

LEONARDO VIANA PEREIRA

ESTUDO DA DENSIDADE ÓPTICA E DA RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE
TRÊS PONTOS EM CORPOS-DE-PROVA FUNDIDOS COM A LIGA
METÁLICA HIGH BOND® (Co-Cr), COM SECÇÕES VERTICAL 90°,
DIAGONAL 45° E DIAGONAL 22,5°, SOLDADOS PELAS TÉCNICAS
CONVENCIONAL E TIG

ARAÇATUBA

2012

Catálogo na Publicação (CIP)

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

- B219a Pereira, Leonardo Viana.
Estudo da densidade óptica e da resistência à flexão de
três pontos em corpos-de-prova fundidos com a liga metálica
High Bond® (Co-Cr), com secções vertical 90°, diagonal 45°
e diagonal 22,5°, soldados pelas técnicas convencional e TIG /
Leonardo Viana Pereira. - Araçatuba : [s.n.], 2012
98 f. : il. ; tab. + 1 CD-ROM
- Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia de Araçatuba
Orientador: Prof. Stefan Fiuza de Carvalho Dekon
1. Soldagem em odontologia 2. Radiografia dentária digital
3. Ligas de cromo 4. Implantes dentários 5. Prótese parcial
fixa

Black D3

CDD 617.69

LEONARDO VIANA PEREIRA

ESTUDO DA DENSIDADE ÓPTICA E DA RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE
TRÊS PONTOS EM CORPOS-DE-PROVA FUNDIDOS COM A LIGA
METÁLICA HIGH BOND® (Co-Cr), COM SECÇÕES VERTICAL 90°,
DIAGONAL 45° E DIAGONAL 22,5°, SOLDADOS PELAS TÉCNICAS
CONVENCIONAL E TIG

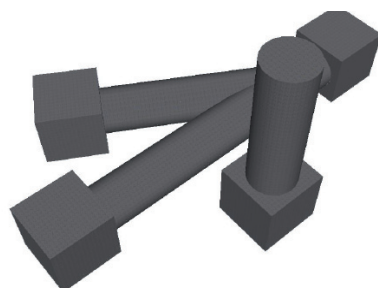
Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho – UNESP, como parte integrante dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Stefan Fiuza de Carvalho Dekon

ARAÇATUBA

2012

DEDICATÓRIA



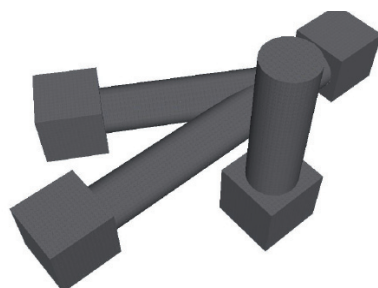
À Deus,

Por me proporcionar uma vida cheia de alegrias, paz e muita saúde.

Aos meus pais Carlos e Neuza e aos meus irmãos Edicarlos e Fábio,

Que nunca duvidaram do meu potencial e por me apoiarem nos momentos mais difíceis e, principalmente, por estarem comigo nos melhores. Obrigado pela dedicação, apoio incondicional, incentivo e estímulo à minha formação pessoal e intelectual, onde nunca mediram esforços para que eu pudesse alcançar meus objetivos.

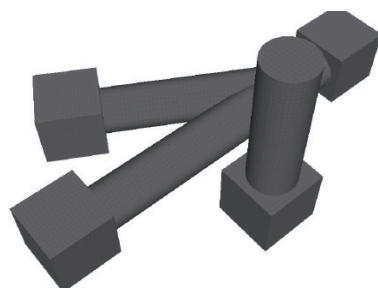
AGRADECIMENTOS ESPECIAIS



*Ao Professor **Dr. Stefan Fiuza de Carvalho Dekon**, pelo exemplo de profissionalismo e dedicação, que me possibilitaram adquirir novos conhecimentos. O meu sincero e eterno agradecimento.*

*Aos Professores **Dr. Mario Jefferson Quirino Louzada, Dra. Maria Cristina Rosifini Alves Rezende e Dr. Gilberto Aparecido Coclete**, pela disponibilidade e empenho em me ajudar em todos os momentos. Sem o apoio dos senhores, não teria conseguido.*

AGRADECIMENTOS



Ao Professor Dr. José Eduardo Rodrigues, “O Professor dos Professores”, pelo incentivo durante a graduação e início da Pós-Graduação.

À secretária do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese Magda Requena Caciatore pela amizade e companheirismo durante esse período.

Aos Técnicos de Laboratório Carlos Alberto Gonçalves e Eduardo Rodrigues Cobo por sempre colaborarem em imediato quando solicitados.

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, sob direção do Prof. Dr. Pedro Felício Estrada Bernabé e Prof^a. Adj. Dra. Ana Maria Pires Soubhia, pela oportunidade de realizar o curso de pós-graduação.

À Faculdade de Engenharia de Ilha solteira – UNESP, em especial aos Professores Dr. Luiz de Paula Nascimento e Dr. Hidekasu Matsumoto pela fundamental participação no desenvolvimento dessa pesquisa.

À Disciplina de Prótese Parcial Fixa, em especial às professoras Dra. Adriana Cristina Zavanelli e Dra. Daniela Micheline dos Santos.

Aos Professores Dr. Paulo Roberto Botacin, Dr. Alvimar Lima de Castro e Dra. Sandra Maria Herondina Coelho Ávila de Aguiar por me iniciarem na vida científica e oferecer muitas oportunidades em seus mais variados projetos.

Aos colegas de Pós-Graduação: Liziane Cristina Bannwart, Ana Paula Martini, Joel Ferreira Santiago Junior, Daniel Augusto de Faria Almeida, Leonardo

Faverani, Gabriel e Paula Lazilha Faleiros pelos momentos compartilhados, pela ajuda, carinho e amizade.

Aos companheiros da graduação. Em especial Renatas, Daniel, Lídia e Bruna. Todos colaboraram de alguma forma em minhas escolhas.

Aos amigos: Gestter, Tiago, Bruno, Lilian, Samuel. Vocês foram excepcionais.

Aos companheiros de república: Luiz Henrique, Márcio, João Rodolpho, Gabriel, Felipe, Alexandre, Adriano, Marcelo, Luciano, João (“in memorian”), Fabiano, Murillo, Lucas, Flávia e Alana, cuja convivência só veio a acrescentar conhecimento, respeito e confiança na nossa amizade.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, em especial Doraci Aparecida Pereira, amiga, porém muitas vezes assumindo o papel de mãe, a quem tenho muita consideração.

Ao Instituto Educacional Uniteno - ABO, em especial Ana Paula, Patrícia e Janaína, por me acolherem e darem todo o suporte do qual necessitei em minhas aulas ministradas. Com certeza, essa experiência só fez fortalecer a busca pelo exercício da docência.

Aos funcionários da pós-graduação: Diogo, Lilian, Marina, Cristiane e Valéria, pela ajuda e paciência nos problemas burocráticos.

Ao meu amor, Lilian Rezende Santos, que sempre foi compreensiva nas minhas ausências e sempre procurou ajudar de alguma forma a realização

deste trabalho. Agradeço também aos seus pais, Edevaldo e Wilma, pelo apoio incondicional durante todos esses dias.

Às funcionárias da APCD-Araçatuba, Wilma e Lucineide, pela simpatia, em todas as vezes em que as procurei.

À meus avós Pedro e Laudevith; meus tios Izidro, Etevaldo, Eloísio e Clodoaldo; minhas tias Maria Elvira, Edna e Alexandra (in memorian,) e meus padrinhos Liolálio (in memorian) e Maria, por me prepararem para a vida, com conhecimento, carinho, atenção e amor.

Aos meus primos, em verdade, irmãos, Vágner, Mara, Mônica, Patrícia, Nilza, Valéria, Bruna e Giovanna, pela amizade, amor e respeito a mim dedicados, participando ativamente em todas as fases da minha vida.

Ao Máximo Apoio Educacional, em especial sua diretora Kátia Nascimbeni, pelo carinho, oportunidades, indicações e apoio durante todo o período que estive em Araçatuba.

Aos Professores Dr. Paulo Renato Junqueira Zuim e Dra. Karina Helga Turcio de Carvalho por abrir as portas do Núcleo de Diagnóstico e Tratamento de Disfunções Temporomandibulares para aprimorar meu conhecimento e desenvolver pesquisas.

À Empresa High Bond Bioligas, em especial ao Eduardo, por colaborarem na execução dessa pesquisa.

Ao meu amigo Marquinhos (ADFOA), pela ajuda e ensinamentos, durante a graduação e a pós-graduação.

Às minhas queridas cunhadas, Carina e Cris, por fazerem da minha família ainda mais alegre e unida. E minha futura cunhada Letícia, a Pota, pelas divertidas conversas e por me tratar como o melhor cunhado que ela tem.

Aos laboratórios de prótese Proart, Kibune, Esbuc e Shinobu por abrirem as portas para o desenvolvimento das minhas pesquisas.

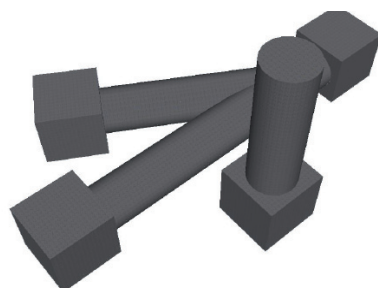
Ao meu tesouro de sobrinha Kaillany, pelo amor, respeito, confiança e uma alegria que contagia qualquer um. Agradeço também à sua irmãzinha, Ellis, que pouco pode desfrutar desse mundo, mas cumpriu sua missão e hoje nos protege lá de cima. “Ellis, o tio ainda te ama muito e nunca vai te esquecer”.

Enfim, à todos que participaram de alguma forma em toda minha vida acadêmica.

“Fé em Deus
Que ele é justo,
Ei, irmão, nunca se esqueça
Levanta a cabeça...”

(Mano Brown)

RESUMO



PEREIRA, Leonardo Viana. Estudo da densidade óptica e da resistência à flexão de três pontos em corpos-de-prova fundidos com a liga metálica High Bond® (Co-Cr), com secções vertical 90°, diagonal 45° e diagonal 22,5°, soldados pelas técnicas convencional e TIG [Dissertação] - Araçatuba : Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2012.

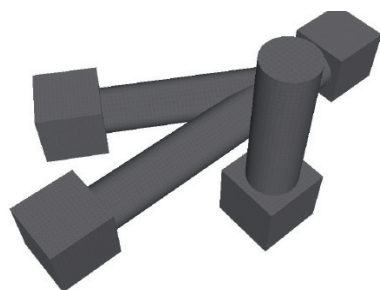
RESUMO

O sucesso das próteses sobreimplantes está diretamente relacionado ao grau de adaptação dos componentes protéticos aos implantes. Com a finalidade de se obter um assentamento passivo entre a prótese e os implantes, as estruturas metálicas são confeccionadas inicialmente segmentadas e, posteriormente, soldadas clinicamente para minimizar as distorções do processo de fundição. O sistema TIG (Tungsten Inert Gas) é definido como uma soldagem de arco elétrico, estabelecido entre um eletrodo não consumível à base de tungstênio e a peça a ser soldada. O propósito desse estudo foi, através do uso da densidade óptica e de um teste mecânico de resistência à flexão de 3 pontos, analisando a rigidez do material e a tensão de flexão, verificar o comportamento de dois sistemas de soldas odontológicas: convencional e TIG, realizadas em diferentes angulações (90°, 45° e 22,5°) de secções das porções a serem soldadas, comparando-os a um grupo fundido em monobloco (controle), em uma liga de Co-Cr. Os grupos foram comparados entre si quanto à densidade óptica, rigidez, tensão de flexão. A análise dos resultados obtidos possibilitou as seguintes conclusões:

1. Em relação à análise dos dados da densidade óptica mostrou que o grupo controle apresentou-se mais eficientes, estatisticamente significantes, quando comparadas aos grupos do sistema de solda TIG; não houve diferenças estatisticamente significantes entre as diferentes angulações num mesmo sistema de soldagem, porém quando comparados os sistemas de soldagem numa mesma angulação, o grupo de 22,5°-solda convencional teve resultado melhor, estatisticamente significativo, que o 22,5°-solda TIG;
2. Em relação à rigidez (modulo de elasticidade), houve diferença estatisticamente significativa apenas quando se comparou os corpos com angulação de 90° com diferentes soldas, tendo resultados maiores com soldagem convencional;
3. Em relação à tensão de flexão, os resultados mostraram melhores desempenhos, estatisticamente significantes, do grupo fundido em monobloco e dos grupos em que se utilizou o sistema TIG de soldagem quando comparados aos grupos soldados pela técnica convencional; quanto à angulação de corte da extremidade soldada, não houve diferenças estatisticamente significantes, quando comparados em um mesmo sistema de soldagem.

PALAVRAS-CHAVE: Soldagem em odontologia. Radiografia dentária digital. Ligas de cromo. Implantes dentários. Prótese parcial fixa.

ABSTRACT



PEREIRA, Leonardo Viana. Study of optical density and flexural strength of three points in specimens fused with the High Bond ® alloy (Co-Cr), with vertical sections 90°, diagonal 45° and diagonal 22.5°, soldered by conventional techniques and TIG [dissertation] - Araçatuba : Dental School - Univ Estadual Paulista; 2012.

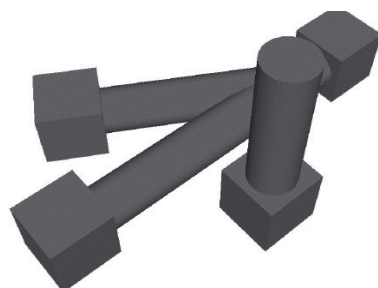
ABSTRACT

The success of the prosthesis over implant is directly related to the adaptation degree of the prosthesis components to implants. Aiming to obtain a passive fit between the prosthesis and the implant, initially the metal structures are segmented and later are clinically welded to minimize the distortions of the casting process. The TIG system (Tungsten Inert Gas) is defined as a welding of an electric arc, established between a non consumable electrode based on tungsten and the part to be welded. The purpose of this study was to use the optical density and a mechanical test of 3 points flexion endurance, to analyze the stiffness of the material and the bending stress and to verify the behavior of two systems of dental welders: conventional and TIG performed at different angles (90°, 45° e 22, 5°) of the sections of the portions to be welded, and compare them to a group fused on monobloc (control) in an alloy of Co-Cr. The groups were compared on optical density, stiffness and bending stress. Analysis of the results made possible the following conclusions:

1. The analysis of the data showed that the optical density of the control group was more efficient, statistically significant, when compared to the groups with TIG welding system; there were no statistical differences between the different angles on the same welding system, although when comparing the welding systems in the same angle, the group of 22,5°- conventional welding had better result than the 22,5° - TIG welding, this difference was statistically significant;
2. There was statistical significant difference regarding the stiffness (modulus of elasticity) only when it was compared the bodies with the 90° angle with different welds, the higher results were with the conventional welding;
3. The results of the bending stress showed a better performance, statistically significant, on the group fused on monobloc and the groups which used the TIG welding system when compared to the groups welded with the conventional technique; there were no statistical differences regarding the angle of cut of the welded edge when compared to the same welding system.

KEYWORDS: Dental Soldering; Radiography, Dental, Digital; Chromium Alloys; Denture, Partial, Fixed; Dental Implants.

LISTAS DE TABELAS, GRÁFICOS E QUADROS



TABELAS

Tabela 1 - Distribuição dos corpos de prova	38
Tabela 2 - Valores das médias da densidade óptica por corpo de prova....	61
Tabela 3 - Valores das médias da densidade óptica dos grupos (desvio padrão) para o tipo de solda e angulação da extremidade incluindo grupo controle.	62
Tabela 4 –Valores de rigidez por corpo de prova.	63
Tabela 5 – Valores médios da rigidez (desvio padrão) para o tipo de solda e angulação da extremidade soldada, incluindo o grupo controle (MPa).	63
Tabela 6 - Valores de tensão de flexão por corpo de prova	64
Tabela 7– Valores médios da resistência à flexão (desvio padrão) para o tipo de solda e angulação da extremidade soldada, incluindo o grupo controle (MPa).	65

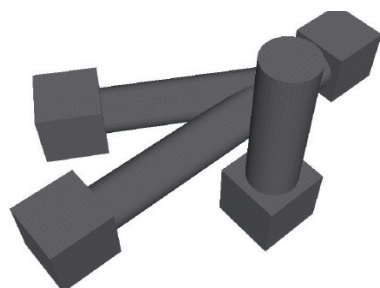
GRÁFICOS

Gráfico 1 – Curva obtida calculando-se os valores de tensão e deflexão do arquivo “txt” emitido pelo software TESC da máquina EMIC.	58
Gráfico 2 - Comparação entre as médias dos resultados de densidade óptica com desvio padrão.....	62
Gráfico 3 - Comparação entre as médias dos resultados de rigidez (módulo de elasticidade) com desvio padrão.	64
Gráfico 3 - Comparação entre as médias dos resultados de tensão de flexão com desvio padrão.....	65

QUADRO

Quadro 1 - Fórmula para o cálculo da tensão de flexão.	59
---	----

LISTAS DE FIGURAS

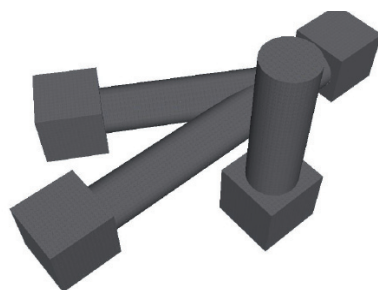


FIGURAS

Fig. 1 – Corpo de prova do grupo Ctrl, fundido em monobloco.	39
Fig. 2 - Hemicorpo de prova para posterior soldagem na vertical 90° (grupo C90 e T90).	39
Fig. 3 - Hemicorpo de prova para posterior soldagem na vertical 22,5° (grupo C22,5 e T22,5).	40
Fig. 4 - Hemicorpo de prova para posterior soldagem na vertical 45° (grupo C45 e T45).	40
Fig. 5 – Molde metálico para confecção de corpo de prova em monobloco (grupo Ctrl).	41
Fig. 6 – Molde metálico para confecção de hemicorpo de prova com secção perpendicular, 90° (grupo C90 e T90).	42
Fig. 7 – Molde metálico para confecção de hemicorpo de prova com secção diagonal, 22,5° (grupo C22,5 e T22,5).	43
Fig. 8 – Molde metálico para confecção de hemicorpo de prova com secção diagonal, 45° (grupo C45 e T45).	43
Fig. 9 – Materiais utilizados para a confecção dos padrões em resina acrílica.	44
Fig. 10 – Aplicação do isolante para resinas acrílicas na superfície dos moldes metálicos.	45
Fig 11 – Preenchimento do molde metálico com resina acrílica.	45
Fig. 12 - Padrões em resina acrílica organizados em grupo de acordo com a sua angulação ou ausência de secção (Ctrl).	46
Fig. 13 – Apresentação comercial da liga metálica HB-27.	47
Fig. 14 – Corpos de prova fundidos após o acabamento	48
Fig 15 – Suporte para soldagem.	49
Fig. 16 – Corpos de prova sendo submetidos à pré-solda.	50

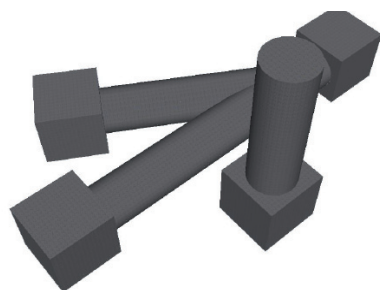
Fig. 17 – Corpo de prova pré-soldado sendo submetido ao processo de soldagem convencional.....	50
Fig. 18 – Soldadora TIG, NTY 60.	51
Fig. 19 – Corpos de prova soldados, sem acabamento.	52
Fig. 20 - Corpos de prova finalizados.....	53
Fig. 21 - Posição do conjunto: placa de imagem corpo de prova e aparelho de raios X.	54
Fig. 22 – Aparelho Digora.....	55
Fig. 23 – Esquema do ensaio de flexão de 3 pontos na máquina de ensaio universal.....	56
Fig. 24 - Aferimento da média da densidade óptica na região da solda..	56
Fig. 25 – Início do teste de flexão de 3 pontos.....	57
Fig. 26 – Fim do teste de flexão de 3 pontos.	57

SUMÁRIO



INTRODUÇÃO	27
2 PROPOSIÇÃO	35
3 MATERIAL E MÉTODOS.....	37
3.1 Características dos corpos de prova.....	38
3.2 Confeção dos padrões em resina acrílica quimicamente ativada	40
3.3 Inclusão em revestimento e fundição.....	46
3.4 Desinclusão e acabamento das fundições.....	47
3.5 Soldagem convencional	49
3.6 Soldagem TIG	51
3.7 Acabamento final dos corpos de prova.	52
3.8 Análise da densidade óptica.....	53
3.9 Teste flexural	55
4 RESULTADOS	60
4.1 Densidade Óptica.....	61
4.2 Rigidez do material(N/mm).....	63
4.3 Tensão de Flexão (MPa)	64
5 DISCUSSÃO	66
6 CONCLUSÕES	73
7 REFERÊNCIAS.....	75
ANEXO.....	80

Introdução



1 INTRODUÇÃO

A perda precoce dos dentes pode levar o paciente a deficiências funcionais e estéticas, rompendo o equilíbrio do sistema estomatognático, instituindo uma condição cumulativa de processos degenerativos que podem agravar o estado de saúde bucal e sistêmico. A reposição desses elementos dentários perdidos pode ser conseguida por meio de próteses convencionais ou sobreimplantes. Todas as restaurações protéticas dentárias são submetidas a estresses térmicos, químicos ou mecânicos, além de estarem em contato direto com os fluidos bucais. Desse modo, a escolha de um material de má qualidade, pode resultar em próteses com pouca longevidade, devido à má adaptação das mesmas (MANSANO, 2007).

Nos últimos anos, restaurações protéticas dos arcos desdentados com implantes osseointegrados mudaram radicalmente a prática odontológica melhorando a qualidade de vida de muitos pacientes parcial ou totalmente desdentados. Os implantes osseointegrados foram concebidos para substituir a função das raízes dos dentes naturais, permitindo a ancoragem das próteses fixas, totais ou parciais, que irão devolver ao paciente a função e a estética alteradas pela perda dos elementos dentários naturais (DINATO, 1999).

A razão do implante é a futura prótese e não a sua instalação cirúrgica. Existem inúmeros sistemas de implantes que, se estiverem alicerçados nos princípios básicos da osseointegração, promoverão uma ancoragem óssea direta, capaz de suportar as forças oclusais originadas durante a mastigação. No entanto, o sucesso da manutenção é garantido através da passividade na adaptação das próteses que são colocadas sobre estes implantes (DIAS, 2002).

O sucesso de uma prótese fixa, suportada por um ou mais pilares sejam eles dentes naturais ou implantes, depende de algumas condições básicas que são inerentes aos materiais e técnicas laboratoriais. Ela deverá apresentar uma

distribuição uniforme de forças e uma adaptação perfeita, de tal modo que esta ocorra de forma exata e passiva (MISCH, 2006; ROSENSTIEL, 2002).

Uma das maiores preocupações com próteses fixas suportadas por implantes osseointegrados são as dificuldades técnicas na obtenção de uma adaptação passiva precisa entre a infraestrutura metálica e os intermediários ou diretamente aos implantes quando os parafusos dos cilindros são torquados.

As causas mais comuns do insucesso no tratamento com próteses fixas, sobre dentes naturais ou implantes, envolvem: forças excessivas, padrões oclusais deficientes, estruturas sem assentamento passivo, próteses com pouca retenção, além de falhas proporcionadas por problemas relacionados aos materiais e técnicas tanto clínicas como laboratoriais. Dentre as causas mais comuns encontra-se a dificuldade em se obter uma boa adaptação das peças protéticas, principalmente as mais extensas, quando as estruturas fundidas em uma única peça, seja pela contração de solidificação da liga ou por falta de paralelismo entre os retentores. Assim, a desadaptação de uma prótese fundidos em monobloco, aumenta à medida que a extensão desta prótese também aumenta. Por esta razão faz-se necessário o emprego da soldagem, já que as próteses parciais fixas de ponte, unidas pela soldagem, proporcionam melhor adaptação se comparadas às apresentadas por fundições de uma só peça com comprimento semelhante (SHILLINBURG, 1998).

Os materiais utilizados em próteses dentárias devem ser biocompatíveis e apresentar propriedades mecânicas e resistência à corrosão adequadas. Como material para as infraestruturas de próteses sobreimplantes, a liga de Cobalto-Cromo (Co-Cr) oferece biocompatibilidade favorável, resistência à corrosão, baixo peso específico, alta rigidez e baixo custo. Uma desvantagem da liga de Co-Cr é a alta rigidez, o que pode tornar a infraestrutura de difícil ajuste. (HULTERSTROM; NILSSON, 1994, NETO, 2007). No entanto, a vantagem do baixo custo em relação às ligas nobres justifica o investimento em pesquisas para torná-las mais eficientes.

Com a proximidade da perfeição dos procedimentos clínicos e laboratoriais é possível se obter uma ótima adaptação, onde a ausência de espaços entre os cilindros e intermediários parafusados aos implantes nos dá uma distribuição de força favorável deixando os parafusos sem estresse adicional, minimizando a possibilidade de solturas e fraturas.

Algumas vezes se consegue adaptação das peças em monobloco à custa de movimentos dentários, aplicável somente em pequenas próteses; a união de próteses amplas deve ser feita por meio de soldagem. No entanto essa adaptação ocasionada pela peça protética não se aplica quando esta for sobreimplantes (BONFANTE, 2000).

Portanto, durante a confecção de próteses fixas, convencionais ou sobreimplantes, pode ser necessário um processo de soldagem. A utilização da técnica de soldagem vem sendo apontada por pesquisadores da área como uma opção viável para a otimização da qualidade da adaptação das próteses, uma vez que o processo tradicional de fundição é susceptível ao aparecimento de defeitos e imperfeições de fabricação (FUSAYAMA; WAKUMOTO; HOSODA, 1964; GARLAPO et al, 1983). Por outro lado, estudos metalográficos e radiográficos de conectores soldados demonstraram a ocorrência de lacunas em 39% dos pontos de solda estudados (HENRIKSON; WICTORIN; OSTERBERG, 1973).

A soldagem pode ser definida como: “Processo de união de materiais usado para obter a coalescência localizada de metais e não-metais, produzida por aquecimento até uma temperatura adequada, com ou sem utilização de metal de adição”. Para Anusavice, 2005, a soldagem é a operação que assegura, por uma fusão localizada, a continuidade metálica de um conjunto de peças permitindo a homogeneidade de suas propriedades físicas e mecânicas. A solda é adaptada e distribuída sobre a superfície por atração capilar, reagindo e umedecendo o metal que está sendo soldado, formando um composto intermetálico. No entanto, para

soldar é preciso tempo, calor e/ou pressão, pois com o calor a continuidade se estabelece por fusão, semelhante a uma fundição localizada (WISKOTT et al, 1997).

Em odontologia, a soldagem é, freqüentemente, utilizada para união de próteses parciais fixas convencionais, próteses sobreimplantes, materiais em ortodontia, encaixes e reparos de próteses parciais removíveis. A principal preocupação é soldar os segmentos sem que ocorram desuniões (DINATO, 1999).

Os processos de soldagem foram se desenvolvendo ao longo dos tempos, motivados pelas necessidades tecnológicas: melhoria de processos de soldagem existentes e novas situações, tais como novos materiais, diminuição de custos, etc. Muitos são os tipos de soldagem empregados para fins odontológicos: solda a ponto, soldagem por brasagem a maçarico, infravermelha, a forno, elétrica, TIG (Tungsten Inert Gás) e LASER (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation).

Dentre os problemas associados à soldagem estão incluídos a oxidação das faces a serem unidas, a porosidade na junta e o superaquecimento do local de união durante processo de soldagem, sendo este último causado pelas altas temperaturas a que são submetidas as juntas até que a solda flua e preencha todo espaço a ela destinado (BLUSTEIN, 1976; STEINMAN, 1954).

A qualidade das novas ligas odontológicas, somada ao aparecimento de novos tipos de solda, levaram a várias pesquisas (ROCHA, 2006; SILVA, 2007; CARDOSO, 2007). Isto demonstra o grande interesse nesta área da prótese odontológica, que evidencia a necessidade de novas pesquisas quanto à adaptação de estruturas protéticas obtidas de várias ligas, uma vez que suas características associadas ainda são pouco conhecidas.

Essa afirmação pode ser considerada válida ainda nos dias de hoje devido à escassez de trabalhos com detalhes específicos sobre a melhor técnica a ser utilizada.

A inspeção clínica tem demonstrado que os métodos de soldagem convencionais podem produzir pequenos defeitos que muitas vezes passam

despercebidas pelos profissionais e posteriormente resultam em fracasso do tratamento reabilitador (TEHINI; STEIN, 1993)

A obtenção de juntas soldadas em Odontologia vem se aprimorando com o desenvolvimento e a incorporação de conhecimentos de outras áreas como a engenharia, que tem possibilitado o surgimento de novas técnicas e equipamentos para a união de juntas soldadas, como uma alternativa à técnica convencional com maçarico (MARQUES, 1991).

Dentre as novas possibilidades destacam-se a solda a laser (GORDON, 1970) e a solda a arco elétrico em atmosfera de gás inerte – TIG (tungsten Inert Gás). Sendo que esta última possui um custo operacional menor. (UENO, 1993; BEZERRA, 1999).

Muita ênfase tem sido dada a esses dois processos de soldagem, pois produzem soldas de qualidade superior à obtida por brasagem a maçarico, ou seja, convencional, em ligas como o Co-Cr, além de gerarem menor distorção na peça a ser soldada. (CARDOSO, 2007)

A soldagem a laser das próteses parciais fixas metalo-cerâmicas vem provando ser um procedimento prático de laboratório, diminuindo consideravelmente o tempo de confecção quando comparado às técnicas convencionais. O acompanhamento clínico também demonstra um grau de satisfação excelente no que se refere ao assentamento passivo das peças soldadas (HULING; CLARK, 1977). Os autores associam essa melhor acuidade do laser à redução do número de passos na constituição das próteses, ou seja, o uso de revestimento é evitado, o aquecimento do local das juntas é menor e não há necessidade de fluxo e ligas de solda. Como desvantagem destaca-se o alto custo do equipamento e do treinamento de pessoal especializado, dificultando sua utilização por uma grande quantidade de profissionais por aumentar consideravelmente o custo final do processo.

A soldagem a Arco Gás-Tungstênio (Gás Tungsten Arc Welding – GTAW) ou, como é mais conhecida no Brasil, TIG (Tungsten Inert Gas) é um processo no

qual a união é obtida pelo aquecimento dos materiais por um arco estabelecido entre um eletrodo não consumível de tungstênio e a peça, podendo ser utilizado metal de adição ou não (MARQUES, 1991). A proteção do eletrodo e da zona da solda é feita por um gás inerte, normalmente o argônio. Existem pesquisas sobre a utilização deste processo na odontologia mais especificamente pela reabilitação oral com resultados bastante satisfatórios (WANG; WELSCH, 1995; YUTAKA; OKABE, 1996; ROCHA, 2006). As vantagens principais do processo TIG são: excelente controle da poça de fusão; soldagem de precisão ou de elevada qualidade; permite soldagem sem o uso de metal de adição; soldagem de peças com pequena espessura; gera pouco ou nenhuma limpeza após a soldagem; permite a soldagem em qualquer posição.

Além dos métodos de soldagem, outra variável que pode interferir na qualidade da peça soldada é a forma como é feita a sua secção, vertical ou diagonal, sendo que esta última aumentaria a área de superfície a ser soldada e evitaria que a força incida na interface entre os segmentos, área que é preenchida pela solda. Por outro lado, poderá interferir na penetração do material de adição, no caso da solda convencional.

Quase um século após a descoberta dos raios-X e, com os avanços tecnológicos, a radiologia sofreu um grande impacto quando em 1987, o primeiro sistema digital foi lançado no mercado, como alternativa para a radiografia odontológica convencional. A partir daí, vários sistemas digitais foram disponibilizados no mercado odontológico, como o Digora® (Soredex) em 1994 e o DenOptix® (Gendex) em 1998 (SYRIOPOULOS et al, 1999).

Hedrick et al (1994) descreveram o Digora® (Soredex) como um aparelho radiovisiográfico, composto basicamente de placas ópticas e de um leitor óptico onde, logo após a exposição aos raios X, a placa é colocada, no leitor do sistema digital Digora® (Soredex), sendo a imagem exibida na tela do computador.

Através da análise da densidade óptica dessa imagem, é possível detectar regiões de falhas na região soldada, utilizando variações numa escala de tons de cinza, o que ajuda a identificar a precisão com a qual realizou-se a solda.

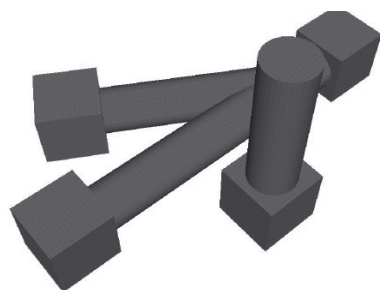
Vários métodos têm sido utilizados para avaliação das propriedades físicas e mecânicas das ligas usadas em odontologia, como ensaio de microdureza, rugosidade, resistência à deflexão e resistência à tração (MANSANO, 2007).

Tensão é a força por unidade de área agindo em milhões de átomos em um dado plano de um material; a tensão tipicamente diminui em função da distância da área da força ou da pressão aplicada. A resistência de um material é o nível de tensão em que este exibe certa quantidade de deformação plástica ou se fratura. Tensões elásticas não causam deformações permanentes, é reversível; enquanto que tensões plásticas causam deformações permanentes, ocorre um rearranjo dos átomos dentro do material e podem até causar fratura (ANUSAVICE, 2005).

Uma tensão por flexão é produzida de duas maneiras: submetendo-se uma estrutura à carga por três pontos, onde os pontos finais são fixos e uma força é aplicada entre esses pontos finais ou submetendo-se uma estrutura, que seja sustentada em apenas uma extremidade, a uma carga ao longo de qualquer parte da seção sem suporte. Essas áreas de tensão representam locais em potencial para a iniciação de fraturas na maioria dos materiais, em especial os materiais frágeis que possuem pouco ou nenhum potencial de deformação plástica (ANUSAVICE, 2005).

No ensaio mecânico de resistência a flexão de 3 pontos, é possível, além da tensão de flexão, analisar a rigidez do material ou módulo de elasticidade, que é calculada através da curva força x deformação. Quanto maior esse valor, maior será a força para uma mesma deformação elástica.

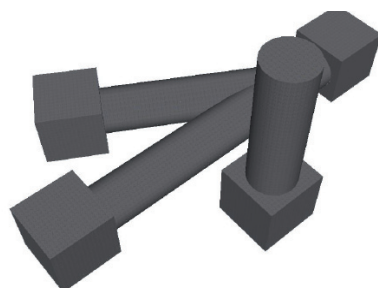
2 PROPOSIÇÃO



2 PROPOSIÇÃO

O propósito desse estudo foi avaliar a densidade óptica e a resistência a flexão de três pontos, analisando a rigidez do material e a tensão de flexão, em corpos-de-prova fundidos com a liga metálica High Bond® (Co-Cr), com secções vertical 90°, diagonal 45° e diagonal 22,5°, soldados pelas técnicas convencional e TIG.

3 MATERIAL E MÉTODOS



3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 CARACTERÍSTICAS DOS CORPOS DE PROVA

Os corpos-de-prova foram distribuídos de acordo com o método de soldagem (convencional ou TIG), variando-se a angulação de secção (vertical 90°, diagonal 22,5° e diagonal 45°) que foram soldadas. Além disso, um grupo foi classificado como controle, quando corpos-de-prova fundidos em monobloco (Tabela 1). O teste piloto realizado com 5 corpos de prova dessa liga metálica definiram o número mínimo de corpos de prova para o ensaio.

Tabela 1 - Distribuição dos corpos de prova

Secção	Solda convencional	Solda TIG	Monobloco
Vertical 90°	Grupo C90	Grupo T90	Controle (Ctrl)
Diagonal 22,5°	Grupo C22,5	Grupo T22,5	
Diagonal 45°	Grupo C45	Grupo T45	

Para propiciar maior estabilidade durante o ensaio de flexão, permitindo a incidência de força sempre na mesma região de solda independente da inclinação da secção, foram confeccionados corpos de prova em forma de halteres com extremidade em forma de cubo.

Os corpos de prova do grupo controle (Ctrl), fundidos em monobloco, tiveram 26 mm de comprimento no total com extremidades cúbicas de 4mm de aresta e cilindro central com 3 mm de diâmetro e 18 mm de comprimento (Fig. 1).

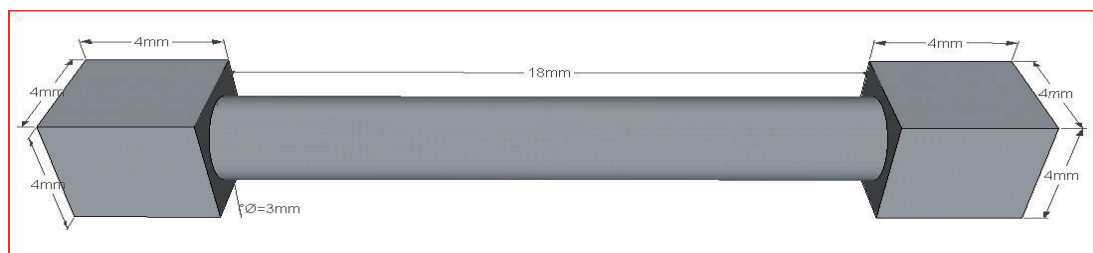


Fig. 1 – Corpo de prova do grupo Ctrl, fundido em monobloco.

Já os corpos de prova dos grupos C90, C45, C22,5, T90, T45 e T22,5, foram fundidos em duas metades separadamente (hemicorpos de prova). Dessa forma, eles tiveram uma das extremidades em forma de cubo, com 4mm de aresta, e a parte cilíndrica com metade do comprimento total, 9mm em média, sendo as extremidades a serem soldadas com 3 diferentes angulações (Fig. 2, 3 e 4).

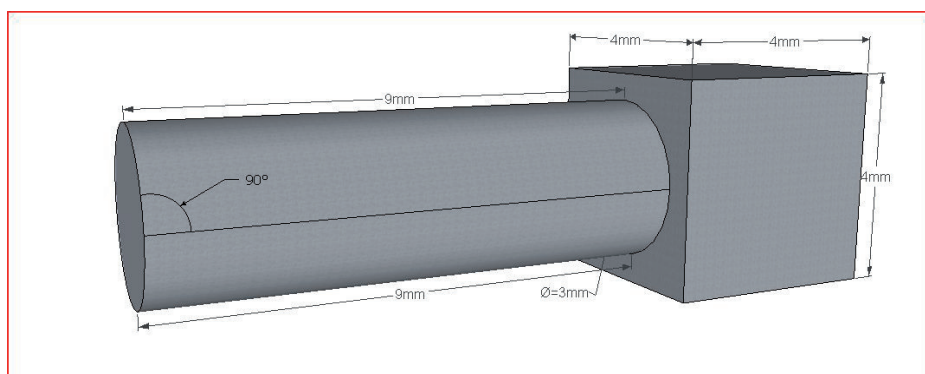


Fig. 2 - Hemicorpo de prova para posterior soldagem na vertical 90° (grupo C90 e T90).

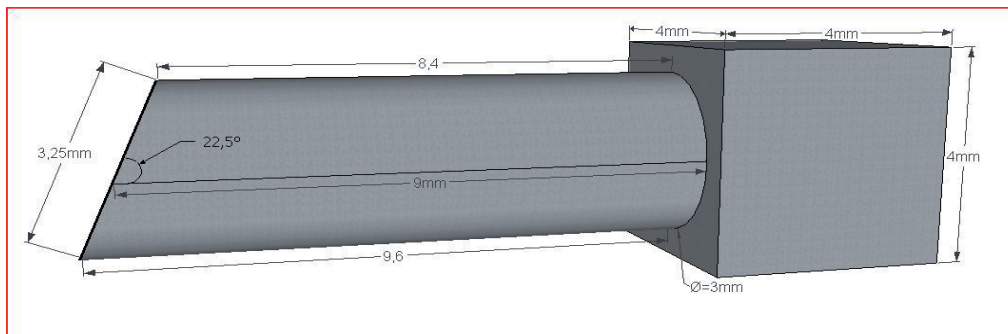


Fig. 3 - Hemicorpo de prova para posterior soldagem na vertical 22,5° (grupo C22,5 e T22,5).

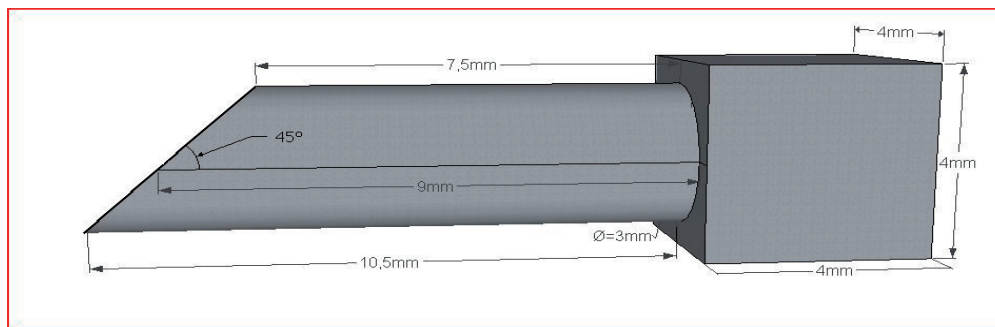


Fig. 4 - Hemicorpo de prova para posterior soldagem na vertical 45° (grupo C45 e T45).

3.2 CONFEÇÃO DOS PADRÕES EM RESINA ACRÍLICA QUIMICAMENTE ATIVADA

Para a obtenção dos corpos de prova, foram confeccionados moldes bipartidos em aço por meio de um processo de prototipagem rápida, com 26mm de comprimento, 12mm de altura e 12mm de largura, com espaço central para a modelagem do corpo de prova em resina, a partir de desenhos em 3 dimensões feitos no software “Google Sketch up”. (Fig. 5).

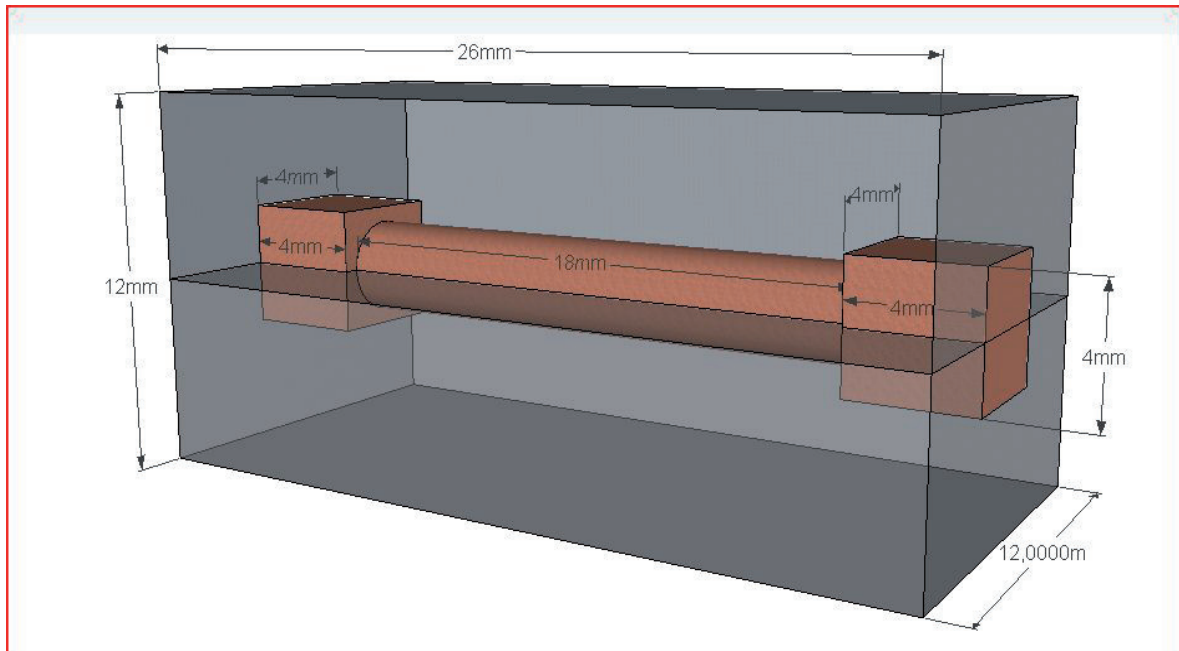


Fig. 5 – Molde metálico para confecção de corpo de prova em monobloco (grupo Ctrl).

Para a confecção dos hemicorpos de prova, que foram unidos por meio do processo de soldagem, foram confeccionados 3 suportes de trabalho bipartidos, com 12mm de altura, 13mm de comprimento e 12mm de profundidade, com 3 diferentes angulações da extremidade cilíndrica, 90°, 45, 22,5° (Fig. 6, 7 e 8) a partir da mesma técnica.

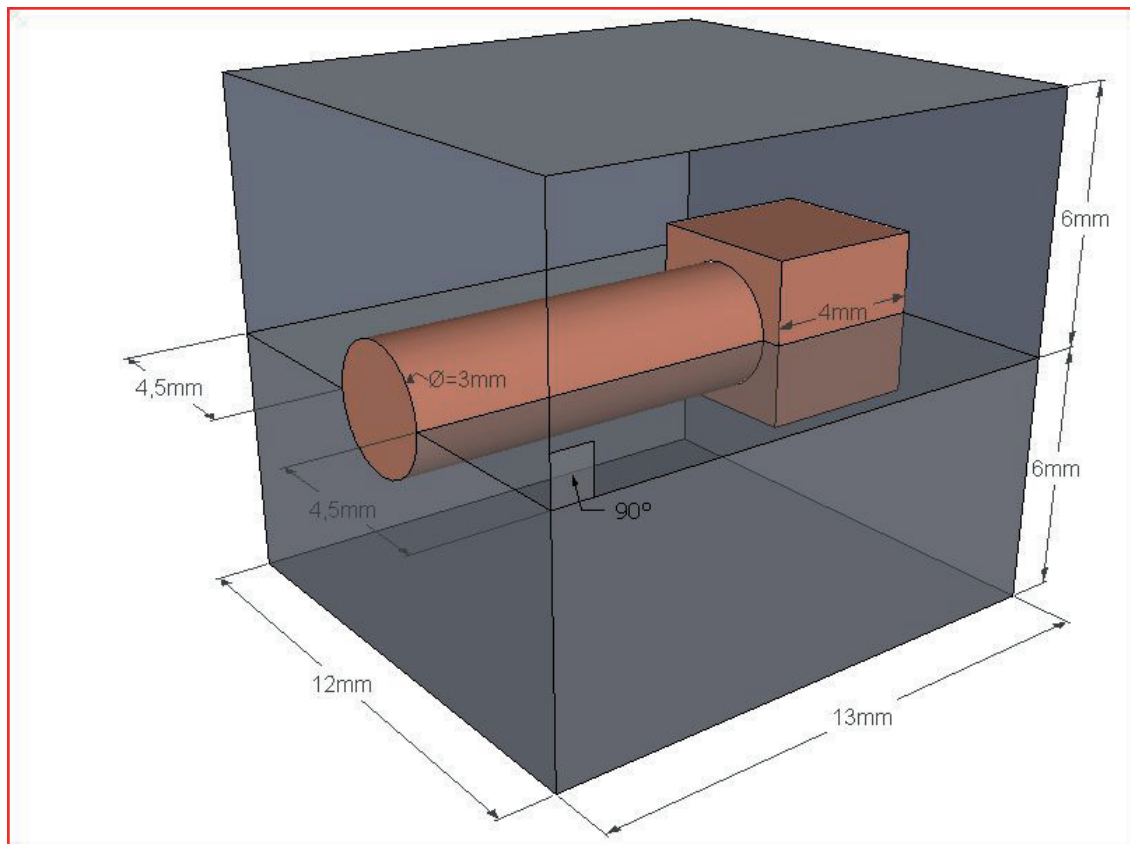


Fig. 6 – Molde metálico para confecção de hemisfério de prova com secção perpendicular, 90° (grupo C90 e T90).

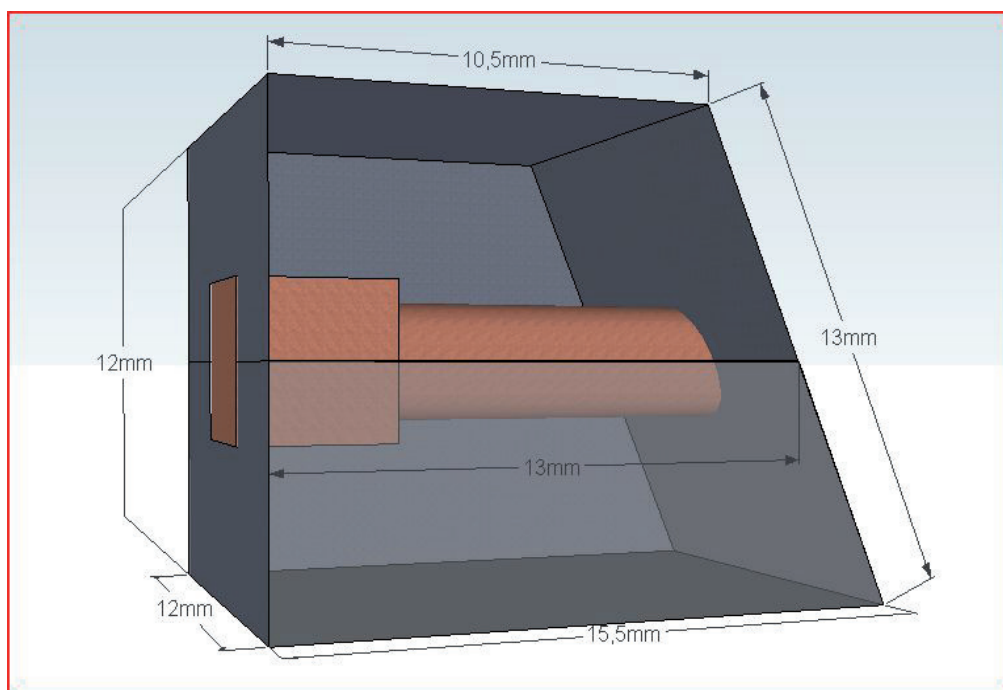


Fig. 7 – Molde metálico para confecção de hemisfero de prova com secção diagonal, $22,5^\circ$ (grupo C22,5 e T22,5).

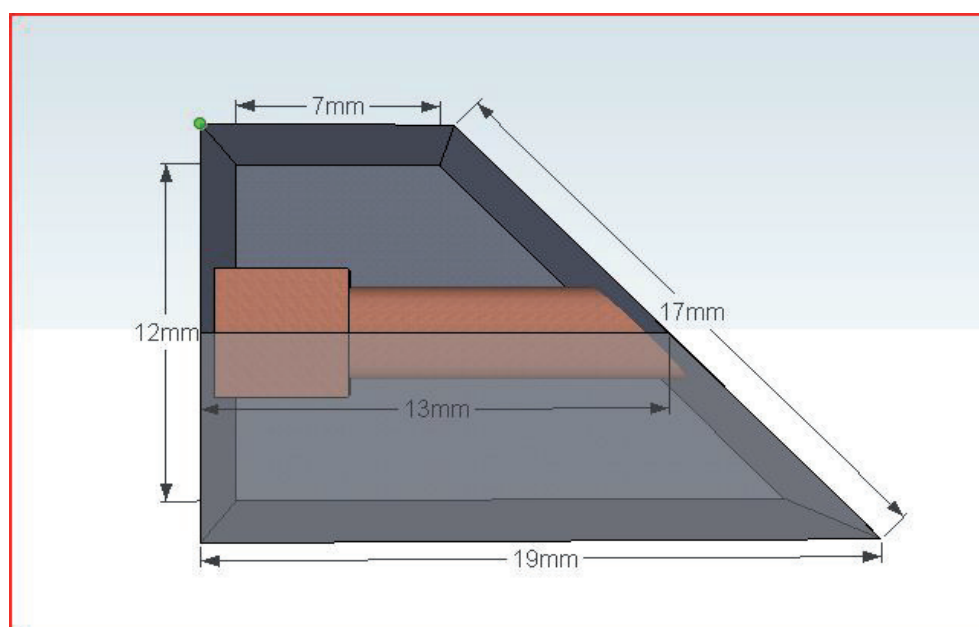


Fig. 8 – Molde metálico para confecção de hemisfero de prova com secção diagonal, 45° (grupo C45 e T45).

Os padrões para fundição foram confeccionados em resina acrílica “Duralay”(Reliance Dental, Illinois, USA), manipulada utilizando-se espátulas e potes de vidro (“Dappen”), de acordo com as instruções do fabricante (Fig. 9). Uma película de isolante para resinas acrílicas foi aplicada na superfície dos moldes e estes foram preenchidos com a resina na fase plástica e prensados, a fim de se obter maior fidelidade dimensional (Fig. 10 e 11).



Fig. 9 – Materiais utilizados para a confecção dos padrões em resina acrílica.



Fig. 10 – Aplicação do isolante para resinas acrílicas na superfície dos moldes metálicos.



Fig. 11 – Preenchimento do molde metálico com resina acrílica.

Retirados dos moldes após a presa, cada padrão de resina acrílica passou por acabamento com lixas d'água com granulações crescentes (nº 400, 600 e 1000) para corrigir imperfeições, e estes foram organizados em grupos de acordo com a sua angulação ou ausência de secção (Fig. 12).



Fig. 12 - Padrões em resina acrílica organizados em grupo de acordo com a sua angulação ou ausência de secção (Ctrl).

3.3 INCLUSÃO EM REVESTIMENTO E FUNDIÇÃO

A liga metálica HB-27 (High Bond, São Paulo-SP, Brasil) (Fig. 13), utilizada nesse experimento, é recém-lançada no mercado e o processo de inclusão de revestimento e fundição seguiu as normas do fabricante (anexo 1). Para que se

eliminasse variáveis durante o processo de fundição, os padrões em resina foram levados a um centro de fundição especializado (Microsteel, Americana-SP, Brasil), montados em um único anel e utilizados canais de alimentação sempre nas mesmas dimensões. Dessa forma todos os corpos-de-prova foram fundidos simultaneamente.



Fig. 13 – Apresentação comercial da liga metálica HB-27.

3.4 DESINCLUSÃO E ACABAMENTO DAS FUNDIÇÕES

Após a fundição, o bloco de revestimento foi deixado resfriar em bancada até a temperatura ambiente, para posterior desinclusão. A eliminação dos restos de revestimento após a desinclusão foi realizada utilizando-se jatos abrasivos de uma mistura de óxido de alumínio e microesfera de vidro a uma pressão de 80 lb/pol² através do aparelho Tri-jato (Labor Dental, São Paulo, Brasil) a uma distancia

de 3mm e 45°. Foram utilizados discos abrasivos de óxido de alumínio (Dentorium Int., Inc., N.Y., USA), movidos em baixa rotação, para seccionar os condutos de alimentação. Em seguida realizou-se o acabamento superficial do padrão metálico, inicialmente com uma usinagem superficial com pedras de óxido de alumínio de três granulações: grossa, média e fina, aplicadas nessa ordem. Neste momento os corpos de prova que não apresentaram superfícies regulares foram descartados (Fig. 14).

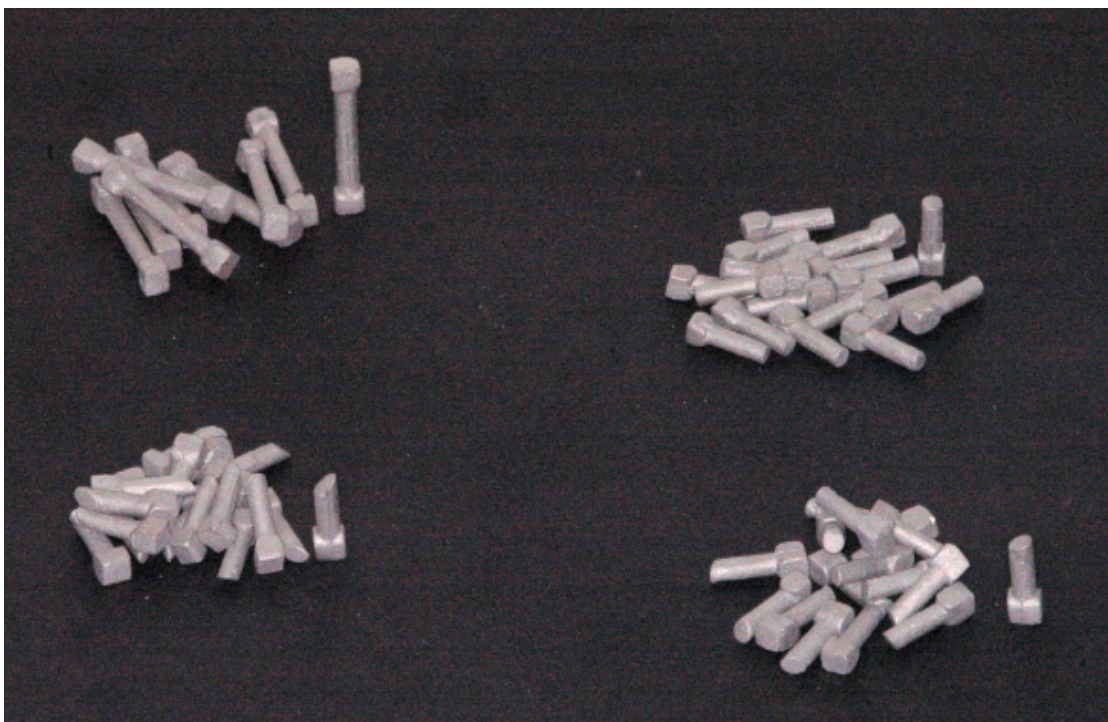


Fig. 14 – Corpos de prova fundidos após o acabamento

Utilizando-se um suporte projetado para a padronização do processo de soldagem, os hemicorpos de prova foram fixados através de parafusos laterais, separados por um espaçador padrão, com dimensões de acordo com o processo de soldagem (Fig. 15), desse modo o corpo de prova permaneceu estável durante o processo de soldagem.

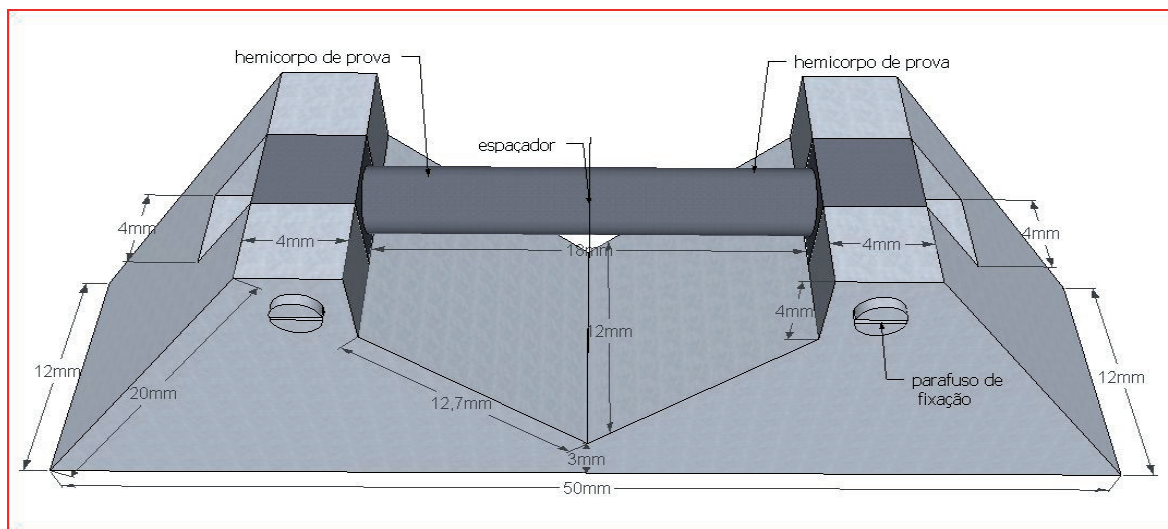


Fig. 15 – Suporte para soldagem.

3.5 SOLDAGEM CONVENCIONAL

Os segmentos a serem soldados foram unidos, com uso de uma solda pontual “Kernit”, mantendo um espaço de 0,25 mm entre as juntas a serem soldadas, com o auxílio de um espaçador confeccionado a partir de uma lâmina de aço (Fig. 16). Um maçarico (Draeger Labor Dental, São Paulo, Brasil) para soldagem foi utilizado. O cone interno foi regulado entre 2 e 3 cm, mantendo-se o maçarico a uma distância de 15-20 cm e formando um ângulo de 45° em relação aos hemisférios de prova pré-soldados (Fig. 17). As partes a serem soldadas foram aquecidas até apresentarem uma cor vermelho-brilhante. Neste momento foi introduzida a solda específica para ligas à base de Níquel, Cobalto e Cromo (NP Solder, CNG, São Paulo, Brasil).

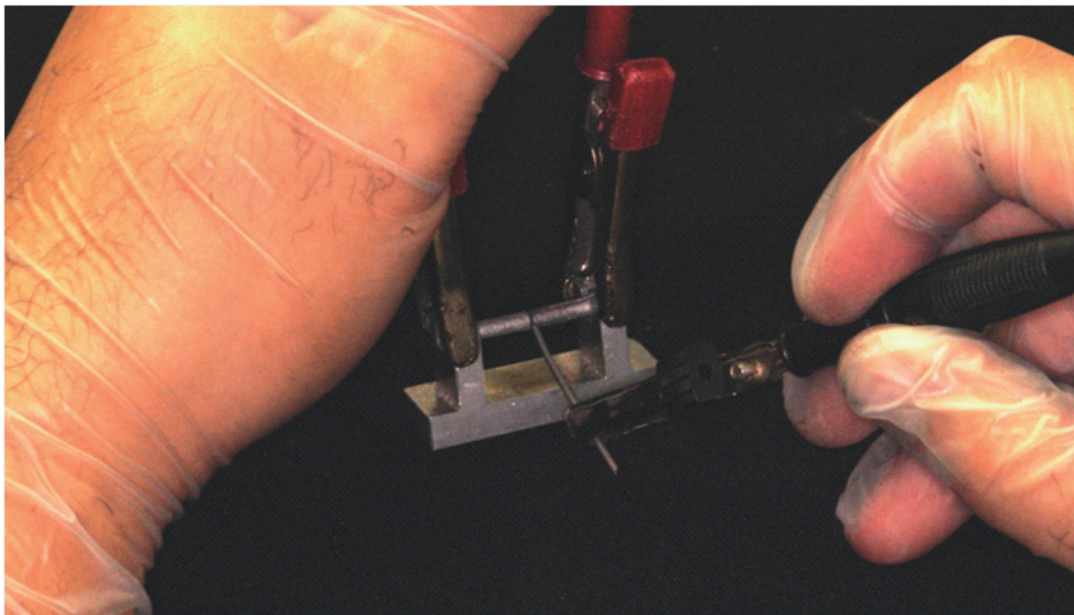


Fig. 16 – Corpos de prova sendo submetidos à pré-solda.

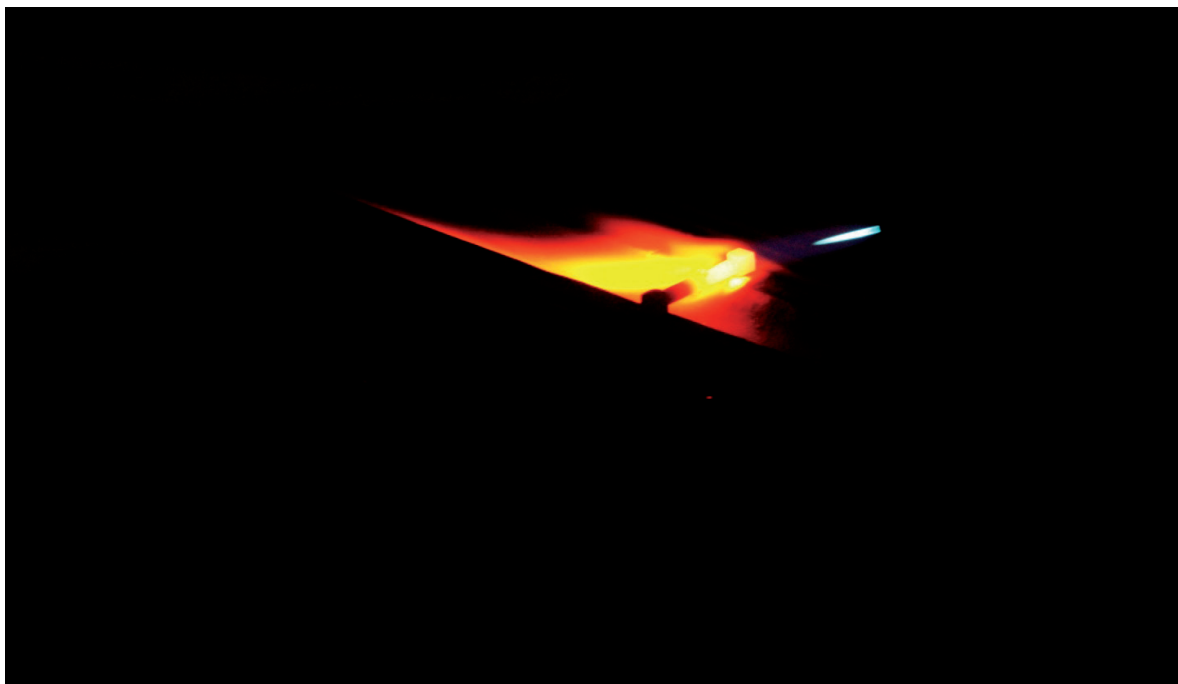


Fig. 17 – Corpo de prova pré-soldado sendo submetido ao processo de soldagem convencional.

3.6 SOLDAGEM TIG

A soldagem TIG foi realizada na máquina NTY 60 (Kernit Indústria Mecatrônica Ltda-ME, Indaiatuba, São Paulo, Brasil) (Fig. 18), que possui uma corrente de solda (amperagem) regulada através de um pulsador, apresentada no display frontal do equipamento, na forma de números de 1 a 5, onde 1 é a menor corrente e 5 a maior, sendo que esta é regulada de acordo com a espessura a ser soldada, uma vez que a corrente influi na abrangência do ponto. O tempo de solda é regulado pelo pulsador, sendo em forma de números de 0 a 9, onde 0 representa 0,03s e 9 representa 0,26s respectivamente. O tempo influi na profundidade do ponto e no aquecimento das partes.



Fig. 18 – Soldadora TIG, NTY 60.

Utilizando-se o suporte de soldagem (Fig. 15), foi adotado um espaço 0,1mm, seguindo as recomendações do fabricante. Para isso, uma lâmina metálica de 0,1 mm de espessura entre as áreas a serem soldadas foi utilizada como espaçador. Para a soldagem dos corpos de prova, padronizou-se 5 como corrente e 3 de tempo, que corresponde a aproximadamente 0,0805s. Com um eletrodo de tungstênio torneado ($\varnothing$ 1,6mm) a 0,5mm de distância da peça a ser soldada.

3. 7 ACABAMENTO FINAL DOS CORPOS DE PROVA.

Depois de soldados (Fig. 19), os corpos de prova passaram por novo processo de acabamento que incluiu fresagem, utilizando discos abrasivos de óxido de alumínio (Dentorium Int., Inc., N.Y., USA), movidos em baixa rotação. Em seguida realizou-se a texturização superficial do padrão metálico, inicialmente com uma usinagem superficial com pedras de óxido de alumínio de três granulações: grossa, média e fina.



Fig. 19 – Corpos de prova soldados, sem acabamento.

3. 8 ANÁLISE DA DENSIDADE ÓPTICA

Com os corpos de prova prontos (Fig. 20), estes foram colocados sobre o sensor de fósforo ativado (Fig. 21) medindo 4,0 X 3,0 cm, do sistema digital Digora (Soredex, Milwaukee, USA) (Fig. 22) e a exposição radiográfica foi de 100kVp com corrente de 15mA, com distância focal de 15 cm, utilizando o aparelho da General Electric-EUA 1000, com exposição de 0,2 segundo, características adotadas após teste piloto realizado com os corpos de prova iguais. Os procedimentos laboratoriais foram realizados obedecendo a Radioproteção.



Fig. 20 - Corpos de prova finalizados.



Fig. 21 - Posição do conjunto: sensor de fosforo ativado, corpo de prova e cilindro localizador.

As imagens dos corpos de prova foram avaliadas através das densidades ópticas por área (5 cm^2), obtendo-se a média após dez leituras (Fig. 23). As médias da densidade óptica dessas áreas foram utilizadas para a análise estatística.



Fig. 22 – Aparelho Digora .



Fig. 23 - Aferimento da média da densidade óptica na região da solda..

3. 9 TESTE FLEXURAL

Após o término das tomadas radiográficas, os corpos-de-prova foram submetidos a um ensaio de resistência flexural (Fig. 24), em uma máquina universal de ensaio DL3000 (EMIC® Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil), usando célula de carga de 500 kgf, com precisão de 500g e velocidade de 0,5 mm por minuto.

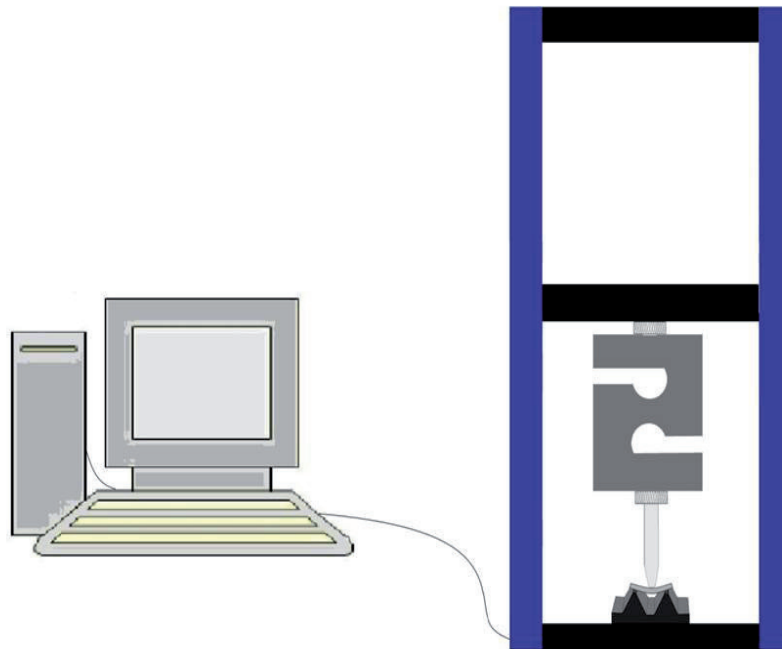


Fig. 24 – Esquema do ensaio de flexão de 3 pontos na máquina de ensaio universal

O ensaio constituiu em submeter os corpos-de-prova a uma carga normal aplicada ao seu centro, com suas extremidades apoiadas em 2 pontos separados por uma distância de 20 mm, de modo que os mesmos sofram a ação e reação da carga em três pontos (Fig. 25). Após o colapso, que é o instante em que o corpo se rompe ou para de resistir à força de flexão, o ensaio foi interrompido (Fig. 26).

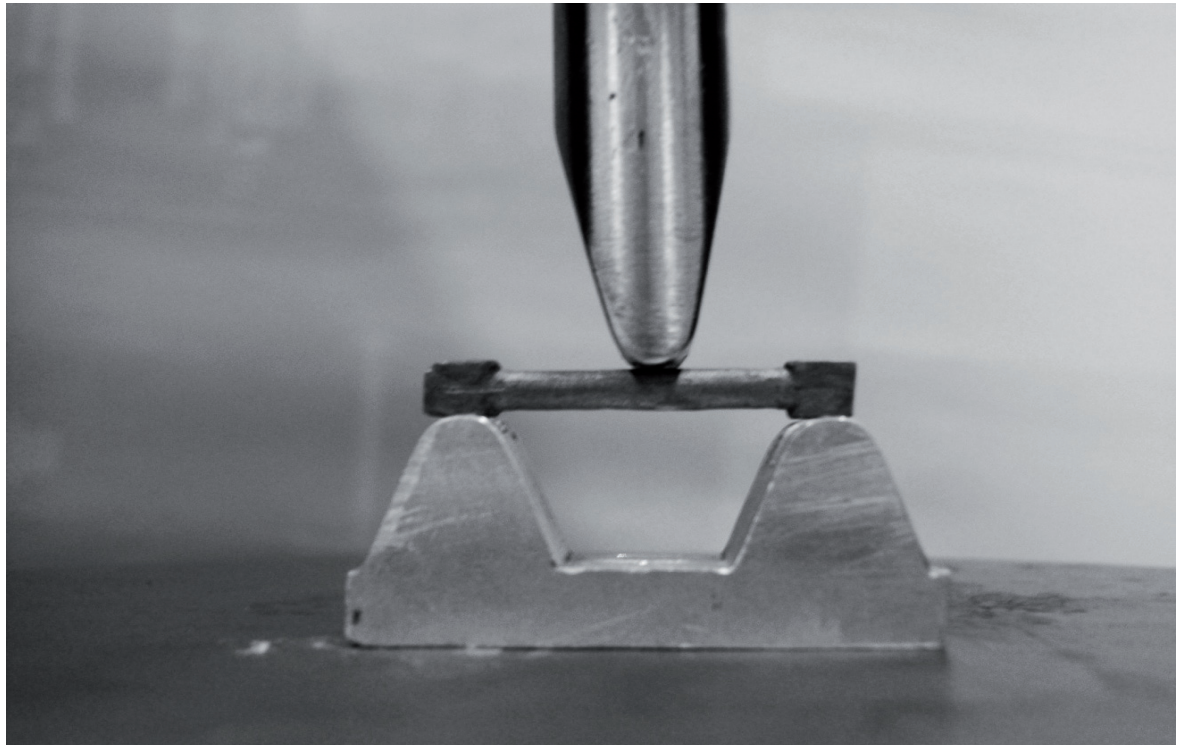


Fig.25 – Início do teste de flexão de 3 pontos.

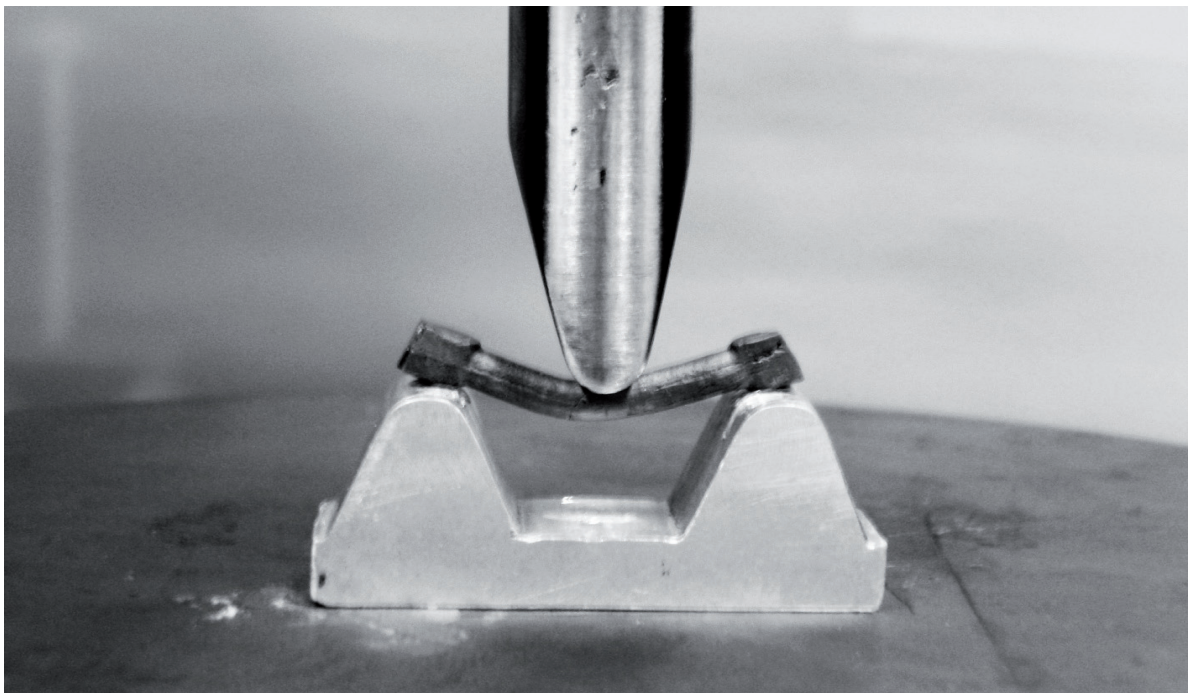


Fig. 26 – Fim do teste de flexão de 3 pontos.

Desta forma, 7 condições experimentais foram avaliadas, relacionando os diferentes tipos de solda, utilizados em secções de diferentes angulações, além do grupo fundido em monobloco considerados controle. Os valores da rigidez do material, e a força máxima da qual o corpo de prova resistiu foram registrados e tabulados para realização da análise estatística.

Para o calculo da rigidez obteve-se a tangente do ângulo formado pela reta que representa a inclinação da curva força x deformação na região elástica e o eixo horizontal (gráfico 1). Quanto maior este valor, maior será a força necessária para obter uma mesma deformação elástica. O valor da rigidez é o “A” da equação da reta “ $y = Ax + B$ ”.

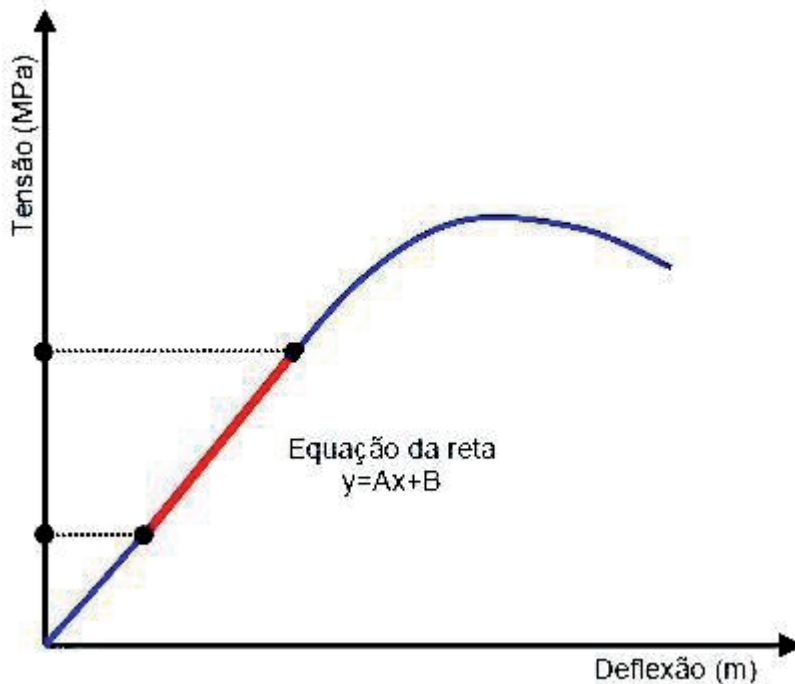


Gráfico 1 – Curva obtida calculando-se os valores de tensão e deflexão do arquivo “txt” emitido pelo software TESC da máquina EMIC.

A tensão máxima de flexão foi calculada a partir da força máxima, que a própria máquina registra, usando a seguinte fórmula para corpos com secção circular:

TENSÃO DE FLEXÃO EM MEGAPASCAL (MPa)

$$TF = \frac{8 \cdot Q \cdot L}{\pi D^3}$$

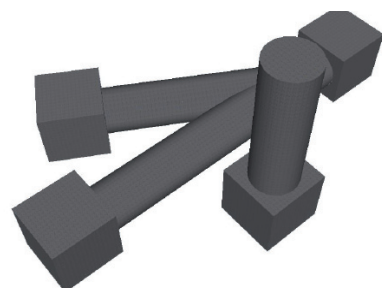
Q=carga de fratura ou carga de limite elástica (em Newtons);

L=distância entre os apoios da base (em mm);

D= diâmetro da peça (em mm).

Quadro 1 - Fórmula para o cálculo da tensão de flexão.

4 RESULTADOS



4. RESULTADOS

O tipo de solda, o tipo de amostra e a interação entre estes fatores foram analisados por análise de variância dois fatores (ANOVA). As médias foram comparadas por teste de Tukey HSD ($\alpha=.05$).

4.1 DENSIDADE ÓPTICA

Tabela 2 - Valores das médias da densidade óptica por corpo de prova.

CPS	GRUPOS						
	CTRL	C90	C45	C22	T90	T45	T22
1	240,22	240,15	239,92	239,77	239,53	238,74	237,63
2	240,03	239,94	241,21	240,28	238,04	239,74	238,14
3	240,31	238,53	239,22	240,49	239,61	238,55	237,66
4	240,34	239,66	239,1	240,36	239,18	238,7	237,57
5	239,62	240,46	240,25	239,61	237,95	238,79	240,02
6	240,27	239,24	241,09	239,76	238,28	239,7	239,54
7	240,4	240,36	240,37	239,32	237,93	238,16	240
8	240,91	238,8	239,59	239,31	238,72	239,71	238,85
9	240,27	239,1	240,42		237,64	240,68	
MÉDIA	240,2633	239,5822	240,13	239,8625	238,5422	239,1967	238,6763
DP	0,338231	0,698262	0,747395	0,462594	0,742862	0,800453	1,067239

Tabela 3 - Valores das médias da densidade óptica dos grupos (desvio padrão) para o tipo de solda e angulação da extremidade incluindo grupo controle.

ANGULAÇÃO	SISTEMA DE SOLDAGEM		CONTROLE
	TIG	CONVENCIONAL	
90 GRAUS	238,54(0,74) Aa	239,58(0,69) Bab	
22,5 GRAUS	238,67(1,06) Aa	239,86(0,46) Bb	240,26(0,33) b
45 GRAUS	239,19(0,8) Aa	240,13(0,74) Bab	

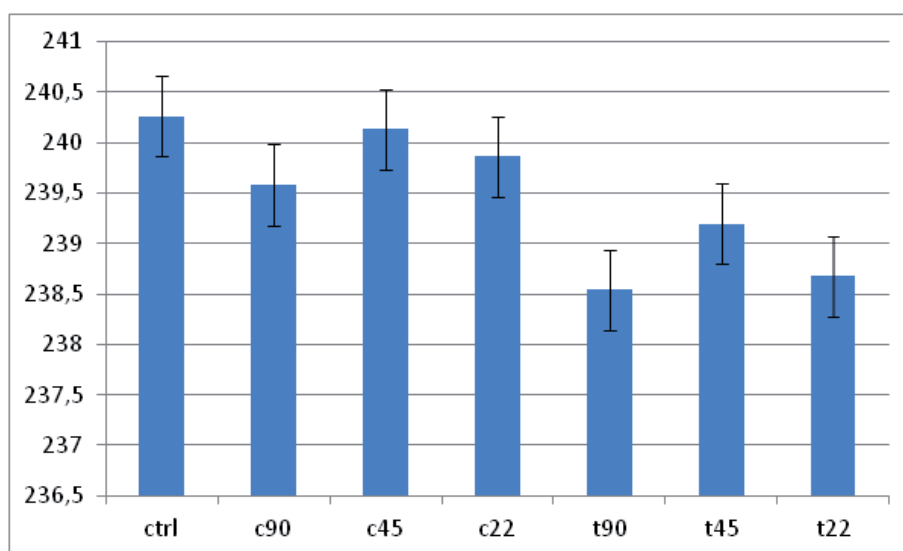


Gráfico 2 - Comparação entre as médias dos resultados de densidade óptica com desvio padrão.

4.2 RIGIDEZ DO MATERIAL(N/MM)

Tabela 4 –Valores de rigidez por corpo de prova.

CPs	GRUPOS						
	CTRL	C90	C45	C22,5	T90	T45	T22,5
1	1148	1520,9	1407,6	1232,2	898,44	1697,2	1128,4
2	1190,4	1374,6	1417,6	1203,3	1213,4	1248,8	1135,4
3	1283,4	1766,6	1444,3	1058,2	1239,5	1301,2	1200,3
4	1483,4	1426,6	1374,4	1116,6	1076,9	1430,6	1146
5	1561,3	1624,2	1355	1627,3	1146	1085,4	1197,6
6	1122,6	1275,8	1479,4	1384,8	1254,9	1312,1	1068,8
7	1389,4	1273,6	1612	1215,1	1265	1333,8	1048,4
8	1444,4	1286,1	1644	1407,7	991,59	1171,9	1160,1
9	1106	1188	1733,1		1283,8	1237	
MEDIA	1303,2	1415,2	1496,4	1280,7	1152,2	1313,1	1135,6
DP	171,5	189,7	133,8	183,7	135,9	174,5	54,6

Tabela 5 – Valores médios da rigidez (desvio padrão) para o tipo de solda e angulação da extremidade soldada, incluindo o grupo controle (MPa).

ANGULAÇÃO	SISTEMA DE SOLDAGEM		CONTROLE
	TIG	CONVENCIONAL	
90 GRAUS	1152,2(135,9) Aa	1415,2(189,7) Bb	
22,5 GRAUS	1135,6(54,6) Aa	1280,7(183,7) Ba	1303,2(171,5) ab
45 GRAUS	1313,1(174,5) Aa	1496,4(133,8) Ba	

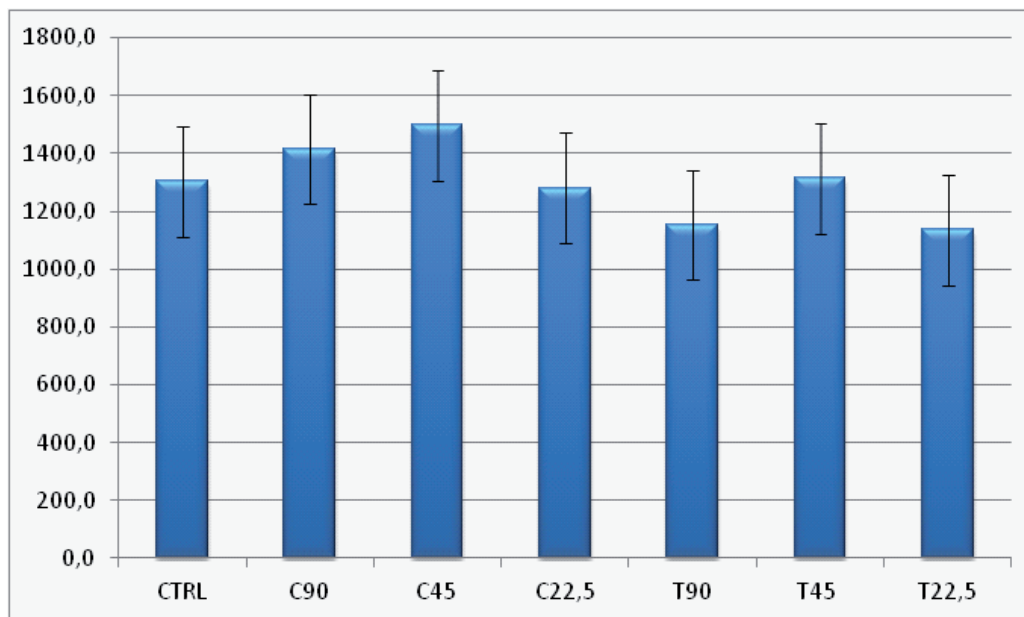


Gráfico 3 - Comparação entre as médias dos resultados de rigidez (módulo de elasticidade) com desvio padrão.

4.3 TENSÃO DE FLEXÃO (MPa)

Tabela 6 - Valores de tensão de flexão por corpo de prova

CPs	GRUPOS						
	CTRL	C90	C45	C22,5	T90	T45	T22,5
CP1		3495,03	3746,81	3388,54	5402,35		5450,76
CP2	6010,47	3766,17	3398,22	4531,01		4821,46	3862,99
CP3	6097,57		3553,12		5082,86	5237,76	6012,29
CP4	7104,15	3223,95	3117,45	3930,76	5925,15	6806,17	5450,76
CP5	7433,22	4831,14	4695,60	2943,18	5934,83	4560,06	5683,11
CP6		4298,66	4860,18	5189,36	6051,01	6273,69	4714,96
CP7	4868,39	3185,22	4656,87	4550,38	5615,34	6883,62	6099,42
CP8	7452,58	3233,63	3078,73	3669,36	3930,76	6341,46	4259,93
CP9	4965,18	3165,86	3456,31		6060,69	8006,68	
MEDIA	6275,94	3649,96	3840,36	4028,94	5500,38	6116,36	5191,78
DP	1096,30	616,28	704,90	774,43	721,82	1170,11	822,36

Tabela 7– Valores médios da resistência à flexão (desvio padrão) para o tipo de solda e angulação da extremidade soldada, incluindo o grupo controle (MPa).

ANGULAÇÃO	SISTEMA DE SOLDAGEM		CONTROLE
	TIG	CONVENCIONAL	
90 GRAUS	5500,38(721,82)Aac	3649,96(616,28)Ab	6275,94 (1096,30)c
22,5 GRAUS	5191,78(822,36)Aac	4028,94(774,43)Aa	
45 GRAUS	6116,36(1170,11)Aac	3840,36(704,90)Ab	

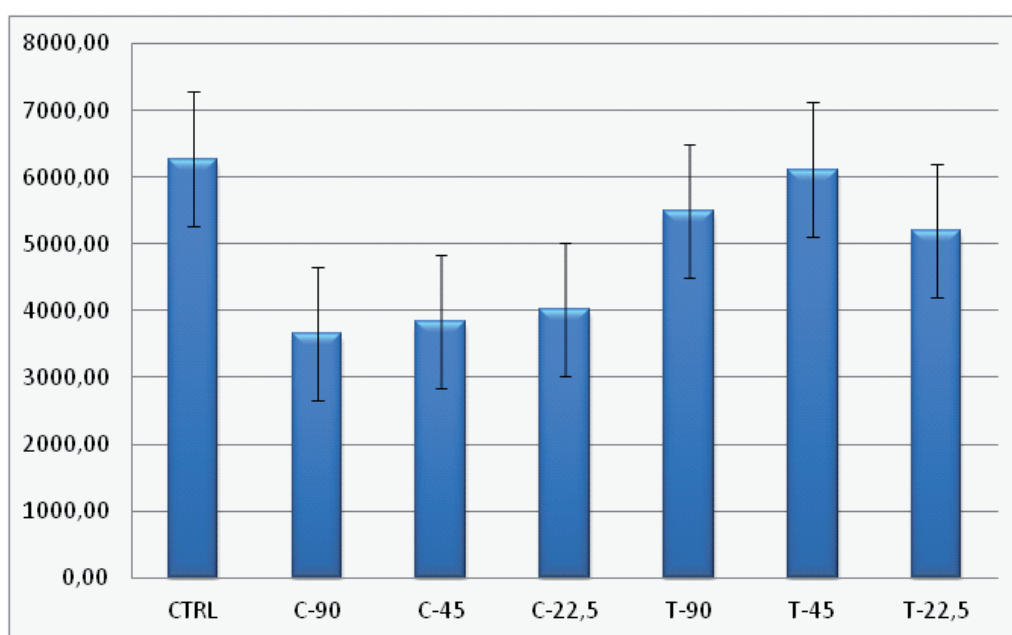
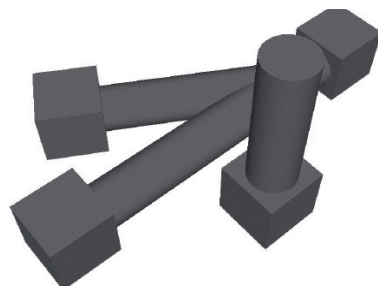


Gráfico 3 - Comparação entre as médias dos resultados de tensão de flexão com desvio padrão.

5 DISCUSSÃO



5 DISCUSSÃO

A história das ligas odontológicas para fundição tem sido influenciada por três principais fatores. O primeiro fator foi econômico, manifestado após a elevação do preço do ouro em 1969 e, mais recentemente (1995-2001), pela instabilidade do preço do paládio. O segundo fator, que pode ter afetado o destino das ligas, foi a procura por melhores propriedades físicas; a procura por ligas com maior módulo de elasticidade, principalmente após o surgimento das próteses metalocerâmicas tornou-se constante; além do mais, propriedades mecânicas como dureza, ductilidade e resistência a tração tornaram-se preocupações importantes. O terceiro fator está relacionado com a resistência à corrosão e à biocompatibilidade. Tais fatores incentivaram os pesquisadores a buscar ligas odontológicas alternativas que possuísem propriedades mecânicas iguais ou melhores que as ligas nobres.

A soldagem em odontologia é considerada um processo comum, sendo utilizado rotineiramente como solução para se obter um perfeito assentamento de peças protéticas, especialmente as mais extensas. Contudo quando acontecem falhas nessa união, principalmente após o término do tratamento, os prejuízos financeiros são inevitáveis e muitas vezes incompreendidos pelo paciente.

Segundo Steinman (1954), o processo de soldagem é muito relevante para odontologia, pois é considerado uma das principais etapas da confecção de uma prótese fixa complexa e, desta forma, a soldagem tem sido estudada por autores que a utilizam para corrigir alguns erros, geralmente ocorridos durante a confecção de uma peça protética (MENDONÇA, 1988, SAXTON, 1980, SJOGREN, 1980, STADE; REISBICK; PRESTON, 1975).

A literatura contém muitos estudos relacionados à resistência das soldas. Essa preocupação se justifica devido a dois motivos principais, sendo o primeiro

relacionado às diversas falhas no próprio processo de soldagem que tornam as próteses sujeitas a fraturas durante a mastigação. A outra preocupação diz respeito à força de mordida. Gibbs et al. (1986), relata em seu trabalho sobre “os limites da força da mordida humana” que uma força de mordida de 125, 158 e 200 kg são comumente encontradas na literatura. O autor também relata ter encontrado em seu trabalho uma força da mordida de 443 kg em um homem de 37 anos como resultado mais elevado, seguido pelo valor de 234 kg em outro homem de 43 anos. Esses resultados indicam a necessidade de buscarmos trabalhos protéticos que atenda às necessidades exigidas pela força de mastigação, resistindo a altas cargas de mordidas.

Embora o ato mastigatório implique em forças geradas em todas as direções, a força gerada no sentido ocluso-gengival é considerada a de maior magnitude. Assim podemos considerar que as próteses fixas sofrem maiores tensões, considerando a presença de um vão livre formado pelo pântico ou por pânticos e assim quanto maior a extensão, maior a necessidade de resistência em virtude da concentração destas forças paralelas ao longo do dente que geram forças de flexão das próteses (CRAIG,1967; CAPUTO,1987; AYDIN; TEKKAYA,1992). Considerando que o sucesso das próteses parciais fixas, submetidas a soldagem, dependem de resistência a deflexão, o ensaio que melhor simula esta condição clínica das próteses é o ensaio de compressão gerando cargas de resistência flexural.

É difícil estabelecer parâmetros comparativos objetivos entre os trabalhos que empregaram este tipo de ensaio mecânico, não só por não haver relato de trabalho avaliando a liga utilizada neste tipo de experimento, mas também por haver variações entre a distância dos apoios da base, na forma da secção transversal dos corpos de prova, dimensões dos corpos de prova, parâmetros aplicados e faltarem informações de como os ensaios foram realizados e de como os resultados foram obtidos em parte deles. Dentre os trabalhos encontrados, observa-se grande

variedade de resultados tornando difícil estabelecer parâmetros de comparação direta, além da falta de padronização metodológica.

Com relação à adição dos materiais, em todos os grupos, resultou numa variabilidade dispersão grande nos resultados, que podem tanto estar relacionadas a fatores humanos inerentes ao processo, quanto a aspectos de ordem técnica.

Em soldas odontológicas convencionais, a liga mãe é unida com compostos que possuem diferentes composições, o que reduz a resistência da união soldada, levando à falha nessas uniões. Watanabe et al (1997) pesquisaram a resistência a tensão de uniões de ligas de ouro e encontraram que a resistência a tensão das mesmas dependem da resistência do metal base da solda. Indicaram que o uso de ligas duras para soldas, em conjunto com o metal base duro, produz uniões soldadas com excelente resistência à tensão. Desde que o metal base é utilizado para a união da própria liga na soldagem a laser, resistências mecânicas semelhantes a da liga base não soldadas podem ser encontradas. (WATANABE; LIU; ATSUTA, 2001).

Por existir situações clínicas que necessitam unir próteses confeccionadas utilizando diferentes tipos de liga, se faz necessário escolher a solda que mais se enquadra em termos de resistência flexural.

A liga metálica utilizada nesse experimento (Co-Cr) representam hoje as mais utilizadas em laboratório de prótese dentária para a confecção de próteses sobreimplantes, em substituição das ligas nobres (áureas e paládio-prata), por possuírem custo bem inferior e também poderem ser utilizadas na confecção de próteses fixas convencionais.

Um dos sistemas de solda utilizados foi o convencional, que apesar da praticidade dos sistemas de soldagem a laser e TIG, ainda são as mais utilizadas nos laboratórios. Isso se deve ao fato do custo dos equipamentos necessários para esses dois tipos de solda e pela confiança depositada ao processo convencional pelos técnicos em prótese dentária.

O sistema TIG de soldagem é tido como um sistema menos popular na área odontológica. Porém, caracteriza-se por fornecer bons resultados clínicos aliados à rapidez e praticidade. Além disso, oferece um menor custo do que o sistema de soldagem a laser e também não exige adição de material durante o processo.

A análise dos dados da densidade óptica mostrou que o grupo controle apresentou uniões soldadas mais eficientes, estatisticamente significantes, quando comparadas aos grupos do sistema TIG e não estatisticamente significantes quando comparados aos grupos do sistema convencional. Não houve diferenças estatisticamente significantes entre as diferentes angulações num mesmo sistema de soldagem, porém quando comparados os sistemas de soldagem numa mesma angulação, o grupo de 22,5°-solda convencional teve resultados melhores que o 22,5°-solda tig.

Resistência a flexão é a tensão necessária para causar fratura ou deformação plástica, porém, devemos diferenciar a tensão máxima para se produzir deformações permanentes, da tensão máxima para se produzir fraturas. No caso dos metais em especial, estamos interessados na tensão máxima que a estrutura pode suportar antes que se torne permanentemente deformada; a esta tensão chamamos de limite proporcional ou limite elástico. Se o material for deformado por uma tensão a um ponto acima do limite de proporcionalidade e antes do ponto de fratura, a remoção da força aplicada irá reduzir a tensão à zero, mas a deformação não se reduzirá a zero porque houve uma deformação permanente.

Nos ensaios de resistência a flexão, utilizados nesse estudo, os melhores resultados foram encontrados no grupo fundido em monobloco (Ctrl), e considerado controle, sendo que não apresentaram diferenças estaticamente significantes quando comparados aos grupos em que se utilizou o sistema TIG (T90, T22,5, T45). Entretanto, os grupos Ctrl, ST-90, ST-22,5 e ST-45 tiveram melhores resultados, estatisticamente significantes, quando comparados aos grupos soldados pela técnica convencional (C-90, C22,5 e C45) Isso é justificado pela diferença de

composição das soldas utilizadas em comparação a composição das ligas bases, no caso da solda convencional, gerando uma área de menor resistência flexural ao teste utilizado. Quando comparadas as angulações do corte na extremidade a ser soldada utilizando um mesmo sistema de soldagem não houve diferença estatisticamente significativa. Esses dados podem nos levar a crer que a angulação da secção na extremidade soldada não influencia na qualidade das uniões soldadas, porém novos estudos devem ser realizados afim de verificar a necessidade ou não de adotar um desenho padrão para a extremidade a ser soldada.

Segundo Anusavice (2005), para as propriedades mecânicas embasadas em deformações elásticas, o módulo de elasticidade (Módulo de Young), é uma constante de proporcionalidade entre tensão e deformação antes do limite proporcional. No gráfico 1, representado pela região de linha reta onde temos deformação elástica reversível; essa inclinação constitui a medida da relativa rigidez do material. O módulo de elasticidade não é afetado pela quantidade de tensão plástica ou elástica que possa ser induzida em um material, ele independe da ductibilidade de um material, e não constitui uma medida de resistência do material. Ele é obtido dividindo-se a tensão elástica pelo valor correspondente de deformação elástica. Quanto menor for a deformação para um determinado valor de tensão, maior será o módulo de elasticidade ou rigidez.

Quando foram comparados os grupos quanto à rigidez (módulo de elasticidade) nesse estudo, houve diferença estatisticamente significativa apenas entre os corpos de angulação 90° com diferentes soldas, tendo resultados maiores com soldagem convencional.

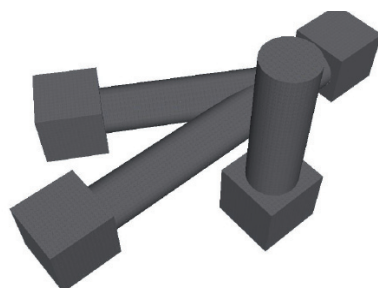
Vários são os detalhes técnicos que devem ser observados durante a fase de planejamento e durante a confecção da mesma. Dependendo da altura dos dentes envolvidos podemos ter áreas de conectores com pequena espessura, devido a necessidade de se manter ameias cervicais que possibilitem a correta higienização da prótese pelo paciente. Essa área de conector é também um ponto

de eleição para a realização de processos de soldagem, para a obtenção de um correto assentamento passivo da peça sobre implante ou para uma adaptação ótima de próteses sobre dentes naturais. Variáveis com as diferenças de força mastigatória encontradas entre os pacientes, já foi reportada (GIBBS et al. 1986), e é possível que seja a mais difícil de se controlar. Por esse motivo o clínico deve também deve a atentar ao perfil muscular do paciente que está executando um trabalho protético, a fim de eleger os melhores materiais e melhores métodos a serem utilizados.

As próteses parciais fixas podem fracassar por problemas biológicos e mecânicos. A fratura da solda é um dos problemas mecânicos que podem acontecer (SELBY, 1994). No entanto, frente a um bom planejamento e bom ajuste oclusal para evitar sobrecargas nas peças, o clínico pode prevenir com uma segurança relativa à ocorrência dessa falha e, por consequência, à necessidade de confecção de uma nova prótese que possua um custo operacional elevado.

A utilização das ligas de Co-Cr não acontece em vários países, desse modo o bom conhecimento do comportamento mecânico dessas ligas, como a experimental (HB-28) justifica pesquisas desse tipo para sua melhor difusão no meio odontológico nacional e internacional.

6 CONCLUSÕES



6 CONCLUSÕES

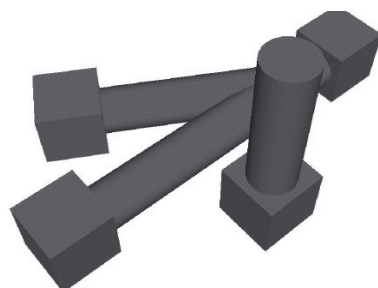
A análise estatística dos resultados obtidos possibilitaram as seguintes conclusões:

Na análise dos dados da densidade óptica mostrou que o grupo controle apresentou-se mais eficientes, estatisticamente significantes, quando comparadas aos grupos do sistema de solda TIG e não estatisticamente significantes quando comparados aos grupos do sistema de solda convencional. Não houve diferenças estatisticamente significantes entre as diferentes angulações num mesmo sistema de soldagem, porém quando comparados os sistemas de soldagem numa mesma angulação, o grupo de 22,5°-solda convencional teve resultados melhores que o 22,5°-solda tig.

Quanto à rigidez (modulo de elasticidade), houve diferença estatisticamente significativa entre as duas soldas apenas quando comparou-se os corpos com angulação de 90°, tendo resultados maiores com soldagem convencional.

Os resultados da resistência à flexão mostraram um melhor desempenho do grupo fundido em monobloco e dos grupos em que se utilizou o sistema TIG de soldagem quando comparados aos grupos soldados pela técnica convencional. Quanto à angulação de corte da extremidade soldada, não houve diferenças estatisticamente significantes, quando comparados dentre o mesmo sistema de soldagem.

7 REFERÊNCIAS



REFERÊNCIAS

- ANUSAVICE; K. J. *Phillips: materiais dentários*. 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.
- AYDIN, A. K.; TEKKAYA, A. E. Stresses induced by different loadings around weak abutments. *J. Prosth. Dent.*, v.68, n.6, p.879-84, dec.1992
- BEZERRA, R. M. et al. Microestrutura e resistência à corrosão do Ti c. p. soldado a laser utilizando em prótese sobre implante. *Ecl. Quim.*, São Paulo, v.24, p.113-124, 1999.
- BLUSTEIN, R. et al. A reliable technique of post soldering of nonprecious ceramic units. *J. Prosth. Dent.*, v.36, n.1, p.112-4, jul. 1976.
- BONFANTE, G. Prova dos retentores, remoção em posição para soldagem e remontagem. In: Pegoraro, L. F. *Prótese Fixa*. São Paulo: artes Médicas, 2000. p.221-52.
- CAPUTO, A. A. *Biomechanics in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence, 1987.
- CARDOSO, L. M. *Avaliação da resistência à flexão de liga de titânio submetida a soldagens laser e TIG, visando a prótese dentária*. [dissertação]. Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares - Lasers em Odontologia, São Paulo, 2007.
- CRAIG, R.G. Experimental stress analysis of dental restorations. Part I. *J. Prosth. Dent.*, v.17, p. 277, 1967.
- DIAS, R. P. *Precisão de adaptação e ajuste horizontal de abutments unitários em sistemas de implantes com hexágono externo* [dissertação]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2002.
- DINATO, J. C. et al. Flexural resistance of dental alloys submitted to laser and conventional welding compared. In: *Thirteenth Annual Meeting of Academy of Osseointegration*, Atlanta, March 5-7, 1998. Anais 1998.

DINATO, J. C. *Determinação da resistência à flexão de ligas odontológicas utilizadas em prótese parcial fixa e prótese sobre implante, soldadas por brasagem e a laser*. [Tese]. São José dos Campos (SP): Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 1999.

FUSAYAMA, T.; WAKAMUTO, S.; HOSOKA, H. Accuracy of fixed partial denture made by various soldering techniques and one-piece casting. *J. Prosthet. Dent.* v.14, p.334-42, Mar.-Apr.1964.

GARLAPO, D. A.; LEE, S.; CHANG, C. H.; SORENSEN, S.E. Spatial changes occurring in fixed partial denture. *J.Prosthet. Dent.* v.49, p.781-5, 1983.

GIBBS, C.H. et al. Limits of human bite strength. *J. prosthet. Dent.*,v.56,n.2, p.226-29, aug. 1986

GORDON, T. E.; SMITH, D. I. Laser Welding of Prostheses – Na Initial Report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v.24, n.4, p.472-476, 1970.

HEDRICK, R. T.; DOVE, S. B.; PETERS, D. D.; McDAVID, W. D. Radiographic determination of canal length: direct digital radiography versus conventional radiography. *J Endod*, v. 20, n. 7, p. 320-326, July. 1994.

HENRIKSON C. O.; WICTORIN, L.; OSTERBEG, J. Radiographic detection of defects in soldered joints of dental gold alloys. *Odontol. Revy.*, v.24, n.2, p.161-72,1973.

HULING, J. S.; CLARK, R. E. Comparative distortion in three-unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. *J. Dent. Res.*, v.56, n.2, p.128-34, FEB.1977.

HULTERSTROM, M.; NILSSON, U. L. F. Cobalt–chromium as framework material in implant-supported fixed prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*, n. 9 (1994), p. 449–454.

MANSANO, R.A.S. *Efeito de diferentes tipos de soldagem na resistência a tração de estruturas fundidas com ligas de NiCr*. [Tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2007.

MARQUES, P. V. *Tecnologia da soldagem*. Belo Horizonte: ESAB, 1991.

MENDONÇA, M.L.F. *Resistência à tração e ao dobramento e alterações dimensionais de uniões soldadas de ligas de metal básico (pré e pós cerâmica)*. [Tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 1988.

MISCH, C. E. *Prótese sobre implante*. São Paulo: Ed. Santos, 2006.

ROCHA R.; PINHEIRO, A.L.B.; VILLAVARDE, A. B. Flexural Stength of Pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr Alloys submitted to Nd: YAG Laser or TIG Welding. *Brasilian Dental Journal*, Ribeirão Preto, v.17, n.1, p.104-107, 1993.

ROCHA, R.; PINHEIRO, A. L. B.; VILLAVARDE, A. B. Flexural Stength of Pure Ti, Ni-Cr nad Co-Cr Alloys submitted to Nd: YAG LASER or TIG Welding. *Braasilian Dental Journal*, Ribeiro Preto, v. 17, n.1, p.20-23, 2006.

ROSENSTIEL, S.; LAND, M.; FUGIMOTO, J. *Prótese fixa contemporânea*. São Paulo: Ed. Santos, 2002.

SAXTON P. L. High-fuse soldering of a non-precious alloy. *Quintessense Dent Technol*. 1980; 4 (1): 57-61.

SELBY, A. Fixed Prosthodontic Failure: a review *Aus. D. J.* 39(3):159-6 1994

SHILLINBURG, J. et al. *Fundamentos de prótese fixa*. 3.ed. São Paulo: Santos, 1998.

SJOGREN B. Aretrospective cohort study of mortality among stainless steel welders. *Scand J Work Environ Health*. 1980; 6(3): 197-200.

SILVA, J. et al. Avaliação da resistência flexural da soldagem convencional em diferentes secções e posições. In: IX Congresso Interno de Pesquisa. *Anais...* Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, 2007.

- STEINMAN, R. R. Warpage produced by soldering with dental solders and gold alloys. *J Prosthetic Dent.* 1954; v. 4, n.3, p. 384-94.
- SYRIOPOULOS, K.; VELDEERS, X. L.; SANDERINK, G. C.; VAN GINKEL, F. C.; VAN AMERONGEN, J. P.; VAN DER STELT, P. F. The effect of developer age on the detection of approximal caries using three dental films. *Dentomaxillofac Radiol*, v. 28, n. 4, p. 208-213, July.1999.
- TEHINI, G. E.; STEIN, R. S. Comparatyve analysis of two tecniques for soldered connector. *J. Prosthet. Dent.*, v.69, n.1, p.16-9, jan.1993.
- UENO, A. H. *Avaliação da resistência ao dobramento de juntas soldadas pó dois métodos: arco elétrico em atmosfera de argônio e convencional a maçarico, em liga de metal não nobre à base de Ni-Cr.* (Dissertação de mestrado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, 1993.
- WANG, R.R.; WELSCH, G.E. Joining titanium materials with tungsten inert gás welding , laser welding, and infrared brazing. *J Prosthet Dent.* 1995; 74 (5): 521-30.
- WATANABE, I. et al. Tensile strength of soldered gold alloy joints. *J. Prosthet. Dent.*. v.78, n.3, p.260-6, Sep. 1997.
- WATANABE, I.; LIU, J.; ATSUTA, M. Effects of Heat Treatments on Mechanical Strength of Laser-welded Equi-atomic AuCu-6at%Ga Alloy. *J. Dent. Res.*. v.80, n.9, p.1813-7, 2001.
- WISKOTT, H.W.; MACHERET, F.; BUSSY, F.; BELSER, U.C. Mechanical and Elemental characterization of solder joints and welds using a gold-palladium alloy. *J Prosthetic Dent.* 1997; 77 (6): 607-16.
- YUTAKA, O.; OKABE, T. Effect of corrosion on the strength of soldered titanium and Ti-6Al-4V alloy. *Dent Mater*, v.12, p.167-72, May. 1996.

ANEXO

