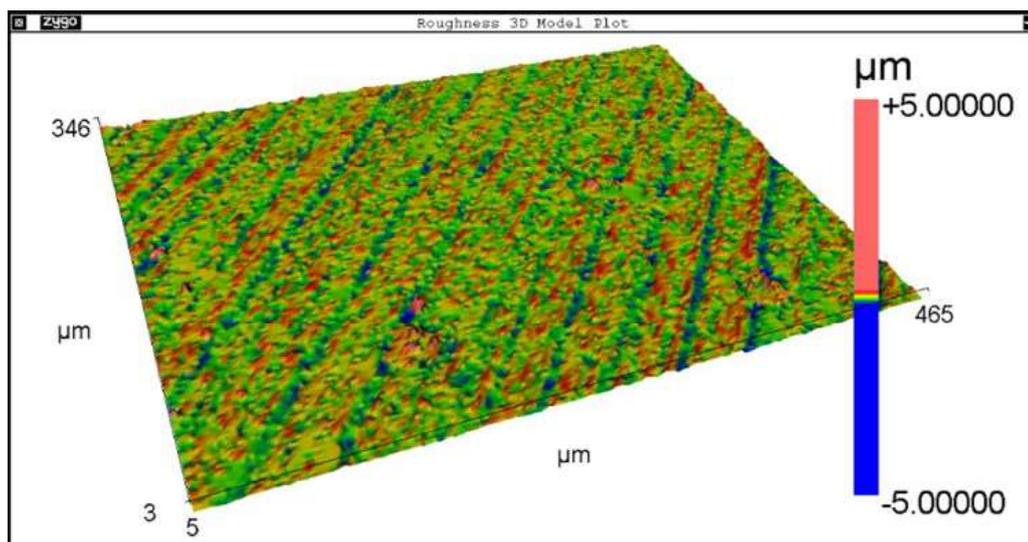


Figura 18 – Morfologia das amostras resina. Fonte: Autor.

6.3.1 Análise de Dados Rugosidade

NiCr com Pintura apresentou os maiores valores médios de rugosidade tanto em Ra ($0,12 \mu\text{m}$) quanto em Rq ($0,15 \mu\text{m}$), sugerindo que a pintura aumenta a rugosidade superficial do NiCr. Resina Z100 teve os menores valores médios de Ra ($0,05 \mu\text{m}$) e Rq ($0,06 \mu\text{m}$), indicando uma superfície mais lisa em comparação com os materiais metálicos. NiCr sem pintura teve valores intermediários, com Ra ($0,06 \mu\text{m}$) e Rq ($0,09 \mu\text{m}$). O NiCr com Pintura mostrou maior variabilidade nos valores de rugosidade (Ra: 30,58% e Rq: 29,25%), sugerindo que a aplicação de pintura pode resultar em uma superfície menos homogênea. A resina Z100 exibiu o menor coeficiente de variação, indicando uma maior uniformidade na rugosidade da superfície, seguida pelo NiCr sem pintura. Os valores máximos de Ra e Rq foram maiores no NiCr com Pintura ($0,17 \mu\text{m}$ para Ra e $0,21 \mu\text{m}$ para Rq), confirmando a maior rugosidade gerada pela pintura. A resina Z100 teve os menores valores máximos e mínimos, refletindo uma rugosidade consistentemente baixa. NiCr com Pintura apresenta a maior rugosidade, o que influenciou em maior adesão a resina.

6.4 Ensaio de Molhabilidade

Na tabela 11 são apresentados os ângulos de contato dos grupos das amostras. Na Figura 19 é apresentada uma imagem representativa da gota sobre a superfície para medir o ângulo de contato.

Tabela 11 – Ângulo de contato da água nas amostras de NiCr - sem Pintura; NiCr – com Pintura e Resina.

NiCr sem pintura	Média	72,66
	Mediana	73,87
	Desv. Padrão	4,89
	Coef.Var. (%)	6,74
	Mínimo	64,81
	Máximo	77,87
NiCr com pintura	Média	77,18
	Mediana	78,14
	Desv. Padrão	6,4
	Coef.Var. (%)	8,29
	Mínimo	68,53
	Máximo	87,82
Resina Z100	Média	75,36
	Mediana	71,82
	Desv. Padrão	9,3
	Coef.Var. (%)	12,34
	Mínimo	63,09
	Máximo	92,78

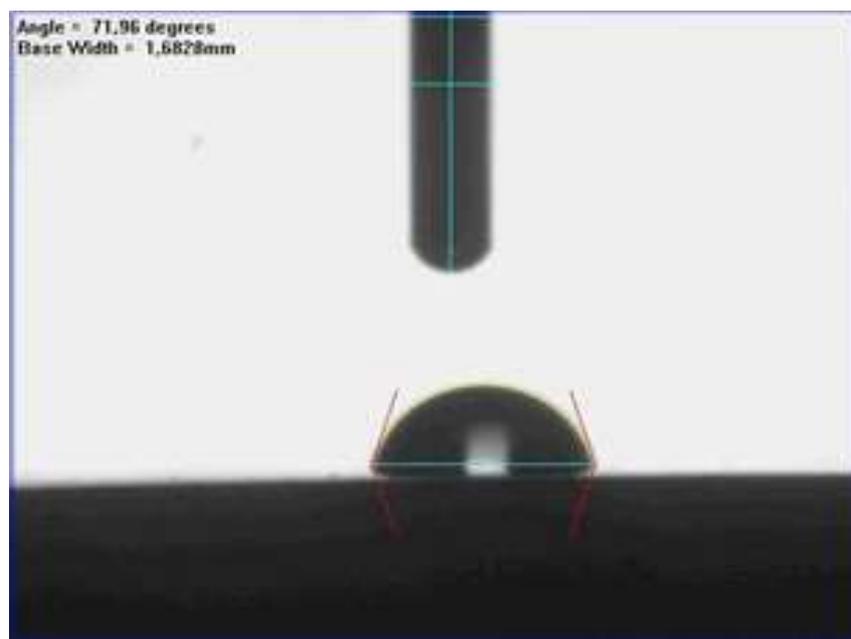


Figura 19 – Análise do ângulo de contato. Fonte: Autor.

6.5 Ensaio de Cisalhamento

As tabelas com os resultados dos ensaios de cisalhamento, rugosidade e molhabilidade são mostrados nos Anexos 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21 e 22.

Todas as fraturas nos ensaios de cisalhamento das amostras do grupo NiCr - sem pintura (G1) ocorreram na interface NiCr - cimento resinoso. Nos grupos NiCr - com pintura e resina (G2) e (G3), a fratura ocorreu na resina, indicando que a resistência da união NiCr pintado com a resina tem resistência superior ao da resina. As fraturas das resinas dos Grupos 2 e 3 foram do tipo coesiva (Figura 20).



Figura 20 – Amostras grupos G1, G2 e G3. Fonte: Autor.

Na tabela 12, são apresentados os valores obtidos no ensaio de cisalhamento. As amostras de resina cimentada ao NiCr sem pintura apresentaram a menor média da resistência ao cisalhamento. Este resultado mostra que apenas o uso de silano associado ao jateamento com óxido de alumínio a $100\ \mu\text{m}$ de granulação e ataque ácido (HF 10%) induz união inferior ao uso da tinta eletrostática (páginas 45 - 9). O grupo G3 (amostras de NiCr cimentadas à resina envelhecidas em autoclave) apresentou maior resistência ao cisalhamento que os grupos G1 e G2, creditado ao fenômeno de pós-polimerização, um tratamento adicional de cura da resina após seu processo inicial de polimerização por exposição adicional de calor, completando a polimerização das cadeias, aumentando a quantidade de monômeros que se convertam em polímeros, melhorando a propriedade mecânica do material (Figuras 21, 22 e 23).

Tabela 12 – Resistência ao cisalhamento das amostras de NiCr cimentadas na resina.

	G1: NiCr sem pintura (MPa)	G2: NiCr pintadas (MPa)	G3: NiCr pintadas envelhecidas (MPa)
1	9,56	17,08	14,76
2	12,16	12,1	14,36
3	15,8	11,7	17,4
4	13,41	17,6	15,64
5	8,08	10,96	9,42
Média	11,8	13,89	14,32
Desvio	3,07	3,18	2,98

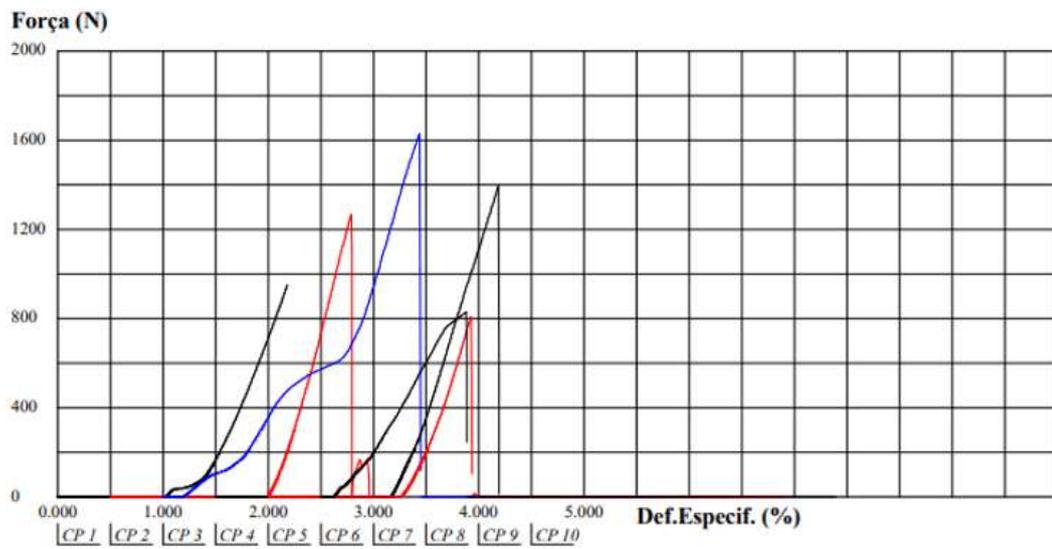


Figura 21 – Resistência ao cisalhamento das amostras NiCr sem pintura cimentadas na resina. Fonte: Autor.

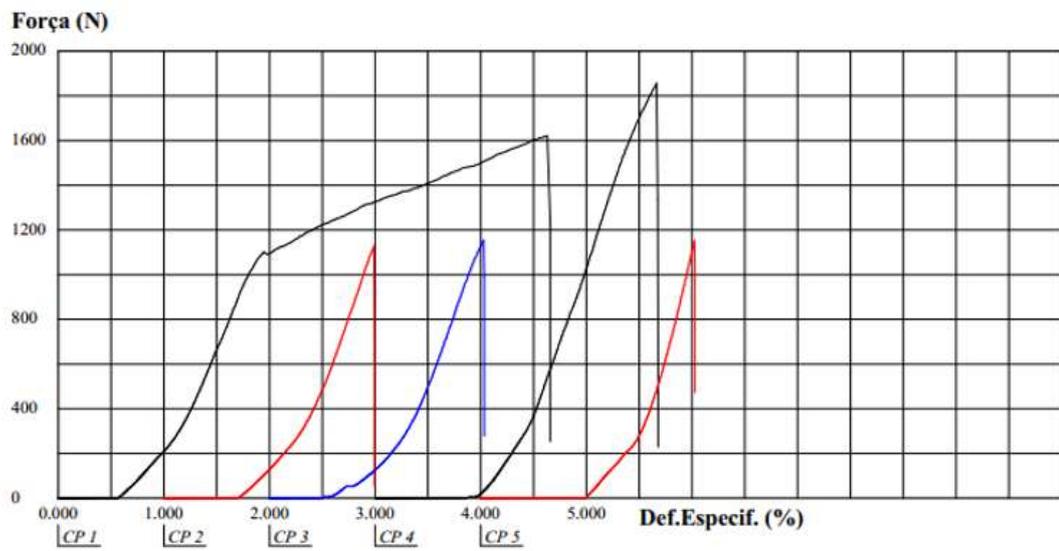


Figura 22 – Resistência ao cisalhamento das amostras NiCr após a pintura e cimentadas na resina. Fonte: Autor.

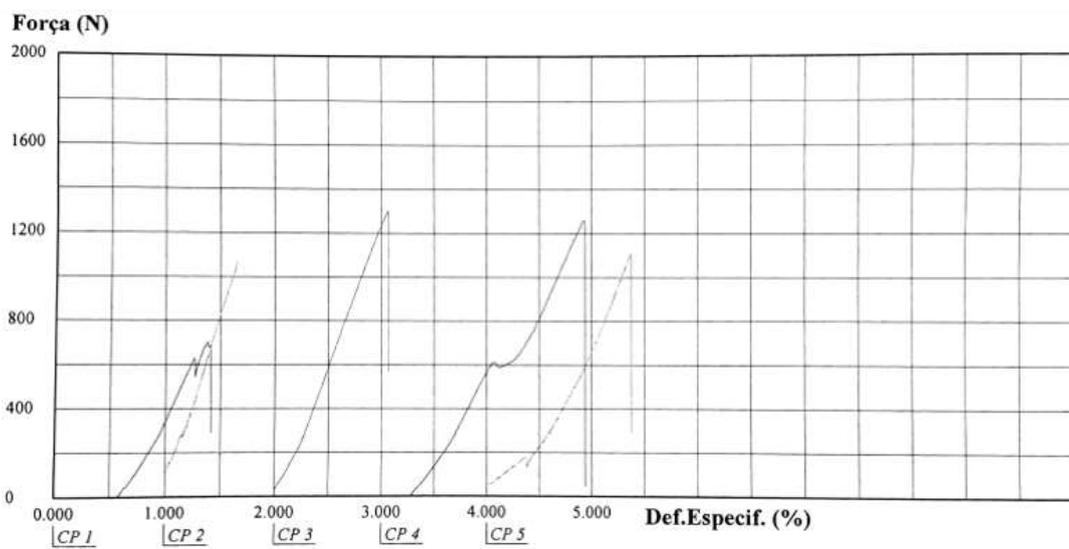


Figura 23 – Resistência ao cisalhamento das amostras NiCr pintadas, cimentadas na resina e envelhecidas. Fonte: Autor.

A análise estatística mostrou que não há diferença estatística significativa na resistência ao cisalhamento entre os grupos. Usando o Teste One-Way ANOVA, usando distribuição F df (2,13) (cauda direita), temos hipótese H_0 Como valor $p > \alpha$, H_0 é aceito as médias de todos os grupos são consideradas iguais. A diferença entre as médias amostrais de todos os grupos não é suficiente para ser estatisticamente significativa. O valor p é igual a 0,218745, $[p(x \leq F) = 0,781255]$. Isso significa que se rejeitarmos H_0 , a chance de erro tipo 1 (rejeitar um H_0 correto) seria muito alta: 0,2187 (21,87%). Quanto maior o valor p, mais forte ele suporta H_0 , isto é, menor a probabilidade de que haja diferença entre as médias dos tratamentos.

As estatísticas o teste estatístico F é igual a 1,712236, que está na região de 95% de aceitação: [0: 3,8056]. O tamanho do efeito observado f é grande (0,51). Isso indica que a magnitude da diferença entre as médias é grande. O η^2 é igual a 0,21. Significa que o grupo explica 20,8% da variância da média (semelhante ao R^2 na regressão linear). Já análise Tukey HSD / Tukey Kramer nos indica que não há diferença significativa entre as médias dos grupos.

Analisando somente o maior valor de resistência ao cisalhamento de uma amostra de cada grupo, em ordem decrescente de resistência ao cisalhamento foram as amostras do Grupo G2 (17,60 MPa), G3 (17,40 MPa) e G1 (15,80 MPa). O menor valor de cada um dos grupos foi G2 (10,96 MPa), G3 (9,42 MPa) e G1 (8,08 MPa).

Na união entre o metal e a tinta epóxi em pó ocorre a retenção mecânica. Os tratamentos de superfície com o jateamento ou microabrasão e o condicionamento ácido gel associado à cura da tinta promovem união química entre os componentes da tinta e os óxidos do metal (Figura 24).

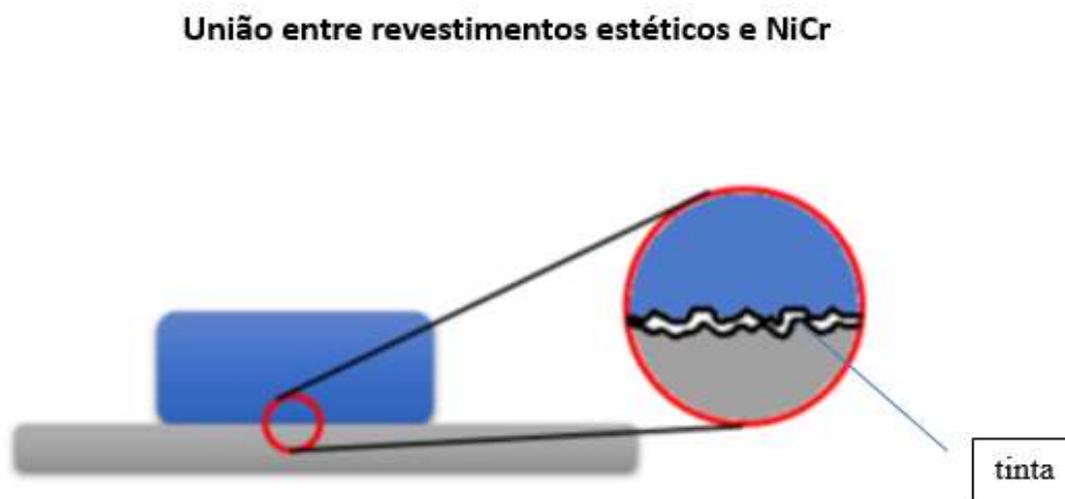


Figura 24 – União entre revestimentos estético e NiCr. Fonte: Autor.

O objetivo principal do ataque ácido do substrato com ácido fluorídrico é criar rugosidades na superfície, para melhor adesão dos revestimentos subsequentes, como a aplicação de primer e/ou cimento resinoso. Antes da cimentação, a superfície pintada é exposta ao ácido fluorídrico (HF). O HF é um ácido forte e altamente corrosivo que pode reagir com os componentes dos revestimentos epóxi, como grupos hidroxila e grupos funcionais presentes na resina ou pigmento, causando uma ocorrência de neutralização e formação de H_2O . Estas reações alteram a superfície da tinta, criando condições mais adequadas para a aderência das camadas subsequentes. Além disso, o HF também pode atuar como um desengraxante, removendo contaminantes e resíduos de superfície da tinta epóxi, o que também contribui para melhorar a adesão e a eficácia dos tratamentos posteriores.

A ação do cimento resinoso na tinta epóxi em pó envolve uma série de etapas e interações químicas que são essenciais para garantir uma adesão entre esses materiais. Antes da aplicação do cimento resinoso, a superfície da tinta epóxi em pó foi condicionada com ácido HF a 10% por 20 segundos e lavagem em cuba ultrassônica para remover resíduos, graxa ou contaminantes que possam interferir na adesão. O cimento resinoso contém monômeros, oligômeros e iniciadores que permitem a polimerização e a ligação com a superfície da tinta epóxi (Figura 25).

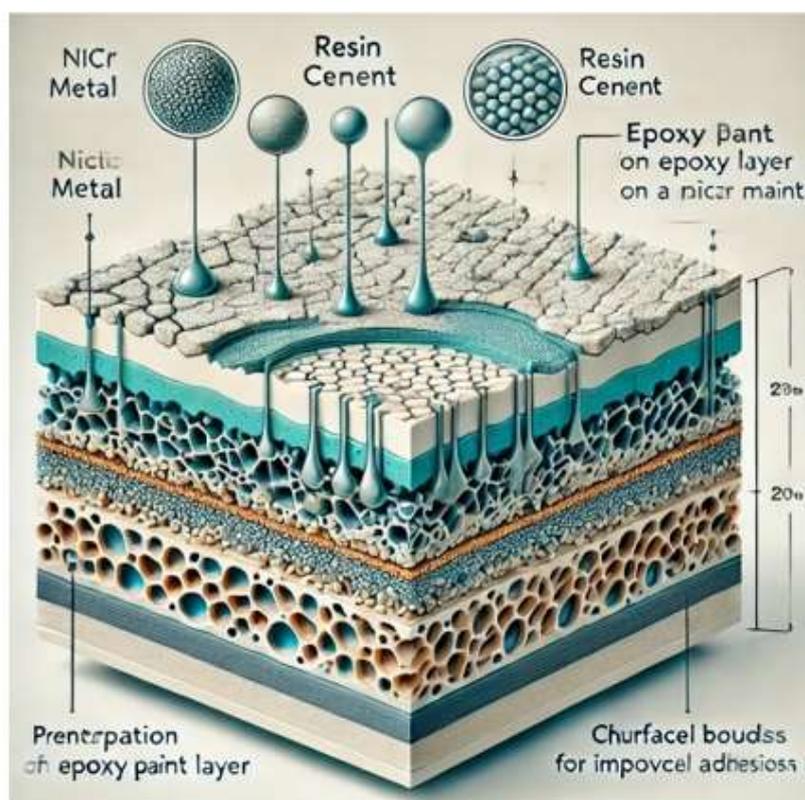


Figura 25 – Ligação com a superfície. Fonte: Autor por Inteligência Artificial.

6.5.1 Análise Comparativa Teste de Cisalhamento

O grupo G3 (NiCr pintadas envelhecidas) apresentou a maior média de resistência ao cisalhamento (14.32 MPa), sugerindo que o envelhecimento das amostras pintadas não comprometeu a resistência. Pelo contrário, parece ter mantido ou até ligeiramente melhorado a resistência em comparação com o grupo G2 (13.89 MPa) e G1 (11.8 MPa). O menor desvio padrão foi observado em G3 (2.98 MPa), indicando uma maior consistência nos resultados de resistência ao cisalhamento dentro deste grupo. G1 apresentou menor consistência com um desvio padrão de 3.07 MPa em relação ao G3, enquanto G2 mostrou a maior variabilidade (3.18 MPa). G2 apresentou o maior valor individual de cisalhamento (17.6 MPa), porém também apresentou um dos menores valores (10.96 MPa). Essa variação pode indicar uma inconsistência maior no comportamento da polimerização da resina, mas sem envelhecimento. G3, embora tenha um valor ligeiramente inferior em média, teve uma faixa de variação menor, o que pode representar influencia de uma maior polimerização pelo processo de autoclavagem que aumentou a resistência da resina, mas não ultrapassou a condição de união gerada pela tinta. NiCr sem pintura (G1): Este grupo mostrou uma média menor, sugerindo que a pintura contribui para o aumento da resistência ao cisalhamento. NiCr pintadas (G2): Teve a maior média em termos de resistência, mas com uma alta variabilidade. NiCr pintadas envelhecidas (G3): Apresenta um desempenho estável e confiável, com média alta e desvio padrão baixo.

Fonseca (2008) (58), determinou a resistência ao cisalhamento da liga de NiCr (VERA BOND Dent, Inc., EUA) II AALBA silanizada com Alloy primer e cimentada com Panavia. A resistência média foi de $5,39 \pm 1,09$ MPa. A liga de NiCr silanizada com metaltite e cimentada com Bistite II DC, apresentou resistência média de $4,61 \pm 0,77$ MPa. Após 6 meses de armazenamento, os valores foram de $5,51 \pm 0,61$ MPa e $3,21 \pm 0,34$ MPa respectivamente, inferiores ao do presente trabalho, tanto sem envelhecimento como envelhecido.

Almilhatti *et al.* (2005) (59) determinaram a resistência ao cisalhamento de união da liga de NiCr (Vera Bond II) e as resinas (opaco e dentina Solidex). As amostras foram armazenadas em água destilada a 37 °C por 24 horas e submetidos aos ensaios mecânicos de cisalhamento com velocidade de 0,5 mm/min. Após a ciclagem térmica (250 ciclos alternados a 4 °C e 55 °C, com tempo de 15 segundos em cada banho), atingiram valores de 7,6 MPa condicionados com Metal Photo primer e para superfícies condicionadas com Agente de União (EPO. Brasil) valor de 11,7 MPa onde concluiu que o material Agente de União (EPO) propiciou resistência de união maior que a do grupo Metal Photo Primer, atingiram valores menores que o nosso estudo.

Andreatta Filho; Nishioka (2011) (60), citam que a união NiCr-resina tem resistência adesiva de: $24,49 \pm 4,80$ MPa para um grupo jateado com Al_2O_3 (50 μm) + Alloy Primer (Kuraray) de: $19,51 \pm 3,90$ MPa, para um segundo grupo jateado com Al_2O_3 (50 μm) +

ácido fosfórico 37% + adesivo Adper Single Bond 2 (3M), para um terceiro grupo: $38,93 \pm 3,37$ MPa condicionado com o sistema Cojet-Sand (3M) e um último grupo de: $36,49 \pm 3,45$ MPa condicionado com o sistema Cojet-Sand + adesivo Adper Single Bond 2. Valores estes maiores que a média da resistência ao cisalhamento obtida no presente trabalho. Os maiores valores isolados foram do grupo G2 (17,60 MPa) e G3 (17,40 MPa) em nossos estudos e médias de G2 (13,89) e G3 (14,32), porém no trabalho de Andreatta Filho; Nishioka (2011) (60) foi usada resina, cimento e sistema de elevados custos.

Segundo Giannini; Neisser; Bottino (2000) (61), deve-se evitar as retenções mecânicas através de esférulas que aumentam o espaço entre camada de dentina e o opaco, principalmente em áreas com espaço limitado, pois ocasionariam sobre contorno, uma vez que teríamos que cobrir os espaços entre as esférulas e esconder a aparência metálica das mesmas com opacificador acima do ponto mais alto de cada esférula (Figura 26).

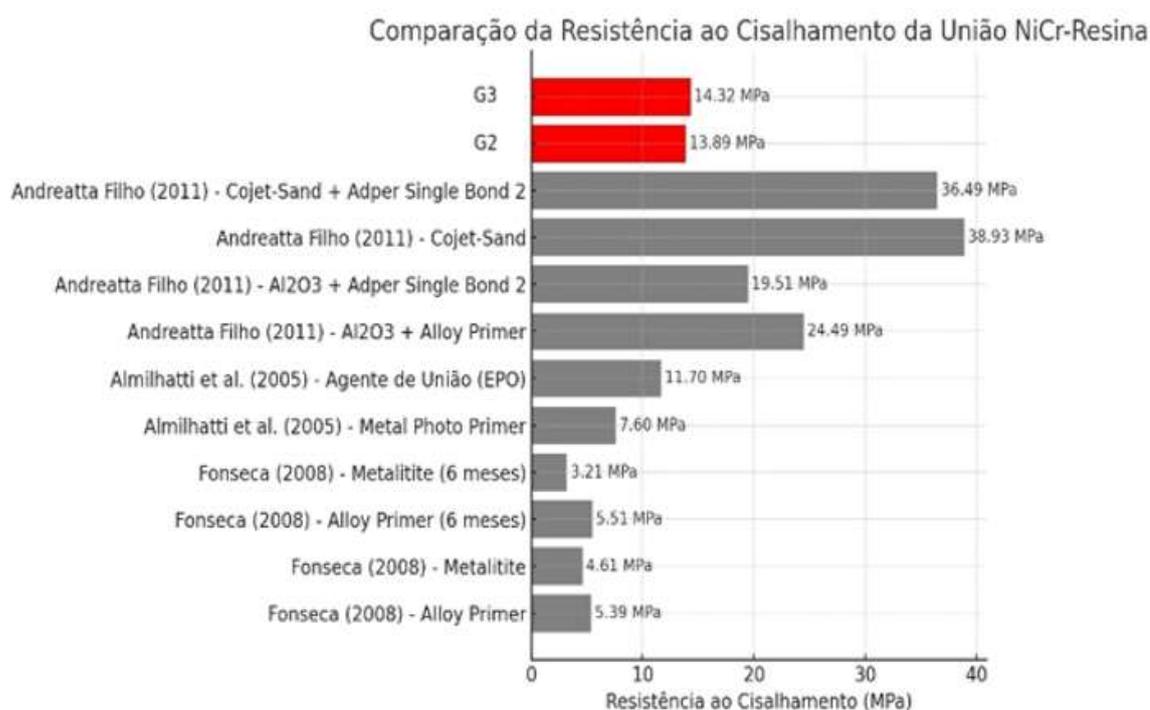


Figura 26 – Comparação da resistência ao cisalhamento da união Ni-Cr-Resina. Fonte: Autor.

6.5.2 Análise e Relação entre os valores

1. **Rugosidade vs. Molhabilidade:** O NiCr sem pintura tem uma rugosidade menor ($R_a = 0,06 \mu\text{m}$) e um ângulo de contato menor ($72,66^\circ$), indicando que a superfície é mais molhável. Por outro lado, o NiCr com pintura apresenta uma rugosidade maior ($R_a = 0,12 \mu\text{m}$) e um ângulo de contato maior ($77,18^\circ$), sugerindo que a superfície pintada é menos molhável (menos hidrofílica).

2. **Rugosidade vs. Cisalhamento:** A resistência ao cisalhamento no NiCr pintado é de 13,89 MPa e do NiCr sem pintura, 11,8 MPa. Isso indica que a maior rugosidade na superfície pintada contribuiu para uma melhor adesão do cimento resinoso, resultando em maior resistência ao cisalhamento.
3. **Molhabilidade vs. Cisalhamento:** Apesar da superfície pintada ter um ângulo de contato maior ($77,18^\circ$) e, portanto, ser menos molhável, a resistência ao cisalhamento ainda é maior. Isso sugere que, neste caso, a rugosidade da superfície tem um papel mais significativo na adesão e resistência ao cisalhamento do que a molhabilidade.

6.6 Degradação

Quanto à degradação, existe nítida variação da cor da resina e infiltração marginal que compromete a qualidade estética e funcional. No presente trabalho, a degradação da pintura e da união NiCr-resina com os ensaios em autoclave fez-se a simulação de 15 anos de degradação oral. Nos ensaios de cisalhamento, as falhas da união metal-resina foram do tipo coesiva, reforçando a hipótese de que a tinta eletrostática protege a superfície do metal contra degradação e aumenta o tempo de uso da prótese, conforme mostrado anteriormente na figura 20.

A pintura eletrostática é uma opção viável, por ser de fácil manipulação, revestimento com pequena espessura, aumenta a adesão entre resina composta e o NiCr em relação ao sistema liga-silano-resina e possui baixíssimo custo.

As próteses metaloplásticas apresentam falhas e degradação em ambientes orais, comprometendo a integridade das restaurações e a estética do tratamento. A falha mais comum é a fratura da união entre a estrutura metálica e a resina de revestimento. A degradação comum da prótese metaloplástica é a alteração da cor.

Quanto a união da liga metálica da prótese ao revestimento da resina é mecânica e química. A retenção mecânica é superior à química (62) (63). A retenção mecânica aumenta com o uso de esférulas de 0,4mm e 0,6mm. Apesar de novas resinas terem sido desenvolvidas e realizada a adição de elementos de liga ao NiCr para aumentar a resistência ao envelhecimento, as falhas da próteses são comuns. A infiltração de fluidos orais entre o metal e a resina reduzem a adesão do cimento.

Thomaz (2023) (54) analisou a influência da união da dentina sintética (NG-10) à zircônia antes e após a pintura eletrostática. Os resultados mostraram que a pintura da zircônia usada em próteses aumenta significativamente a resistência ao cisalhamento ($15,57 \pm 4,21$ MPa) à dentina sintética (NG-10) em relação à zircônia sem pintura ($3,51 \pm 1,13$ MPa).

Haneda (2007) (64) analisou a influência da degradação em água na resistência

ao cisalhamento de ligas NiCr cimentadas na resina. Os resultados mostraram que a degradação na água durante 6 meses reduz a tensão de cisalhamento em três grupos analisados (Tabela 13).

Tabela 13 – Resistência da união NiCr com a resina (MPa) antes a após a degradação durante 6 meses em água.

	Antes	Degradação
A) Clearfil SE Bond	14,20 ± 2,45	7,83 ± 1,21
B) Bistite II DC	6,14 ± 0,88	8,31 ± 0,69
C) Cojet	20,54 ± 1,06	15,95 ± 1,72
D) SBMUP(Scotchbond Multiuso Plus – controle)	13,80 ± 1,12	15,28 ± 0,83
E) Cojet Sand + SBUMP	15,51 ± 2,84	19,67 ± 0,92

A tabela 13 mostra que A, B, D e E apresentam resultados similares ao grupo G2 de nosso estudo, ou seja antes da degradação. Pós degradação em relação ao G3, A e B apresentam resultados inferiores, C e D similares e E superior, não podemos desprezar o fato do estudo D antes e E pós degradação são métodos muito mais caros.

6.6.1 Análise de Cor

A avaliação de cor após pintura, degradação hidrotérmica e pós álcool (vinho) segundo Nattrodt (2023) (65), em escala CIE Lab permite observar maiores valores de variação de cor na tinta epóxi nas três condições comparando com os resultados da tinta poliéster/epóxi microtexturizada na razão de 70/30, respectivamente, por ter mais irregularidades decerto favoreceu a penetração de corantes do vinho, sendo assim mais intensa a variação de cor.

7 CONCLUSÃO

De acordo com a análise feita chegamos a conclusão que:

- a) O melhor resultado nos ensaios de cisalhamento foi obtido pelo grupo NiCr pintado e envelhecido, com uma média de $14,32 \pm 2,98$ MPa e um valor máximo de 17,40 MPa, seguido pelo grupo NiCr pintado sem envelhecimento, que apresentou uma média de $13,89 \pm 3,18$ MPa e um valor máximo de 17,60 Mpa;
- b) O NiCr sem pintura jateado apresentou o menor resultado de $11,80 \pm 3,07$ MPa e valor máximo de 15,80 MPa em média;
- c) A espessura da tinta foi de $156,4 \pm 15,5$ μm em média e permite usar menor espessura de resina estética para esconder o brilho metálico característico, serve de opacificador e evita sobre contornos causados pela necessidade do uso de esférulas de 0,4 mm ou 0,6 mm;
- d) A resistência ao cisalhamento da união NiCr após a pintura é viável e resiste aos esforços mastigatórios médios de 10 MPa.

8 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

1. Realizar análises do revestimento de tinta epóxi eletrostáticas epóxi/poliéster para explicar a união da tinta à liga NiCr;
2. Analisar a liberação de subprodutos da tinta durante a degradação;
3. Avaliar a cimentação de outras ligas usadas na odontológico, como CoCr, AgSn e CuAl à resina acrílica, NiCr-NiCr, AgSn-AgSn, CuAl-CuAl, NiCr-AgSn, NiCr-CuAl e AgSn-CuAl utilizando-se cimentação resinosa;
4. Estética da pintura;
5. Cor da resina X Cor da resina sobre o substrato;
6. Mascaramento, Comparação com Opaco Resinoso;
7. Fenômenos ópticos - se o efeito na resina é diferente do cimento;
8. Efeitos de diferentes cores de pintura; e
9. Cor(es) da tinta epóxi.

REFERÊNCIAS

- 1 ROCHETTE, A. L. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*, Elsevier, v. 30, n. 4, p. 418–423, 1973.
- 2 ASSOCIATION, A. D. et al. Classification system for cast alloys. *J Am Dent Assoc*, v. 109, p. 766, 1984.
- 3 GRGUR, B. N.; LAZIĆ, V.; STOJIĆ, D.; RUDOLF, R. Electrochemical testing of noble metal dental alloys: The influence of their chemical composition on the corrosion resistance. *Corrosion Science*, Elsevier, v. 184, p. 109412, 2021.
- 4 STANDARDIZATION, I. O. for. Iso 10993-5: 2009-biological evaluation of medical devices-part 5: Tests for in vitro cytotoxicity. ISO Geneva, 2009.
- 5 LIU, X.; RODEHEAVER, D. P.; WHITE, J. C.; WRIGHT, A. M.; WALKER, L. M.; ZHANG, F.; SHANNON, S. A comparison of in vitro cytotoxicity assays in medical device regulatory studies. *Regulatory toxicology and pharmacology*, Elsevier, v. 97, p. 24–32, 2018.
- 6 THANGARAJU, P.; VARTHYA, S. B. Iso 10993: biological evaluation of medical devices. In: *Medical device guidelines and regulations handbook*. [S.l.]: Springer, 2022. p. 163–187.
- 7 CONSELHO, D. C. D. P. E. E. D. *Directiva 94/27/CE*. [S.l.]: Jornal Oficial nº L 188 de 22/07/1994 p. 0001 - 0002, 1994.
- 8 SHARMA, A.; LUTHRA, G. Significance of iso 10993 standards in ensuring biocompatibility of medical devices: A review. *Journal of Pharmaceutical Research International*, v. 35, n. 8, p. 23–34, 2023.
- 9 ANUSAVICE, K. J. *Phillips materiais dentários*. [S.l.]: Elsevier Brasil, 2013.
- 10 CIOCHINDA, G.; AUGUSTIN, M.; TANASE, G. The use of metal alloys in the manufacture of fixed prosthetic restorations. *Romanian Journal of Stomatology/Revista Romana de Stomatologie*, v. 68, n. 2, 2022.
- 11 ASGHAR, M.; YOUSAF, M.; HUWAIMEL, B.; IQBAL, T.; AHMED, I.; QURESHI, M. T.; ABRAR, M.; SHAFIQ, M.; ALMOHAMMEDI, A.; HAMEED, R. A. et al. Synthesis of biocompatible coating on ni-cr alloy by cathodic cage plasma processing technique as anti-pathogenic bacteria for medicinal applications. *Physica Scripta*, IOP Publishing, v. 98, n. 5, p. 055920, 2023.
- 12 ASSOCIATION, A. N. S. D. No 5 - dental casting alloys. *American Dental Association Council on Scientific Affairs*, n. 5, 1997.
- 13 KIM, S.-I.; KIM, T.-Y.; KIM, S.-H.; KANG, J.-G.; LEE, J.-H. Ceramic color differences of dental ni-cr alloy by compositional change. *Journal of Technologic Dentistry*, Korean Academy of Dental Technology, v. 43, n. 4, p. 168–174, 2021.
- 14 JÚNIOR, J. G. *Materiais dentários: o essencial para o estudante eo clínico geral*. [S.l.]: Santos, 1999.

- 15 GREGORY, D. O. Nickel-chromium alloys in casting. *Miss Dent Assoc J*, v. 38, n. 4, p. 18–20, 1982.
- 16 SOUZA, M.; RAMOS, A.; HASHIMOTO, T. et al. Development of the dentistry alloy ni-cr-nb; desenvolvimento de ligas odontológicas ni-cr-nb. 2010.
- 17 HUANG, H.-H. Surface characterization of passive film on ni-cr-based dental casting alloys. *Biomaterials*, Elsevier, v. 24, n. 9, p. 1575–1582, 2003.
- 18 NASH, P. *Binary Alloy Phase Diagrams*. [S.l.]: ASM International, 1991. v. 2.
- 19 TUNA, S. H.; PEKMEZ, N. Ö.; KEYF, F.; CANLI, F. The influence of the pure metal components of four different casting alloys on the electrochemical properties of the alloys. *Dental materials*, Elsevier, v. 25, n. 9, p. 1096–1103, 2009.
- 20 REN, C.; SUN, K.; JIA, Y.; ZHANG, N.; JIA, Y.; WANG, G. Effect of mo addition on the microstructural evolution and mechanical properties of fe-ni-cr-mn-al-ti high entropy alloys. *Materials Science and Engineering: A*, Elsevier, v. 864, p. 144579, 2023.
- 21 LIU, W.; YANG, T.; LIU, C. Precipitation hardening in co-cr-feni-based high entropy alloys. *Materials Chemistry and Physics*, Elsevier, v. 210, p. 2–11, 2018.
- 22 FILHO, J. F. d. S. et al. Efeitos da adição de cr, mo, si e parâmetros de processos nas transformações de fases e propriedades mecânicas de aços bifásicos. 2016.
- 23 JONES, S. B.; TAYLOR, R. L.; COLLIGON, J. S.; JOHNSON, D. Effect of element concentration on nickel release from dental alloys using a novel ion beam method. *Dental materials*, Elsevier, v. 26, n. 3, p. 249–256, 2010.
- 24 MOON, J.; HA, H.-Y.; PARK, S.-J.; LEE, T.-H.; JANG, J. H.; LEE, C.-H.; HAN, H. N.; HONG, H.-U. Effect of mo and cr additions on the microstructure, mechanical properties and pitting corrosion resistance of austenitic fe-30mn-10.5 al-1.1 c lightweight steels. *Journal of Alloys and Compounds*, Elsevier, v. 775, p. 1136–1146, 2019.
- 25 KUMAR, V.; VERMA, R.; KANGO, S.; SHARMA, V. S. Recent progresses and applications in laser-based surface texturing systems. *Materials Today Communications*, Elsevier, v. 26, p. 101736, 2021.
- 26 ZIMMER, R.; MANTELLI, A. R.; MONTAGNA, K.; RESTON, E. G.; AROSSI, G. A. Does sandblasting improve bond strength in resin composite repair? *Dentistry Review*, Elsevier, p. 100077, 2023.
- 27 LAGUNA, L.; FISZMAN, S.; TARREGA, A. Saliva matters: Reviewing the role of saliva in the rheology and tribology of liquid and semisolid foods. relation to in-mouth perception. *Food Hydrocolloids*, Elsevier, v. 116, p. 106660, 2021.
- 28 TANAKA, T.; NAGATA, K.; TAKEYAMA, M.; ATSUTA, M.; NAKABAYASHI, N.; MASUHARA, E. 4-meta opaque resin—a new resin strongly adhesive to nickel-chromium alloy. *Journal of dental research*, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 60, n. 9, p. 1697–1706, 1981.
- 29 CARRILHO, E.; CARDOSO, M.; FERREIRA, M. M.; MARTO, C. M.; PAULA, A.; COELHO, A. S. 10-mdp based dental adhesives: adhesive interface characterization and adhesive stability—a systematic review. *Materials*, MDPI, v. 12, n. 5, p. 790, 2019.

- 30 KOLESKE, J. V. Mechanical properties of solid coatings. *Encyclopedia of Analytical Chemistry: Applications, Theory and Instrumentation*, Wiley Online Library, 2006.
- 31 BURDUHOS-NERGIS, D. P.; BURDUHOS-NERGIS, D.-D.; BALATU, S.-M.; VIZUREANU, P. Advanced coatings for the corrosion protection of metals. In: MATERIALS RESEARCH FORUM LLC. [S.l.], 2022.
- 32 GHORPADE, A.; KOTAME, A.; KOTHADIA, A.; MAHAJAN, A.; MOHAMMADI, A.; BHANDARKAR, A.; KSHIRSAGAR, P. Composition for concentrated powder color with gradient color effect and color matching. *Materials Today: Proceedings*, Elsevier, 2023.
- 33 KRÄNKEL, F. *DT-13 Treinamento Pintura Industrial com Tintas em Pó*. [S.l.], 2018. Disponível em: <https://static.weg.net/medias/downloadcenter/h56/h74/Apostila-DT-13-Tinta-p_2018.pdf>. Acesso em: 14 jun. 2024.
- 34 THOMAZ, A. B.; ELIAS, C. N.; SANTOS, H. E. S. dos; RESENDE, C. R. de S.; SANTOS, C. dos. 3y-tzp electrostatic painting to increase bond strength to dentin and dental prostheses. *Journal of Materials Research and Technology*, Elsevier, v. 26, p. 9063–9078, 2023.
- 35 FARSHCHI, N.; GEDAN-SMOLKA, M. Polyurethane powder coatings: A review of composition and characterization. *Industrial & Engineering Chemistry Research*, ACS Publications, v. 59, n. 34, p. 15121–15132, 2020.
- 36 BOYLE, M. A.; MARTIN, C. J.; NEUNER, J. D. Epoxy resins. 2001.
- 37 KARAK, N. Overview of epoxies and their thermosets. In: *Sustainable epoxy thermosets and nanocomposites*. [S.l.]: ACS Publications, 2021. p. 1–36.
- 38 MILES, D. C.; BRISTON, J. H. *Polymer technology 3rd Edition*. [S.l.]: Chemical Publishing Company, 1996.
- 39 DHOLAKIYA, B. Unsaturated polyester resin for specialty applications. *Polyester*, InTech Rijeka, v. 7, n. Sep, p. 167–202, 2012.
- 40 JIMENEZ, F. M. P. O planejamento reverso com a escolha adequada dos implantes e componentes, qualifica a estética, mantém uma microbiota oral favorável e aumenta o sucesso da reabilitação protética. 2021.
- 41 MELO, J. M. F. de O.; VAJGEL, B. d. C. F.; GUERRA, C. M. F.; SIQUEIRA, E. C. de C.; GALINDO, R. C. Tratamento da superfície de zircônia para cimentação: uma revisão da literatura. *Brazilian Journal of Development*, v. 6, n. 11, p. 86383–86399, 2020.
- 42 ABBAS, A.; ZHANG, C.; ASAD, M.; WAQAS, A.; KHATOON, A.; HUSSAIN, S.; MIR, S. H. Recent developments in artificial super-wettable surfaces based on bioinspired polymeric materials for biomedical applications. *Polymers*, MDPI, v. 14, n. 2, p. 238, 2022.
- 43 SUN, L.; GUO, J.; CHEN, H.; ZHANG, D.; SHANG, L.; ZHANG, B.; ZHAO, Y. Tailoring materials with specific wettability in biomedical engineering. *Advanced Science*, Wiley Online Library, v. 8, n. 19, p. 2100126, 2021.
- 44 SLAPIKAS, R. E.; DABO, I.; SINNOTT, S. B. Atomic-scale modeling of the dissolution of oxidized platinum nanoparticles in an explicit water environment. *Journal of Materials Chemistry A*, Royal Society of Chemistry, v. 11, n. 13, p. 7043–7052, 2023.

- 45 QADIR, D.; SHARIF, R.; NASIR, R.; AWAD, A.; MANNAN, H. A. A review on coatings through thermal spraying. *Chemical Papers*, Springer, v. 78, n. 1, p. 71–91, 2024.
- 46 MABROUK, M.; DAS, D. B.; SALEM, Z. A.; BEHEREI, H. H. Nanomaterials for biomedical applications: Production, characterisations, recent trends and difficulties. *Molecules*, MDPI, v. 26, n. 4, p. 1077, 2021.
- 47 CORSARO, C.; MALLAMACE, D.; NERI, G.; FAZIO, E. Hydrophilicity and hydrophobicity: Key aspects for biomedical and technological purposes. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, Elsevier, v. 580, p. 126189, 2021.
- 48 PRAKASH, C. J.; PRASANTH, R. Approaches to design a surface with tunable wettability: a review on surface properties. *Journal of Materials Science*, Springer, v. 56, p. 108–135, 2021.
- 49 WANG, J.; WU, Y.; CAO, Y.; LI, G.; LIAO, Y. Influence of surface roughness on contact angle hysteresis and spreading work. *Colloid and Polymer Science*, Springer, v. 298, p. 1107–1112, 2020.
- 50 APOSTOLINAS, V. G.; GALOPOULOU, K. S.; KOURIS, L. A. S.; ANASTASIOU, E. K.; KONSTANTINIDIS, A. A. Experimental investigation and analytical modelling of the roughness and bonding agent influence on the old-to-repair concrete interfacial bonding strength. *Materials and Structures*, Springer, v. 55, n. 5, p. 148, 2022.
- 51 ISHIBASHI, T.; FANG, Y.; ELSWORTH, D.; WATANABE, N.; ASANUMA, H. Hydromechanical properties of 3d printed fractures with controlled surface roughness: insights into shear-permeability coupling processes. *International Journal of Rock Mechanics and Mining Sciences*, Elsevier, v. 128, p. 104271, 2020.
- 52 TAYLOR, R. I. Rough surface contact modelling—a review. *Lubricants*, MDPI, v. 10, n. 5, p. 98, 2022.
- 53 SANTOS, H. E. S. *Propriedades ópticas e mecânicas da zircônia (Y-TZP) de translucidez melhorada com e sem adição de FE2O3*. Tese (Doutorado) — Instituto Militar de Engenharia, 2017.
- 54 THOMAZ, A. B. *PINTURA ELETROSTÁTICA DA ZIRCÔNIA ODONTOLÓGICA E INFLUÊNCIA NA TRANSLUCIDEZ E ADESÃO AO CIMENTO RESINOSO*. Tese (Doutorado) — Instituto militar de Engenharia (IME), 2023.
- 55 RAGONHA, Ê. W.; MARTINEZ, E. F.; MUZILLI, C. A.; MIRANDA, M. E.; OLIVIERI, K. A. N. Cytotoxicity analysis of electrostatically applied epoxy coating onto co-cr alloy. *RGO-Revista Gaúcha de Odontologia*, SciELO Brasil, v. 63, p. 257–262, 2015.
- 56 4288:2008, A. B. de N. T. N. I. Especificações geométricas do produto (gps) – rugosidade: Método do perfil - regras e procedimentos para avaliação de rugosidade. In: _____. [S.l.]: Associação Brasileira de Normas Técnicas, 2008.
- 57 4287:2002, A. B. de N. T. N. I. Especificações geométricas do produto (gps) – rugosidade: Método do perfil - termos, definições e parâmetros da rugosidade. In: _____. [S.l.]: Associação Brasileira de Normas Técnicas, 2002.

- 58 FONSECA, R. G. *Avaliação da eficácia de primers para metal na resistência ao cisalhamento da união entre cimentos resinosos e metais não nobres. Efeito do armazenamento em água.* Tese (Doutorado) — Universidade Estadual Paulista (Unesp), 2008.
- 59 ALMILHATTI, H. J.; GIAMPAOLO, E. T.; RIBEIRO, R. d. A.; VERGANI, C. E.; MACHADO, A. L. Resistência ao cisalhamento da união de uma porcelana a duas ligas metálicas. *Rev. odontol. Univ. St. Amaro*, p. 35–38, 2005.
- 60 FILHO, O. D. A.; NISHIOKA, R. S. Avaliação da resistência à tração entre sistemas para reparo de revestimento estético e liga de níquel-cromo. *Brazilian Dental Science*, v. 14, n. 3/4, p. 49–59, 2011.
- 61 GIANNINI, V.; NEISSER, M. P.; BOTTINO, M. A. Avaliação, por microscopia eletrônica de varredura, da interface de uma liga de níquel e dois sistemas estéticos: polímero de vidro e cerâmico. *Brazilian Dental Science*, v. 3, n. 1, 2000.
- 62 GIAMPAOLO, E. *Estudo da resistência de união e do alongamento de resinas para facetas estéticas em função da utilização ou não do sistema Silicoater.* [S.l.]: Araraquara, 1997.
- 63 SCOTT, J.; STRANG, R.; MCCROSSON, J. Silane effects on luting resin bond to a ni cr alloy. *Journal of dentistry*, Elsevier, v. 19, n. 6, p. 373–376, 1991.
- 64 HANEDA, I. G. Avaliação da resistência ao cisalhamento de sistemas para reparo em metalocerâmicas. efeito do armazenamento em água. Universidade Estadual Paulista (Unesp), 2007.
- 65 NATTRODT, A. K. R. de A. *AVALIAÇÃO DO REVESTIMENTO POLIMÉRICO DA ZIRCÔNIA TETRA- GONAL PARA APLICAÇÕES EM PRÓTESES ODONTOLÓGICAS.* Dissertação (Mestrado) — Instituto Militar de Engenharia, 2023.

ANEXO A – RUGOSÍMETRO

A.1 Parâmetro Ra NiCr não pintado

Tabela 14 – Parâmetro Ra NiCr não pintado.

Ra NiCr não pintado	μm
corpo 1/A1	0,038
corpo 1/A2	0,048
corpo 1/A3	0,06
corpo 1/A4	0,061
corpo 1/A5	0,056
corpo 2/A1	0,068
corpo 2/A2	0,062
corpo 2/A3	0,078
corpo 2/A4	0,084
corpo 2/A5	0,072

A.2 Parâmetro Rq NiCr não pintado

Tabela 15 – Parâmetro Rq NiCr não pintado.

Rq NiCr não pintado	μm
corpo 1/A1	0,053
corpo 1/A2	0,062
corpo 1/A3	0,082
corpo 1/A4	0,087
corpo 1/A5	0,082
corpo 2/A1	0,091
corpo 2/A2	0,088
corpo 2/A3	0,109
corpo 2/A4	0,119
corpo 2/A5	0,099

A.3 Parâmetro Ra NiCr pintado

Tabela 16 – Parâmetro Ra NiCr pintado.

Ra NiCr pintado	μm
corpo 1/ tomada 1	0,120
corpo 1/ tomada 2	0,094
corpo 1/ tomada 3	0,064
corpo 2/ tomada 1	0,171
corpo 2/ tomada 2	0,171
corpo 2/ tomada 3	0,119
corpo 3/ tomada 1	0,123
corpo 3/ tomada 2	0,082
corpo 3/ tomada 3	0,119

A.4 Parâmetro Rq NiCr pintado

Tabela 17 – Parâmetro Rq NiCr pintado.

Ra NiCr pintado	μm
corpo 1/ tomada 1	0,156
corpo 1/ tomada 2	0,128
corpo 1/ tomada 3	0,087
corpo 2/ tomada 1	0,210
corpo 2/ tomada 2	0,214
corpo 2/ tomada 3	0,163
corpo 3/ tomada 1	0,160
corpo 3/ tomada 2	0,111
corpo 3/ tomada 3	0,146

A.5 Parâmetro Ra Resina Z100

Tabela 18 – Parâmetro Ra Resina Z100.

Ra Resina Z100	μm
corpo 1/ tomada 1	0,048
corpo 1/ tomada 2	0,055
corpo 1/ tomada 3	0,051
corpo 1/ tomada 4	0,059
corpo 1/ tomada 5	0,048
corpo 2/ tomada 1	0,042
corpo 2/ tomada 2	0,049
corpo 2/ tomada 3	0,047
corpo 2/ tomada 4	0,037
corpo 2/ tomada 5	0,049

A.6 Parâmetro Rq Resina Z100

Tabela 19 – Parâmetro Rq Resina Z100.

Rq Resina Z100	μm
corpo 1/ tomada 1	0,064
corpo 1/ tomada 2	0,071
corpo 1/ tomada 3	0,073
corpo 1/ tomada 4	0,084
corpo 1/ tomada 5	0,063
corpo 2/ tomada 1	0,055
corpo 2/ tomada 2	0,066
corpo 2/ tomada 3	0,064
corpo 2/ tomada 4	0,05
corpo 2/ tomada 5	0,064

ANEXO B – ÂNGULO DE CONTATO

B.1 Ângulo de contato NiCr sem pintura

Tabela 20 – Ângulo de contato NiCr sem pintura.

Ângulo de contato
75,8°
64,81°
68,76°
76,77°
74,46°
71,96°
73,27°
77,68°
77,87°
65,21°

B.2 Ângulo de contato Resina

Tabela 21 – Ângulo de contato Resina.

Ângulo de contato
83,45°
82,9°
92,78°
71,43°
71,82°
63,09°
74,82°
70,74°
67,23°

ANEXO C – ESPESSURA DA TINTA

C.1 Espessura da Tinta NiCr

Tabela 22 – Espessura da Tinta NiCr.

Espessura da Tinta NiCr	μm
1 ^o	160
2 ^o	140
3 ^o	170
4 ^o	134
5 ^o	180
6 ^o	138
7 ^o	170
8 ^o	141
9 ^o	178
10 ^o	153