

Adalberto Caldeira Brant Filho

**Carga de fratura de cantiléveres de protocolos mandibulares confeccionados por  
meio de duas formas alternativas.**

Uberlândia

2014

Adalberto Caldeira Brant Filho

**Carga de fratura de cantiléveres de protocolos mandibulares  
confeccionados por meio de duas formas alternativas.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, da Faculdade de Odontologia, da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de concentração Clínica Odontológica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Flávio Domingues Das Neves.

**BANCA EXAMINADORA**

Prof. Dr. Flávio Domingues Das Neves - UFU

Prof. Dr. Luiz Carlos Gonçalves – UFU

Prof. Dr. Gilberto Antônio Borges – UNIUBE

Uberlândia

## COMISSÃO EXAMINADORA

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, em sessão pública realizada em \_\_\_\_\_/\_\_\_\_\_/\_\_\_\_\_ considerou o candidato Adalberto Caldeira Brant Filho \_\_\_\_\_.

---

Prof. Dr. Flávio Domingues Das Neves (Orientador)

---

Prof. Dr. Luiz Carlos Gonçalves - UFU

---

Prof. Dr. Gilberto Antônio Borges – UNIUBE

## DEDICATÓRIA

A **Deus**, criador, mantenedor e salvador da minha vida, pelo perdão diário e restauração das minhas forças nessa longa caminhada, pelas muitas vezes em que pensei em desistir e encontrei conforto em suas palavras, algumas vezes fortes e outras vezes de consolo e refriégrio para a minha alma.

Aos meus pais, pelo incentivo constante para progredir na carreira acadêmica, pela ajuda em todos os sentidos, sendo verdadeiros instrumentos de Deus para o meu ensino e correção.

Aos meus avós paternos e maternos (in memoriam), pelas histórias de vida, e de como se portar frente as adversidades e vitórias.

À minha esposa **Raquel**, que sempre lutou comigo e me deu forças para continuar nos momentos de dificuldade, pela ajuda nas traduções dos manuscritos em inglês e correção

Aos meus filhos **Matheus** e **Lucas**, agradeço pelas alegrias proporcionadas a cada dia esse trabalho é para vocês, pelo calor amigo e por poder estar mais perto de vocês.

Aos meus tios em especial **Adalton** e **Atila**, pelo exemplo de vida e incentivo constante na minha jornada.

As minhas irmãs **Carol** e **Zefa**, que sempre me incentivaram a lutar por dias melhores dando o exemplo de como devemos nos portar e agir, pelo amor fraterno e companheiro.

Aos meus sogros **Acádio** e **Luzia**, por me acolherem em sua família, pelo amparo e ajuda constantes.

Aos meus cunhados **Peter** e **Santiago**, pelos momentos de alegria e também pela dedicação e amor a nossa família.

À minha cunhada **Luiza**, pelos momentos felizes em família.

Aos meus sobrinhos **Duda**, **Luís Felipe**, **Ewan** e a bela **Amelie**, pelas alegrias de poder ver e participar do crescimento de vocês, brincando muito e estando mesmo que distante sempre perto em amor.

Aos meus primos queridos e amados, **Thiago**, **Sofia**, **Vinícius**, **Leandro**, **Leonardo**.

Aos meus amigos de longa data, **Carlos Alexandre**, **Fábio Roma**, **Paulo Rogério**, **Adriano Loyola**, **Sérgio Vitorino**, **Ronaldo Almeida**, **Marcília Amorim**, **Saimon Vendrame**.

A TODOS VOCÊS DEDICO ESSE TRABALHO.

## AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Dr. Flávio Domingues Das Neves, um verdadeiro mestre e exemplo a ser seguido, no amor pelos pacientes, dedicação, alegria, carisma e sinceridade, não medindo esforços para me ajudar no desenvolvimento desse trabalho, dando admoestações nos momentos de desânimo e incentivando a descoberta da pesquisa em prótese sobre implantes, não querendo em nenhum momento impor uma visão, mas discutindo com muita paciência e sanando todas as minhas dúvidas sobre o assunto.

Ao Prof. Dr. Paulo César Simamoto-Junior, meu coorientador, pelo exemplo de vida e dedicação nos estudos, pelo ensino e correção dos erros e fortalecimento das ideias referentes a pesquisa.

Ao Prof. Dr. Carlos José Soares, coordenador da pós graduação, pelo profissionalismo, amor e dedicação a pesquisa odontológica, exemplo que merece ser seguido e respeitado por todos.

Aos Professores doutores Clébio Domingues, Marlete Ribeiro e Sheila Porta pela prontidão em participar da minha qualificação e também pelas sugestões e orientações a respeito deste trabalho.

Aos professores do Programa de Pós-graduação – Curso de Mestrado, Flávio Neves, Darceny Zanetta, Sérgio Vitorino, Célio Jesus do Prado, Denildo Magalhães, Alfredo Júlio, Paulo Vinícius, Liliane Parreira, Gisele Rodrigues, Veridiana Novaes, e a todos os demais professores do curso de Odontologia, meu muito obrigado por tantos ensinamentos, não somente profissionais, mas principalmente de vida.

Ao NEPRO, pelas amizades e momentos agradáveis nas discussões científicas na hora do almoço, foram verdadeiros momentos de aprendizado na área da prótese sobre implantes, obrigado por me acolherem e sempre serem amigos e prontos para ajudar.

Meu muito obrigado a Profa. Dra. Letícia Rezende, ao Prof. Dr. Marcel Prudente, ao Prof. Dr. Thiago Carneiro e também a Profa. Dra. Karla Zancopé, sempre tiraram as minhas dúvidas na área da implantodontia e prótese sobre implantes, ajudaram nos estudos e são um exemplo de dedicação a ser seguido na reabilitação oral.

A Luísa e Leandro Maruki, pela ajuda no desenvolvimento das amostras e testes, pelo exemplo de vida nos estudos e dedicação a causa da reabilitação oral.

Ao Matheus e Leandro pela soldagem TIG e paciência e horas de dedicação para a confecção das mesmas, sem a ajuda de vocês esse trabalho não seria possível.

Aos amigos do mestrado, Gisela, Eduardo Tadashi, Késsia, Daniela, Watuse, Vanessa, Thiago, Alexandre, Ana Luiza, Renata, Ravel, Isa Maria, Flávia Regina, e Keller, pela paciência em assistir as apresentações de um aprendiz à docência, pelas dicas e ajuda constante, foram momentos marcantes que serão levados por toda a minha vida, especialmente o respeito e consideração a vocês.

Um agradecimento especial ao Dr. Keller de Carvalho que por várias vezes doou a resina Pattern LS®, usada na pesquisa, as Dras. Renata Pereira, Ana Luiza, Aline Bicalho, e Morgana de Castro, por sua ajuda e “insites” durante os 2 anos de mestrado e ao Dr. Eduardo Tadashi pelas ideias em conjunto para novos trabalhos, que com certeza virão.

Ao amigo Dr. Asbel Machado, empreendedor e inovador, pela ajuda com as amostras e testes realizados na sua clínica radiológica, pela conversa amiga e desabafo nos momento difíceis.

Às Secretarias do programa de Mestrado, Graça, Aline e Brenda, muito obrigado pela ajuda, dedicação ao programa e paciência para comigo, todas as vezes que precisei de vocês não mediram esforços para sanar as minhas dúvidas e darem a orientação necessária.

Ao Laboratório de prótese do Sr. Marco Aurélio Galbiatti que gentilmente cedeu o serviço de soldagem a laser para esta pesquisa.

Aos protéticos do laboratório de prótese do Hospital Odontológico (UFU), pela ajuda na confecção dos modelos, pelos momentos de descontração e conversas sobre as técnicas adequadas para a confecção do mesmo.

Ao LIPO (Laboratório Integrado de Pesquisa Odontológica) por disponibilizar os equipamentos para a realização da pesquisa.

À Escola Técnica de Saúde por disponibilizar o laboratório de Prótese para este trabalho, contando com a ajuda de todos principalmente do aluno Mozar e dos Professores Doutores, Clébio Domingues e Sheila Porta, que por muitas vezes esperaram além do horário pelo término da confecção das amostras, sem nunca reclamar ou contestar os procedimentos adotados.

À Universidade Federal de Uberlândia (UFU), ao seu quadro de técnicos e mestres, pelo privilégio de poder realizar o meu estudo e também o aprendizado e oportunidades oferecidas.

Ao SIMI (Sistema Mineiro de Inovação) pela possibilidade de participar dos treinamentos em empreendedorismo, dentro da pós graduação e também a bela visita ao Inhotim.

À empresa Neodent®, pela doação dos materiais utilizados na pesquisa, sem a ajuda da empresa seria impossível a realização desse trabalho, muito obrigado!

À CAPES pelo programa de bolsa de mestrado e incentivo a pesquisa.

À FAPEMIG pela ajuda e incentivo com fomento para os diversos programas da Faculdade de Odontologia da UFU.

Ao Programa de Pós Graduação em Clínica Odontológica Integrada pela ajuda e fomento na participação de eventos científicos Internacionais e Nacionais, além da permissão de participação em outros eventos além da Odontologia

## **SUMÁRIO**

<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.</b>	01
<b>RESUMO.</b>	03
<b>ABSTRACT.</b>	04
<b>1. INTRODUÇÃO.</b>	05
<b>2. REVISÃO DA LITERATURA.</b>	08
<b>3. PROPOSIÇÃO.</b>	18
<b>4. MATERIAL E MÉTODOS.</b>	19
4.1. Delineamento experimental.	19
4.2. Confecção do modelo mestre.	19
4.3. Confecção do modelo de trabalho em resina de poliestireno.	20
4.4. Confecção das infraestruturas.	24
4.4.1. Confecção da Infraestrutura Co-Cr Fundido e Soldado (laser) -Grupo GFS.	24
4.4.2. Confecção da Infraestrutura de Co-Cr Soldada -Grupo TIG.	27
4.4.3. Confecção da Infraestrutura Barra Distal Neodent® -Grupo BDN.	29
4.5. Ensaio mecânico de compressão.	30
4.6. Análise dos dados.	32
4.6.1. Análise Estatística.	32
4.6.2. Análise qualitativa.	32
<b>5. RESULTADOS.</b>	33
5.1. Ensaio por compressão.	34
5.2. Resultados análise estatística.	36
5.3. Resultados análise qualitativa.	37

**6. DISCUSSÃO.**

39

**7. CONCLUSÃO.**

47

**REFERÊNCIAS.**

48

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A – Ampere

CAD/CAM – Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing - Desenho auxiliado por computador / Fabricação assistida por computador.

°C – Graus Celsius

cm – centímetros

Co – Cobalto

Cr – Cromo

DP – Desvio padrão

g – grama

h – hora

Hz – Hertz

J – joules

Kv – quilovolt

L – litro

ms – mili-segundos

mm – milímetros

mA – miliampere

min – minuto

N – Newton

Nb – Nióbio

Nd – Neodímio

Ni – Níquel

P – pulso

s – segundo

® - marca registrada

Ti – Titânio

TIG – Tugsten inert gas

V – Volts

YAG – Granada de ítrio e alumínio

$\alpha$  – nível de confiabilidade

$^{\circ}$  – grau

% – porcentagem

## RESUMO

O objetivo da pesquisa foi testar e comparar a resistência mecânica de cantiléveres confeccionados de duas maneiras alternativas: pelo processo de soldagem por arco voltaico com argônio, solda TIG (n=10) e Barra Distal Neodent® (Curitiba, PR, Brasil) pré fabricada (n=10), comparando com o modelo atualmente mais utilizado que é a barra de Cobalto Cromo (Co-Cr) fundida e soldada (n=10). Todas as amostras foram submetidas a flexão em máquina de ensaio universal (EMIC 2000 DL, São José dos Pinhais –PR,-Brasil) com célula de carga de 1000N. Os dados foram submetidos a análise de variância para verificar diferenças estatísticas entre os grupos ( $\alpha=5\%$ ), e o teste Tukey foi escolhido para análise entre grupos. Foram observadas diferenças estatísticas significantes entre o grupo fundido e soldado Co-Cr ( $1617,800 \pm 285,160$  N) em relação aos grupos TIG ( $520,360 \pm 199,193$  N) e Barra Distal Neodent ( $592,200 \pm 105,014$  N), não houve diferença estatística entre os grupos TIG e Barra Distal Neodent® (Curitiba, PR, Brasil). Foi concluído que as técnicas alternativas estudadas apresentam resistência compatível com o esforço mastigatório e podem ser utilizadas para a confecção de infraestruturas protéticas na reabilitação de pacientes desdentados, desde que o carregamento oclusal seja favorável, a diferença observada sugere que situações clínicas que sugiram grandes carregamentos ainda devam ser resolvidas com a barra tradicional.

**Palavras Chave:** Resistência à compressão, Solda TIG, Barra Distal Neodent®, Solda Laser, Co-Cr.

## ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the mechanical strength of cantilevers manufactured in two alternative ways: by the process of welding using voltaic arc with argon, welder TIG (n=10) and prefabricated Neodent® (Curitiba, PR, Brasil) Distal Bar (n=10), compared to the currently more adopted model, which is cobalt chrome bar (Co-Cr) fused and welded (n=10). All samples were subjected to loading test in universal testing machine (EMIC 2000DL São José dos Pinhais -PR, Brazil). The data were analyzed by variance of analysis to verify statistical differences among groups ( $\alpha=5\%$ ), Tukey's test was chosen for group analysis. We observed statistical differences among fused and welded group Co-Cr ( $1617,800 \pm 285,160$  N) in comparison to TIG ( $520,360 \pm 199,193$  N) and Neodent Distal Bar ( $592,200 \pm 105,014$  N), there was not statistical difference between groups TIG and Barra Distal Neodent® (Curitiba, PR, Brasil). It was concluded that the alternative techniques present strength compatible to masticatory stress and can be used in manufacturing of metal frameworks in oral rehabilitation of edentulous patients, once the occlusal loading is favorable and has a small cantilever, the observed difference suggests that clinical conditions that requires large loadings still must be resolved with traditional bar.

**Keywords:** Compressive strength, TIG Solder, Neodent® Distal Bar, Laser Solder, Co-Cr.

## INTRODUÇÃO

A introdução por Bränemark de um método seguro para reabilitação, por meio de implantes de titânio em duas fases, revolucionou a odontologia restauradora. Com esse método descrito na década de 60 foi possível a criação de protocolos de tratamento para os mais diversos tipos de casos, encontrados diariamente na clínica odontológica. Devido a popularização dessa técnica, houve uma crescente necessidade de se melhorar os tempos de trabalho, quer por uma questão estética, funcional ou financeira. (Adell et al 1981).

As primeiras próteses preconizadas por Bränemark foram feitas para desdentados totais. Os rebordos alveolares desses pacientes se encontravam atrofiados na região posterior ao forame mentoniano e portanto, a técnica proposta preconizava a instalação de 4 a 6 implantes na região interforaminal, o que resultava na confecção de elementos protéticos com extensão cantiléver para suportar as cargas oclusais (Bränemark et al., 1999, Naert et al.1992).

Os cantiléveres em implantodontia são muito úteis em casos nos quais não é possível a instalação de implantes na região mais distal da mandíbula, devido a questões como osso atrófico, acidentes anatômicos, condições financeiras não favoráveis e morbidade de procedimentos cirúrgicos para reconstrução óssea (Jaffin & Berman 1991).

Schnitman et al., em estudo clássico de 1997 sobre o acompanhamento de 10 anos, de 63 implantes do tipo hexágono externo com conexão de 3,75mm da Nobel Biocare® em 10 pacientes com prótese protocolo de caráter provisório com carga imediata, demonstraram que era possível a instalação dos implantes seguido da confecção e instalação da prótese provisória imediatamente, obtendo altos índices de sucesso na parte protética e cirúrgica, superior a 80%, entretanto na região de cantiléver os autores sugeriram a incorporação de uma barra metálica fixa junto a prótese provisória para minimizar a fratura naquela região.

Lazara et al em 2004 realizaram estudo prospectivo multicêntrico sobre carga imediata num período de 12 a 60 meses em 62 pacientes onde foram instalados 325 implantes. Quatro horas após a cirurgia as próteses provisórias do tipo protocolo foram inseridas nos pacientes, os autores demonstraram que a osseointegração não era afetada

pela utilização de carga oclusal desde que os implantes dentários pudessem estar imóveis, eles obtiveram um índice de sucesso acumulado no período do estudo de 99,4%.

A partir daí o mundo se preocupou em otimizar protocolos que permitissem uma rápida construção protética, tais como as barras pré-fabricadas, o sistema Novum e o Neopronto, e as barras soldadas, que partiam de pedaços soldados ou usinados de barras que simplesmente eram soldadas a partir do modelo obtido. Entre elas as soldas a Laser e TIG, ganharam bastante popularidade. (Popper et al 2003, Bertrand et al 2001)

Com o mesmo intuito, Lazara et al em 2004 demonstraram a utilização do protocolo carga oclusal imediata “Immediate Oclusal Loading” (IOL –DIEM), da empresa 3i Implant Innovations (USA). Este dispositivo teve como objetivo, o reforço da estrutura da prótese provisória fixa sobre implantes, evitando possíveis fraturas na região do cantiléver, permitir o assentamento da prótese sobre a superfície cruenta facilitando o processo de cicatrização ou seja servindo como uma barreira mecânica a possíveis patógenos, possibilitar uma estética agradável, manutenção da dimensão vertical de oclusão do paciente e dar conforto ao paciente que não precisaria usar dispositivos protéticos removíveis .

Thomé et al em 2006, descreveram a utilização de elementos pré fabricados em titânio para a confecção de próteses imediatas provisórias, o sistema BARRA DISTAL NEODENT® (Curitiba, PR, Brasil). Os autores discutiram que a principal vantagem da técnica da Barra distal NEODENT® (Curitiba, PR, Brasil) é a diminuição de problemas funcionais, psicológicos e também da readaptação quando da remoção das próteses provisórias para as definitivas, facilitando a confecção da mesma. Atualmente o sistema Barra Distal NEODENT® é vendido como uma forma de dinamização do tempo de confecção da prótese em carga imediata do tipo protocolo de caráter provisório.

Lee et al em 2012, conduziu a primeira pesquisa clínica com a utilização de um protocolo semirrígido Barra Distal NEODENT® (Curitiba, PR, Brasil) com vistas a reabilitação protética definitiva em carga imediata, sendo até o momento, esse o único trabalho relatado na literatura sobre a utilização da Barra Distal NEODENT® (Curitiba, PR, Brasil) com caráter definitivo.

Sabendo da importância de buscar soluções mais rápidas e com menor custo para as próteses tipo protocolo Brânemark, e que estas tem como fragilidade, a área de cantilever, este trabalho avalia a resistência mecânica da Barra Distal NEODENT® (Curitiba, PR, Brasil) comparando com o sistema de barra soldada TIG e com o método mais tradicional e consagrado que é o da barra de Co-Cr fundida e soldada, método entretanto demorado e dispendioso. Levanta-se ainda a hipótese nula da Barra Distal NEODENT® (Curitiba, PR, Brasil) ser utilizada de forma definitiva e não somente provisória como até então está sendo feita.

## 2. REVISÃO DA LITERATURA.

Adell et al em 1981 afirma em seu estudo que a osseointegração está implicada diretamente com a estabilidade funcional e vital entre tecido ósseo e implante de titânio. Durante um período de 15 anos (1965-1980), sua equipe realizou procedimentos cirúrgicos em 371 pacientes num total de 471 implantações. As próteses mandibulares confeccionadas tinham uma extensão cantilever composta aproximadamente de 1 a 2 dentes molares ou 1 dente pré molar e um molar, sendo que a instalação delas se dava após um período de cicatrização de 3 a 4 meses na mandíbula e 5 a 6 meses na maxila. Esses casos foram examinados e acompanhados num período observacional de 5 a 9 anos, com ótimos resultados a longo prazo. Como resultados mais expressivos obtiveram uma taxa de 91% em estabilidade dos implantes e próteses mandibulares após 5 a 9 anos, a perda óssea observada foi de 1,5mm após o primeiro ano e 0,1mm nos anos seguintes. Alguns casos puderam ser acompanhados a longo prazo, ficando mais de 15 anos em proservação sem nenhum intercorrência digna de nota, houve reabilitação oral tanto na parte funcional, como na estética e também na psicológica, melhorando a qualidade de vida de todos os pacientes que passaram pelo procedimento.

Sjögren et al 1988, estudaram a resistência a flexão e tração do titânio soldado a laser para a confecção de infraestruturas para próteses do tipo protocolo. No ensaio de flexão os autores observaram que a fratura ocorria na região de solda.

Zarb et al 1990, instalaram 274 implantes em 49 arcadas dentárias em 46 pacientes e após a 4 a 9 anos obtiveram uma taxa de sucesso de 89,05% na parte cirúrgica e de 100% na parte protética. Dentro os principais problemas observados durante a fase de reabilitação e acompanhamento dos casos os autores destacam a fratura do pilar protético, a fratura do parafuso, 13 fraturas de infraestrutura, sendo 12 em região de cantilever, ocorrendo a maioria das vezes no período inicial da instalação protética, a infraestrutura foi refeita nesses casos e não houve mais fratura a não ser em um caso 6 anos após a confecção, todos os cantiléveres tiveram tamanho igual ou menor a 20mm. Os autores concluem que as falhas observadas no processo reabilitador foram de natureza iatrogênicas e passíveis de conserto, entretanto os mesmos tabularam todas as falhas ocasionadas durante a pesquisa.

Schnitman em 1990, realizaram procedimento cirúrgico e reabilitador com 7 pacientes, instalando implantes que foram submetidos a carga imediata. Os autores observaram que era possível a realização de procedimentos reabilitadores provisórios no momento da cirurgia inclusive com o reaproveitamento da prótese antiga do paciente por meio do reembasamento da mesma, isso demonstrou ser uma vantagem visto que não existiria mais uma fase onde o paciente não tivesse a sua função mastigatória reabilitada.

Jaffin & Berman em 1991 publicaram os dados de sua pesquisa onde instalaram 1054 implantes de titânio num período de outubro de 1984 a setembro de 1989 em 246 mandíbulas e 444 maxilas em diferentes tipos ósseos (I, II, III e IV), os autores observaram que o osso tipo IV (cortical final e zona medular com baixa densidade), foi o que mais apresentou perdas, sendo as mesmas da ordem de 44%. Os autores concluíram que era necessário em pacientes portadores desse tipo ósseo a possibilidade de confecção de cantileveres que possibilassem um melhor prognóstico para os casos ou então a substituição do procedimento por outro como próteses totais.

Naert et al 1992, fizeram um estudo com 589 implantes que foram instalados em 45 maxilas e 58 mandíbulas. A taxa de sucesso observada foi de 96% a 100% para a maxila e mandíbula, respectivamente. Dentre as recomendações do estudo os autores explicam que no caso de extensão cantilever a mesma deve ser reduzida e que o segundo cantilever (elemento dentário), deve estar em infra oclusão de aproximadamente 0,1mm para evitar sobrecarga mastigatória, eles também não observaram perdas ósseas significativas nos casos onde existia cantilever para os que não tinham.

Bidez & Misch 1992, em seu artigo explicaram que a função primária de todo implante dentário é a de transferir e distribuir a força entre a interação implante e osso onde o mesmo está localizado. Sobre os cantileveres os autores afirmam que o tipo de carregamento é complexo devido a interação com os diversos implantes e que sobre condições ideais é sugerido empiricamente que o cantilever distal não exceda duas vezes e meio a distância do implante mais posterior, logo um tamanho pequeno de cantilever é sempre recomendado.

Shackleton et al 1994, examinaram a taxa de sobrevivência de próteses suportadas por implantes que tinham diferentes extensões de cantilever em 25 pacientes os autores distribuíram o estudo em dois grupos, aqueles que tinham extensão cantilever

até 15mm e o outro com extensão maior do que 15mm o período de acompanhamento foi de 20 a 80 meses, o tamanho dos cantileveres variou de 5mm a 22mm. Os autores não encontraram uma razão aparente para determinar qual o melhor tamanho para o cantilever entretanto os mesmos recomendam que esse tamanho seja menor do que 15mm, eles também concluem que apesar do índice de problemas ser alto em razão de outros tipos de próteses o mesmo é economicamente viável e deve fazer parte do arsenal do profissional.

Lindquist et al 1996, trataram 47 pacientes com próteses fixas mandibulares suportadas por implantes do tipo Brânemark e acompanharam os mesmos, por períodos de 12 a 15 anos observaram que apenas 3 implantes 1% dos 273 instalados foram perdidos, a taxa de sucesso foi de 98,5%, nenhuma das próteses confeccionadas foi perdida durante o estudo, os autores observaram entretanto que houve uma maior perda óssea na região anterior do que na região do cantilever apesar de implantes distais terem um maior risco de perda óssea eles concluem que essa perda pode estar relacionada com as forças e momentos gerados na região do cantilever e também a sua extensão.

Kikuchi et al 1997, testaram a força máxima de mordida em 4 pacientes adultos com idades variando de 23 a 35 anos com saúde normal e com a presença de todos os dentes, nesses pacientes por meio de transdutores acoplados a moldeiras modificadas, os autores observaram que houve uma variação de força entre os pacientes que foi de 265N a 585N

Schnitman et al 1997, realizaram o acompanhamento de 10 anos sobre o uso de carga imediata para a realização de procedimentos cirúrgicos e protéticos em um mesmo tempo, beneficiando assim o paciente que não necessitaria passar por duas etapas cirúrgicas para iniciar o procedimento reabilitador, a pesquisa teve início em 1986 com 10 pacientes, 6 homens e 4 mulheres, foram instalados 63 implantes da marca Nobel Biocare® e os mesmos foram acompanhados por 10 anos, a parte protética foi realizada de forma provisória e após um período de cicatrização de 3 meses, a prótese provisória era substituída pela definitiva. Os autores concluíram que a carga imediata e reabilitação no mesmo tempo cirúrgico era possível, entretanto poderiam ocorrer falhas na osseointegração principalmente relacionadas aos implantes instalados mais distalmente da região incisiva.

Tarnow et al 1997, instalaram 107 implantes em 10 pacientes de outubro de 1991 a março de 1995, os implantes foram instalados; sendo que 69 deles colocados em função imediatamente por meio da confecção de próteses provisórias com reforço metálico pela lingual, os outros implantes por motivos legais foram deixados para uma osseointegração tardia, os autores perceberam que era possível a instalação segura com carga dos implantes, desde que respeitados certos critérios como um tamanho mínimo de 10mm, realização de montagem prévia em articulador, instalação de reforço metálico pela lingual nas próteses provisórias, e que o cantilever fosse inicialmente evitado quando da instalação provisória das próteses.

Esposito et al 1998, realizaram revisão da literatura e meta análise em artigos publicado na língua inglesa, sobre os fatores biológicos que contribuiriam para a falha de implantes com e sem carga imediata, dentre os assuntos estudados estava a presença ou não de cantilever. Sobre esse assunto em particular os autores observaram que existia uma hipótese de que o tamanho do cantilever pode contribuir para um maior stress, principalmente no implante mais distal a região foraminal, eles também relatam que alguns dos estudos pesquisados indicam um tamanho máximo para a extensão cantilever que seria de 15mm, entretanto poucos estudos estavam disponíveis na época sobre o assunto principalmente estudos clínicos onde os autores citam apenas três trabalhos, apesar disso os autores não acharam uma alta correlação entre a perda óssea marginal dos implantes e a presença de cantilever antes relatam uma maior perda óssea nos implantes mais distantes da região do cantilever, sendo que não existe uma conclusão sobre o cantilever ser ruim para a reabilitação ou não.

Young et al 1998, utilizando softwares de elementos finitos e também de desenho analisaram os diferentes formatos da secção transversal de cantilever com tamanho de 26 mm, os autores observaram que a secção em formato L, teve o melhor resultado que foi de 130 N, entretanto esse valor é bem abaixo das forças de mastigação necessárias e portanto a confecção de cantilever deve obedecer a critérios rígidos de desenho para que a fratura seja evitada.

Suzuki et al 1999, avaliaram a força oclusal em pacientes com prótese total superior e prótese protocolo inferior e pacientes com próteses totais superiores e inferiores, foram selecionados 40 pacientes de cada grupo para avaliação dos resultados

Os autores observaram que no grupo de pacientes com prótese totais superiores e protocolo inferior as forças oclusais eram significativamente maiores do que no grupo de prótese totais, essas forças foram da ordem de  $342,1 \pm 163,6$  N enquanto que no grupo convencional foi de  $242,0 \pm 125,3$  N.

Bränemark et al 1999, introduziram um novo sistema de confecção de próteses sobre implantes em carga imediata, o sistema NOVUM. De acordo com os autores nos últimos anos pesquisas e casos clínicos foram publicados evidenciando a possibilidade de utilização de carga imediata, os autores desenvolveram então um sistema que possibilitaria a reabilitação sem a necessidade de moldagem dos componentes protéticos por meio da utilização de dispositivos pré-fabricados, possibilitando a instalação da prótese dentária no mesmo dia da cirurgia. O sistema Novum exige que sejam obedecidas certas normas, como a instalação dos implantes deve ser feita sempre em posição pré determinada, inicialmente foram instalados 150 implantes em 26 homens e 24 mulheres e o acompanhamento foi de 6 meses a 3 anos pós instalação. Devido as exigências do sistema Novum, foram necessários desgaste ósseos operatórios, sendo que a altura da mandíbula teve que ser reduzida para a instalação de 3 implantes com diâmetro de 5mm, para posicionar os implantes era fornecido um template ou guia cirúrgico com a localização precisa, após a sutura, barras de titânio eram parafusadas ao implante, o tempo total de tratamento foi de 7 horas e o índice de sucesso das próteses foi de 98%, sendo que 94% dos pacientes não relataram desconforto durante o procedimento.

Brunski et al 2000, em seu artigo de revisão sobre o futuro da biomecânica e biomateriais aplicada a implantodontia, relatam que as forças de oclusal em pacientes com implantes tendem a aumentar e que diversos estudos demonstraram um incremento dessa força, de maneira geral na região de prémolares a força pode chegar até a 450N, entretanto os mesmos relatam que a força na região de molares pode chegar até 1100N.

Krekmanov et al 2000, realizaram trabalho onde propõem que o implante mais distal seja inclinado diminuindo o braço de alavaca do cantilever e favorecendo reabilitações sem a necessidade de enxerto ósseo e ausência de dano a estruturas nobres, sua pesquisa utilizou 10 homens e 15 mulheres, com idade média de 63,1 anos, foram instalados nesses pacientes 36 implantes inclinados na mandíbula e 40 implantes inclinados na maxila, a instalação dos pilares protéticos se deu 3 meses após o

procedimento cirúrgico na mandíbula e 6 meses na maxila, em casos onde a inclinação do implante fosse maior do que 30° graus era instalado um pilar do tipo angulado para facilitar a confecção da prótese. Após um acompanhamento de 5 anos obtiveram uma taxa de sucesso de 100% para os implantes inclinados e de 100% para os implantes não inclinados na mandíbula e de 95,7% na maxila para os inclinados e de 90,2% para os não inclinados na maxila, os autores também calcularam o ganho de espaço na prótese em razão do seu cantilever que foi da ordem de 6,6mm em cantilevers de até 15mm, os autores concluem que o grande ganho da técnica é evitar cirurgias de transposição do nervo alveolar e possibilitar uma reabilitação mais rápida ao paciente, pois o mesmo evitaria por exemplo cirurgias de enxerto antes da instalação dos implantes.

Bertrand et al. 2001, testaram as características da soldagem a laser Nd:YAG, em diferentes tipos de metais não preciosos, duas ligas de Ni-Cr e uma de Co-Cr, os testes incluíram a soldagem sem material de preenchimento e também pelos diferentes diâmetros da amostra que variou de 0,6mm a 3,0mm, os autores por meio de testes de flexão e também de tração notaram que houve alterações na infraestrutura devido ao resfriamento rápido da peça e que mais estudos devem ser feitos antes da utilização clínica da soldagem a laser.

Popper et al 2003, descreve as vantagens e desvantagens em se utilizar o sistema Novum de Bränemark, dentre as vantagens que os autores citam está a possibilidade de concluir tanto a parte cirúrgica quanto a protética no mesmo dia, dentre as desvantagens existe a qualidade estética do trabalho visto que a barra do protocolo pode ficar a mostra e também a não indicação do sistema em pacientes classe II divisão primeira pois o posicionamento dos implantes no momento cirúrgico é realizado mais a distal o que aumentaria o trespasso sagital do paciente.

Mendonça et al 2004, realizaram uma pesquisa sobre a possível intercambialidade de sistemas brasileiros de prótese sobre implantes, comparado ao grupo controle que seria o da Nobel Biocare®. Os autores constataram que o sistema da Neodent® e da Conexão® no quesito ajuste vertical tiveram resultados semelhantes ao grupo controle e que poderiam ser utilizados entre eles.

Bertrand et al 2004, determinaram que as características do operador de solda para a máquina a laser devem ser adequadas existindo influência do tempo e experiência

entre cada técnico, logo é necessário a escolha de bons técnicos em soldagem a laser para que a mesma seja eficiente.

Lazzara et al 2004, apresentam o sistema IOL-DIEM® (3i-EUA), por meio de infraestruturas pré fabricadas é possível a reabilitação do paciente em até 48 horas após a instalação dos implantes, os autores relatam que por meio desse novo sistema é possível restabelecer características estéticas e funcionais além de melhorar a qualidade de vida do paciente, o procedimento também diminui o tempo de fabricação de uma prótese do tipo protocolo, visto que em alguns casos podem ser utilizadas as próprias próteses do paciente, desde que as mesmas estejam em boas condições. Como indicações da técnica estão a estabilidade inicial primária, altura mínima de 12mm do rebordo mandibular e o diâmetro do mesmo deve ter no mínimo 6 mm, tipos ósseos I, II e III, os pacientes não podem ter parafunção severa e estarem em boas condições de saúde, as contra indicações para o uso são altura e diâmetro mandibular insuficientes, hábitos parafuncionais severos e também presença de doenças sistêmicas.

Rocha et al 2006, compararam os processos de soldagem a laser com Nd:YAG e solda TIG em titânio puro, liga de Co-Cr e Ni-Cr, para o estudo foram utilizados 60 cilindros padronizados de 3mm de diâmetro, esses cilindros foram divididos em 4 grupos 15 amostras para cada grupo, as soldas realizadas foram com e sem material de preenchimento, nas que foram utilizadas material de preenchimentos os resultados obtidos no teste flexural foram maiores tanto no grupo soldado a laser como utilizando a solda TIG. Os resultados encontrados demonstram que a soldagem TIG, teve resultados melhores do que a soldagem a laser, nos três grupos testados. O grupo Co-Cr obteve os resultados mais expressivos tanto para a solda laser como para a solda TIG, demonstrando uma alta resistência flexural.

Vieira et al 2006, descrevem um caso clínico utilizando o sistema Neopronto, que consiste da utilização de guias e infraestruturas pré-fabricadas para fixação de implantes dentários, com a finalidade de carga imediata, os autores afirmam que esse sistema tem as vantagens de ser de baixo custo, facilidade no assentamento da prótese, diminuição do tempo laboratorial e também a possibilidade de reversão para o protocolo convencional. Os autores concluem que pela barra de titânio ser pré-fabricada a mesma possibilita a reabilitação em um tempo menor e envolve um baixo custo.

Thomé et al 2006, publica trabalho científico onde demonstra a técnica da Barra Distal Neodent®, para utilização em protocolos de carga imediata com função provisória, esse sistema é composto de um cilindro em titânio com ranhuras para melhor adaptação da resina acrílica e também de outro cilindro com ranhuras e uma componente horizontal em titânio com cantilever de 8,5mm que deverá ser instalado no último implante. A principal vantagem é a redução dos custos laboratoriais visto que o procedimento de captura do cilindro e barra pode ser feito pelo próprio profissional evitando a confecção de infraestruturas soldadas ou fundidas, os autores afirmam que a principal vantagem da técnica é **“A técnica da barra distal tem como principal vantagem a captura da prótese diretamente sobre os pilares das fixações, não necessitando de procedimento laboratoriais, otimizando tempo clínico e custo final do trabalho”**. Os autores em seu trabalho ainda demonstram que a prótese do paciente pode ser reaproveitada por meio de desgaste em sua base com broca de tungstênio para facilitar o processo de reembasamento e captura da prótese.

Simamoto et al 2008, avaliou a influência do tipo de soldagem na qualidade da adaptação em infraestruturas protética, os pesquisadores compararam a solda a laser e também a técnica de brasagem para avaliar se as duas tinham diferenças em termos de adaptação. Os autores concluem que apesar de não existir diferenças estatísticas entre as duas técnicas, que a solda laser tem um potencial muito grande de ser utilizado em clínica pois tem menores etapas que a técnica de brasagem e por sua automatização está menos condicionada a erros.

Guzman et al 2008, testaram a confecção de extensão cantilever em resina acrílica quimicamente ativada com material de reforço em fibra de vidro ou klevar 49. Foram utilizados 3 grupos cada um com extensão cantilever de 7mm, 14 e 21mm. Os autores observaram que houve diferença estatísticas entre o grupo controle e os grupos testados na máquina de ensaios e que o processo de reforço com fibra de vidro ou klevar 49 é benéfico na confecção de próteses com extensão cantilever, o valor médio variou de 275,28 N para o grupo controle(apenas resina acrílica), 312,74N para o grupo reforçado com Klevar 49 e de 303,03 para o grupo reforçado com fibra de vidro, esses valores foram obtidos para uma extensão de 7mm, já para as outras extensões de 14 e 21 mm os valores foram inferiores a esses, os autores argumentam que essa diferença se deu pela extensão do braço do cantilever a conclusão do trabalho é que tanto o klevar 49 como a fibra de

vidro podem ser utilizadas para reforço da resina acrílica entretanto a fibra de vidro é mais fácil de ser obtida no mercado brasileiro.

Kapos et al 2009, em sua revisão da literatura sobre a utilização do CAD/CAM na prótese sobre implantes, observa a presença de 3 estudos sobre a utilização de infraestruturas metálicas confeccionadas a partir de CAD/CAM, todas essas infraestruturas foram utilizadas para reabilitar pacientes desdentados totais e o material utilizado foi o titânio, sendo em dois estudos a maxila e mandíbula; e um estudo apenas a mandíbula, combinando todos os estudos os autores observaram que das 189 prótese suportadas por 888 implantes e com acompanhamento de 12 a 60 meses , quatro implantes foram perdidos antes da instalação da prótese e 46 após a instalação e que apenas uma prótese nos três estudos foi perdida, devido ao paciente ter perdido todos os implantes da cavidade bucal.

Lee et al 2010, utilizando uma máquina de testes universal, observaram a força necessária para ocorrer a separação entre a resina acrílica de infraestruturas de cromo-cobalto(Cr-Co), utilizadas para a confecção de próteses parciais removíveis. Os autores realizaram teste de tração em diferentes grupos e chegaram à conclusão que o grupo que foi tratado química e também tinha características físicas mais retentivas obteve um resultado de separação de 420N.

Nomoto et al 2010, em sua trabalho sobre soldagem a laser de Co-Cr com material de união e sem, avaliou a presença de zonas de porosidade, observando que as mesmas existem em quase todas amostras apesar de serem poucas, no teste flexural realizado nas amostras os pesquisadores observaram que houve fratura na região da solda com e sem adição de material. Os autores concluem que a porosidade existe mas que ela não é um fator determinante da força de união entre as barras soldadas e que a mesma não afeta essa resistência.

Romanos et al 2012 em revisão da literatura sobre a utilização de cantilever em implantodontia com dados de janeiro de 1980 a junho de 2011, seis estudos foram identificados como clínicos em humanos com sobrevida de 80 a 100% dos implantes, já a taxa de sobrevivência das próteses com cantilever foi de 95% no período de observação que foi de  $7,3 \pm 2,6$  anos, as complicações observadas mais comuns na parte protética foram a fratura da resina acrílica e fraturas das barras na área de solda, a maioria dos

estudos em cantilever que os autores pesquisaram foram estudos laboratoriais biomecânicos, onde a análise por foto elasticidade teve um papel relevante. Os autores concluem que a utilização de cantilever na clínica é possível e tem resultados esperados.

Lee et al 2012, avaliaram a resistência do sistema Barra Distal Neodent® em pacientes, foram utilizados 75 implantes instalados em 15 pacientes, 5 implantes por paciente, e após um período de até 48 horas foram instalados os componentes protéticos, os pacientes foram divididos em dois grupos, um grupo recebeu protocolos com cantilever que variavam até 15mm e o outro grupo recebeu protocolos com infraestruturas confeccionadas por meio da barra distal Neodent®, todos os pacientes foram avaliados quanto a estabilidade primária dos implantes com carga, no dia da instalação com 4 meses de acompanhamento e com 8 meses de acompanhamento. Os autores concluíram em seu trabalho que a barra distal, teve características semelhantes ao grupo controle, não havendo nesses 8 meses de estudo nenhum tipo de intercorrência, eles também observaram que o sistema barra distal poderia ser utilizado de forma provisória com segurança.

Pereira em sua tese de mestrado de 2012, realizou experimentação com solda TIG e barras pré fabricadas de Co-Cr. A pesquisadora organizou o seu trabalho em quatro grupos, sendo que em um dos grupos a soldagem era realizada em cilindro de Co-Cr com barras de 3,00mm, para esse grupo em particular foram encontrados valores de 518,24 N, durante a análise por teste de compressão. A conclusão do seu trabalho sugere que deve-se trabalhar com barras de 3,00mm, indicando que as mesmas devem ser fundidas em cilindros com cinta de Co-Cr e não soldados para melhorar a resistência e efetividade da solda TIG.

Silva et al 2013, em sua pesquisa, relatam que o sucesso de uma reabilitação oral está relacionado com as técnicas e materiais utilizados que devem ser adequados para uma boa adaptação da prótese dentária, com uma distribuição uniforme de forças e adaptação exata e passiva, os autores ainda relatam que apesar do sistema CAD/CAM não necessitar de soldagem o mesmo é muito dispendioso e seu custo inicial ainda é alto no Brasil, ficando aquém da maioria dos consultórios dentários.

### **3- PROPOSIÇÃO**

Avaliar por meio de ensaio mecânico flexural, o comportamento da Barra distal NEODENT® e das infraestruturas metálicas obtidas por soldagem TIG às convencionalmente fundidas e soldadas.

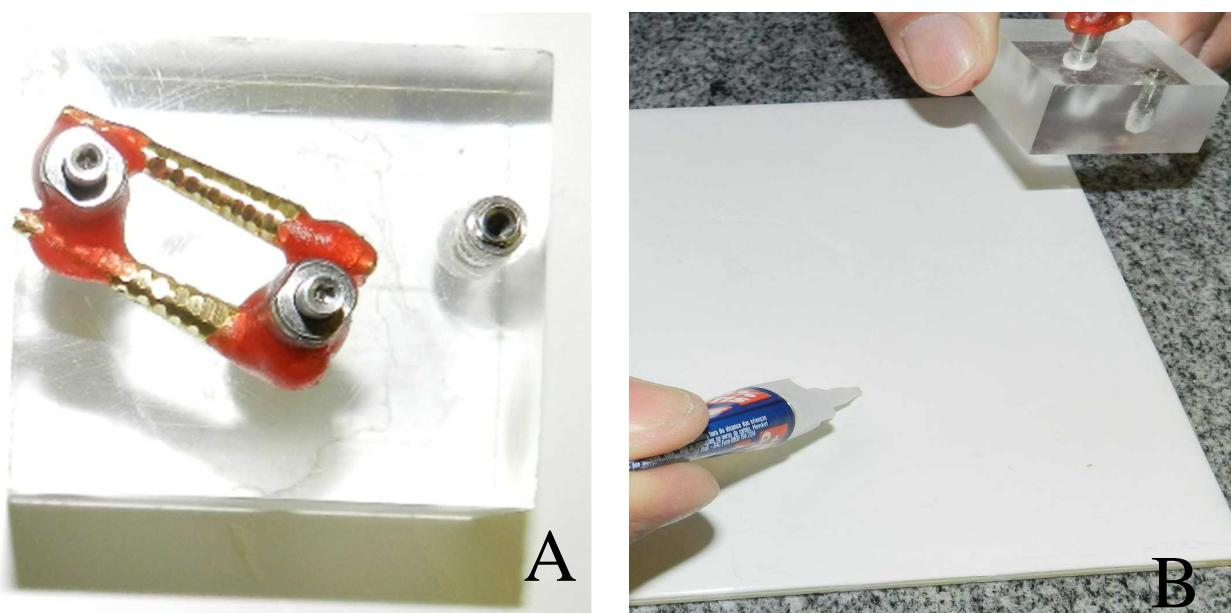
## 4-MATERIAL E MÉTODOS

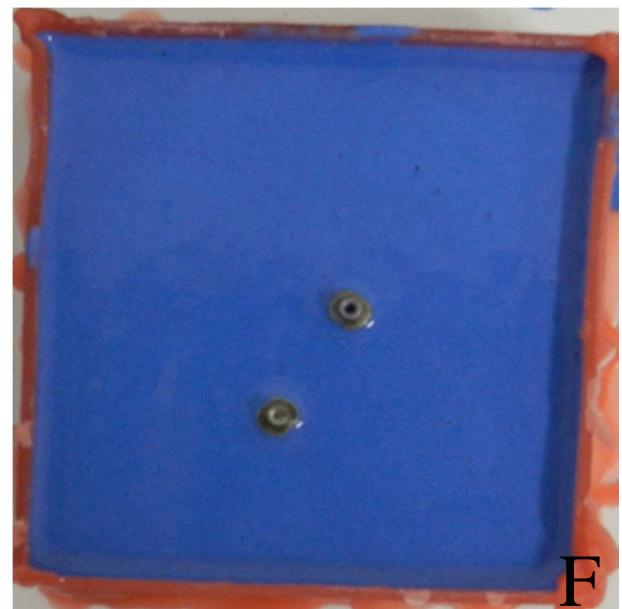
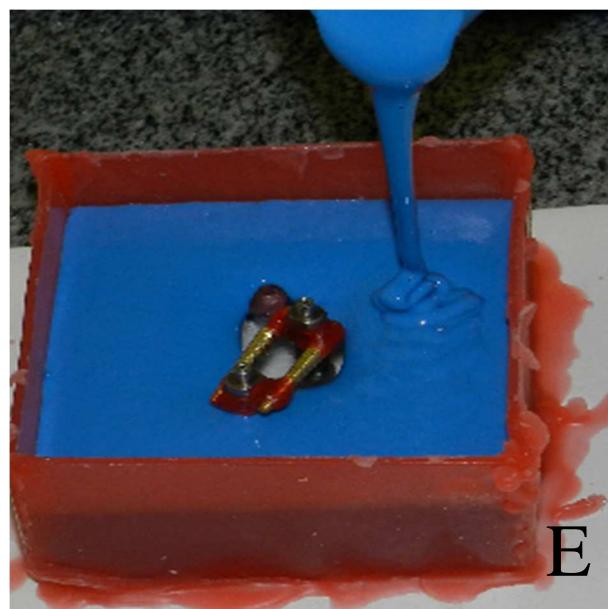
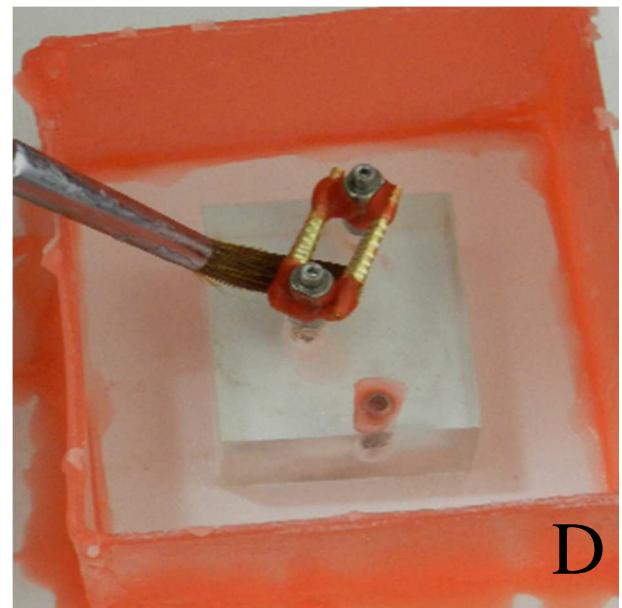
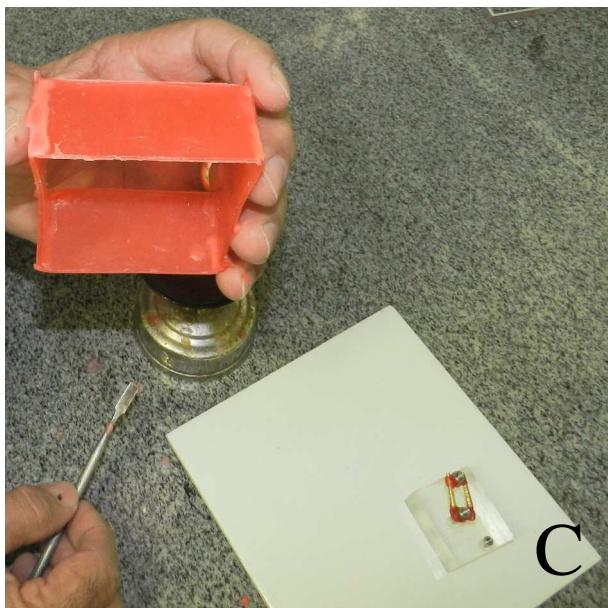
### 4.1- Delineamento experimental

- 1- Unidade experimental – infraestruturas de prótese do tipo protocolo: pré fabricadas em soldagem TIG, fundida e soldada e barra distal Neodent®.
- 2- Fator de estudo – Diferentes métodos de obtenção de próteses protocolo: técnica de soldagem TIG, da barra distal Neodent® e técnica da fundição e solda.
- 3- Variável resposta - resistência mecânica flexural (N).
- 4- Método de análise – ensaio de flexão em máquina de testes universal (EMIC São José dos Pinhais –PR,-Brasil).
- 5- Forma de análise dos dados – análise estatística anova one way com teste de Tukey.

### 4.2- Confecção do modelo mestre.

Foi utilizado modelo mestre em placa de acrílico com o seguinte tamanho 32mm de comprimento, 32mm de largura e 18mm de altura. No modelo mestre foi feita a instalação de implantes hexágono externo (H.E) com plataforma de 4.1mm (Conexão Sistemas de Próteses®, Arujá, SP, Brasil). A disposição de instalação se assemelha a um triângulo isósceles onde os implantes estão em seus vértices, simulando a região final de uma mandíbula edêntula numa reabilitação do tipo protocolo, similar ao protocolo Novum de Bränemark. Sobre dois implantes foram instalados os transferentes de moldagem aberta (Neodent® Curitiba, PR, Brasil) para obtenção do modelo de trabalho que foi moldado em borracha de silicone (IQ 428 – Aerojet, Santo Amaro, SP, Brasil). As figuras 1A a 1F ilustram a confecção do molde.



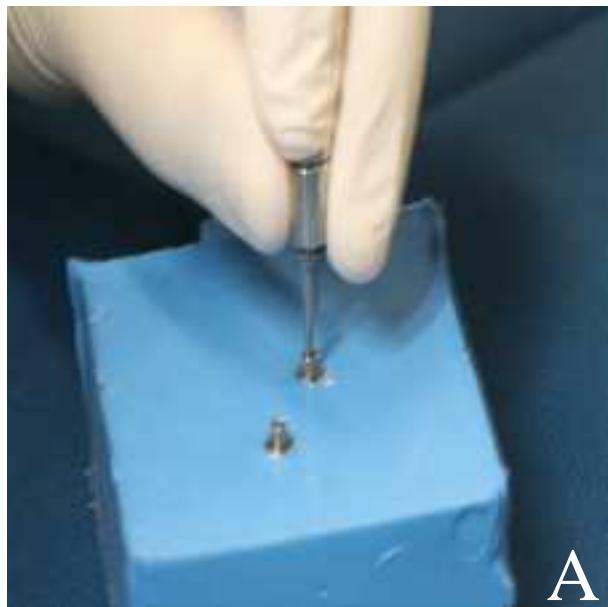


**Figura 1-A)** Modelo mestre com os implantes H.E instalados e transferentes de moldagem **B)** Colagem do modelo mestre em placa de azulejo **C)** Confecção da moldeira em cera para a moldagem em silicone. **D)** Aplicação de vaselina no modelo mestre. **E)** Silicone Aerojet®, sendo vertido no modelo. **F)** Molde em silicone com transferentes a mostra.

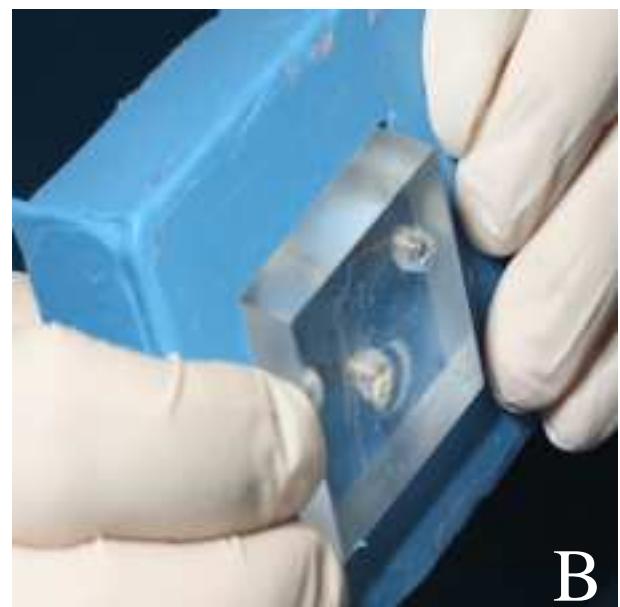
#### **4.3- -Confecção do modelo de trabalho em resina de poliestireno.**

Para a confecção do modelo de trabalho foi utilizada resina de poliestireno quimicamente ativada da marca AEROJET® (Aerojet, Santo Amaro, SP, Brasil), dois

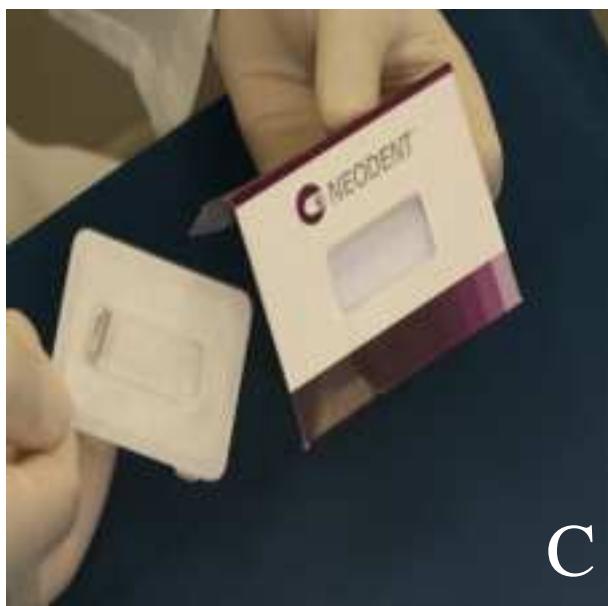
análogos em titânio H.E 4,1mm da marca NEODENT® (Neodent® Curitiba, PR, Brasil), foram instalados na moldeira e unidos entre si com troqueis por meio de resina acrílica ativada quimicamente LS Pattern® (GC America Inc., Alsip, IL, EUA). Figuras 2A a 2G, ilustram o passo a passo da instalação dos transferentes e confecção do modelo de trabalho em resina de poliestireno.



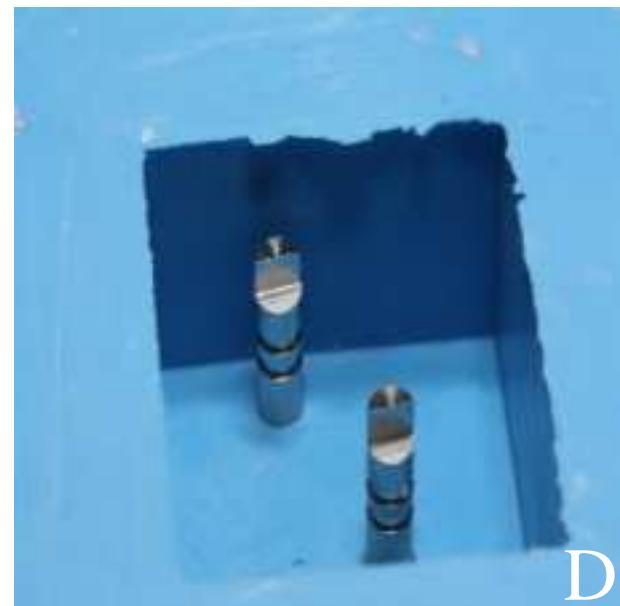
A



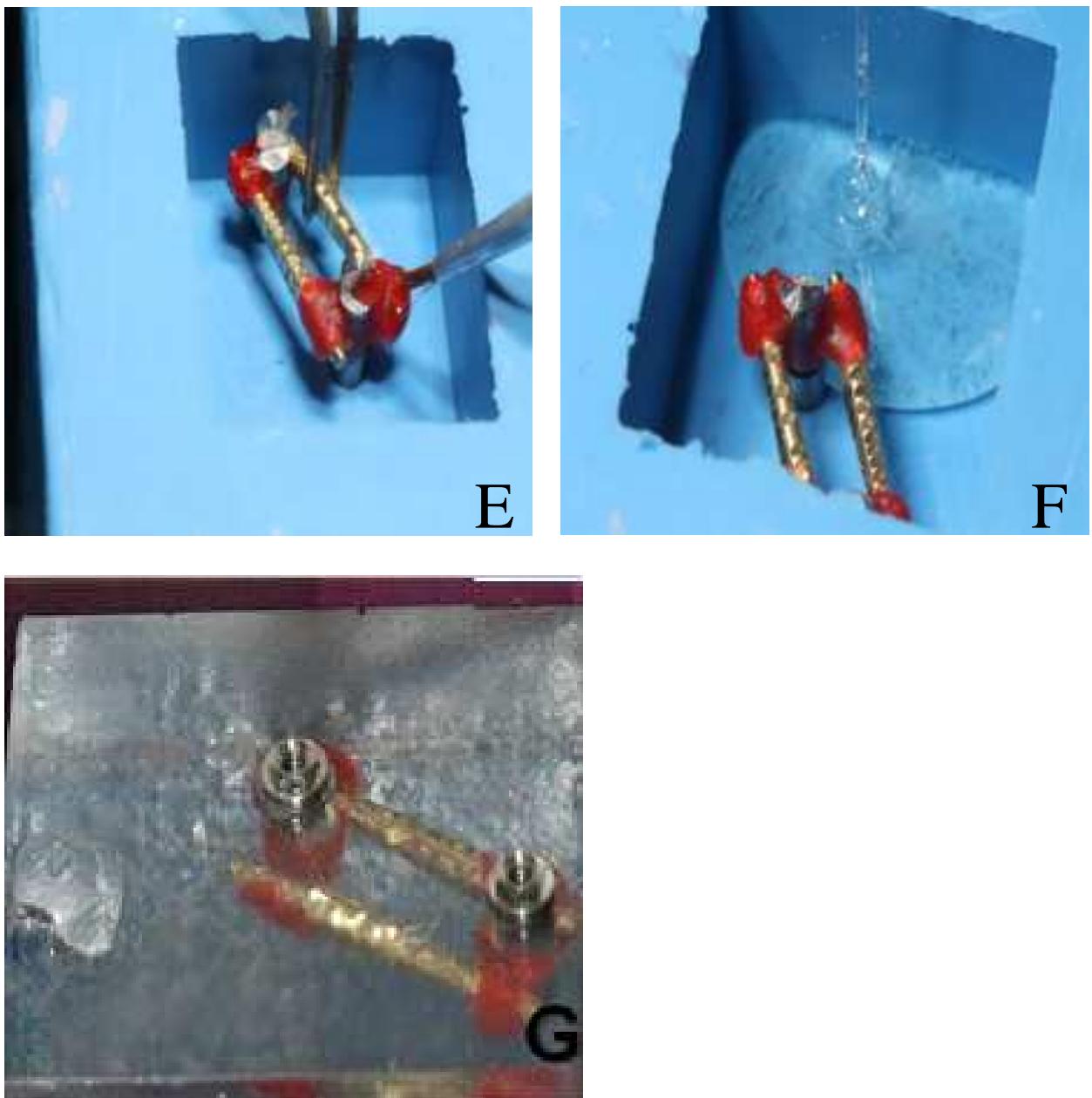
B



C



D



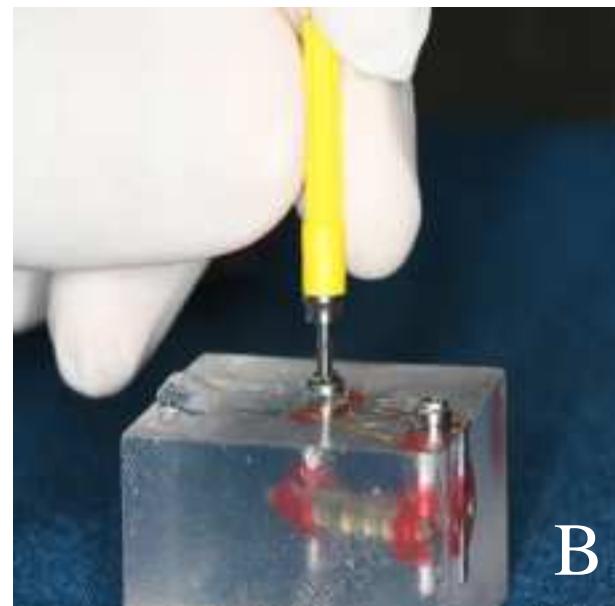
**Figura 2** – A) Remoção dos transferes de moldagem, B) remoção do modelo mestre em acrílico da moldeira de silicone, C) Análogos em titânio H.E 4.1 da NEODENT®, D) Análogos instalados na moldeira, E) Imobilização dos análogos com troquel e resina acrílica LS Pattern®, F) Resina de poliestireno AEROJET® sendo vertida, G) Aspecto final do modelo de trabalho em resina de poliestireno após 24 horas.

Após 24 horas o modelo de trabalho foi removido da moldeira de silicone e realizado o acabamento do modelo em politriz com lixa d'água de carborundum gramatura 100 (3M, EUA) e utilização de polimento com branco espanha em torno. Realizado esse procedimento ocorreu a instalação dos mini-piliares cônicos NEODENT®

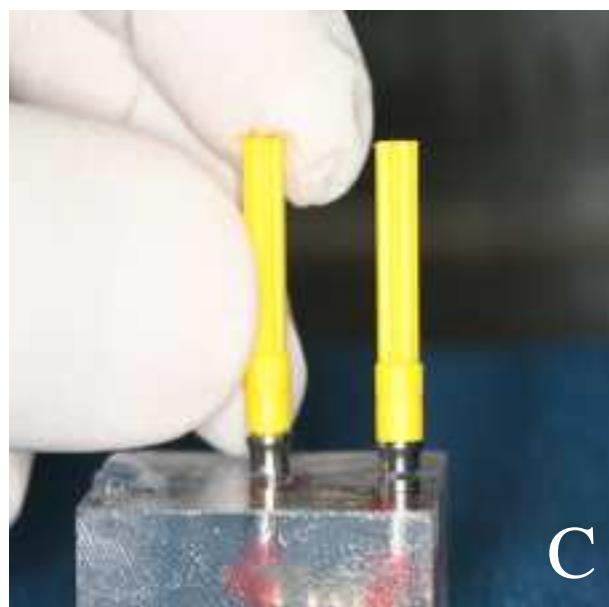
(Curitiba, PR, Brasil) com 2mm de altura para hexágono externo com plataforma de 4.1mm. A seguir figuras de 3A a 3E, ilustrando a instalação e torque dos mini pilares cônicos.



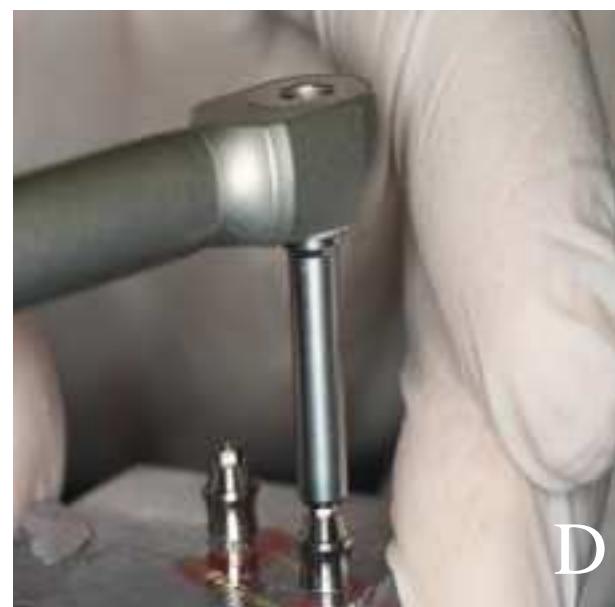
A



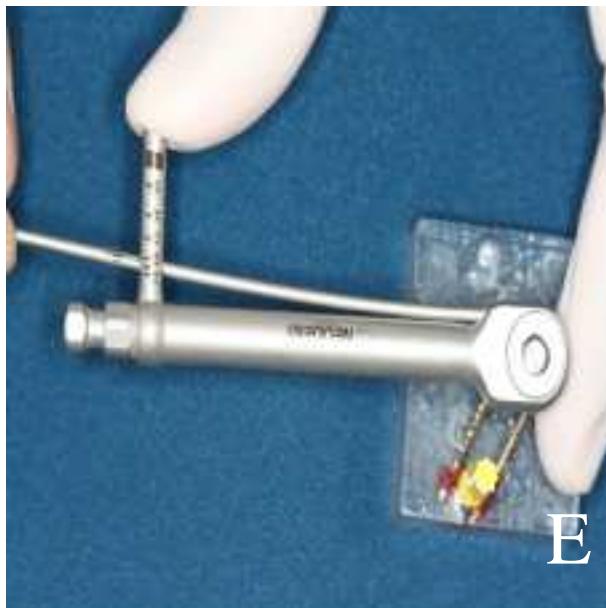
B



C



D



**Figura 3-** A) Modelo, torquimetro e mini-pilar cônico NEODENT®, B e C) Instalação dos mini pilares, D e E) Aplicação de torque 20N/cm nos mini-piliares cônicos.

#### **4.4- Confecção das Infraestruturas.**

Sobre as réplicas dos modelos de trabalho foram confeccionados trinta infraestruturas metálicas.

As infraestruturas construídas foram:

Dez de Co-Cr Fundido e soldado – Grupo GFS.

Dez de Co-Cr soldagem TIG- Grupo TIG.

Dez Barra Dista Neodent ®. - Grupo BDN

##### **4.4.1- Confecção da Infraestrutura Co-Cr Fundida e Soldada (laser) - Grupo GFS.**

Vinte cilindros calcináveis com cinta de Cobalto Cromo - Neodent® para H.E de 4.1mm foram utilizados para a confecção de 10 infraestruturas. Esses cilindros foram apertados com torque de 10N/cm e sobre eles foram confeccionados as barras em resina acrílica LS Pattern® (GC America Inc., Alsip, IL, EUA) com extensão cantilever de 10 mm, pela técnica de Naelon. Após a fabricação das 10 infraestruturas em resina elas foram incluídas e levadas ao forno numa temperatura de 950°C para fundição pela técnica da

cera perdida. A liga foi injetada por meio de fundição com maçarico e centrifuga manual. As figuras de número 4A a 4F, ilustram o processo de confecção da estrutura em monobloco do grupo GFS.

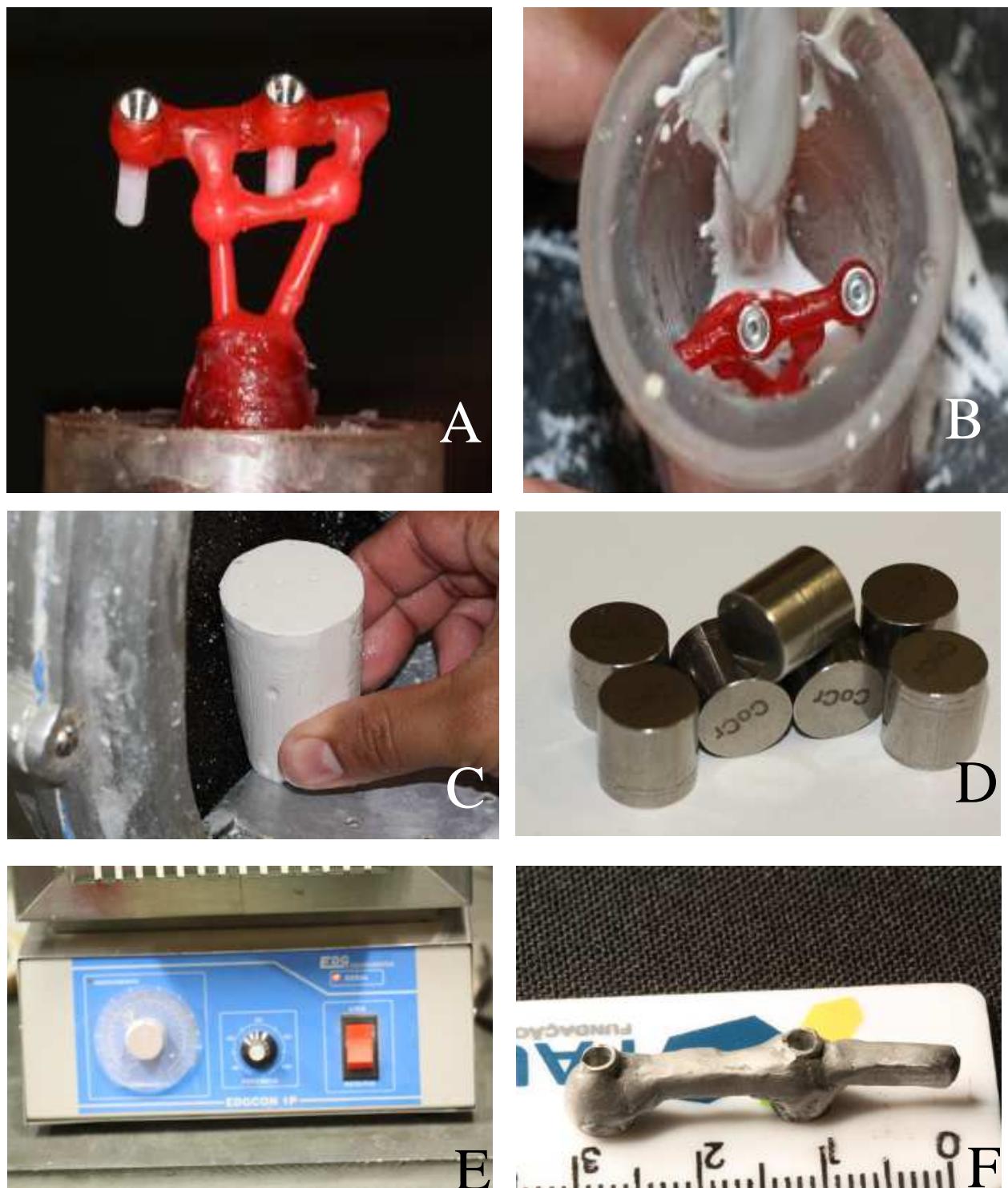
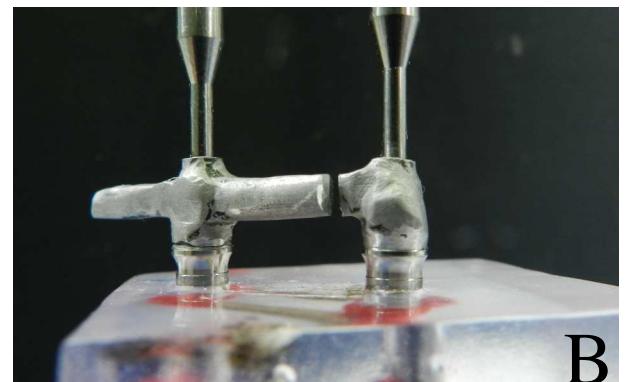
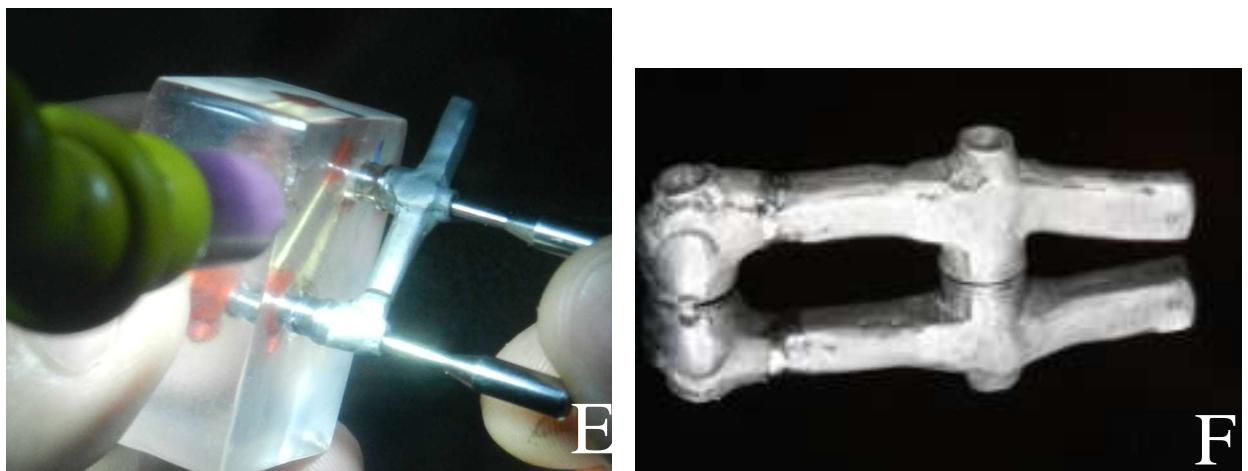


Figura 4-Sequência de fabricação do grupo GFS. A) barra com cinta de Co-Cr, confeccionada em resina acrílica, B) inclusão da barra fundida, C) corte em recortador do anel de inclusão, D) Ligas de Co-Cr utilizadas para o processo de

fusão, E) forno de fusão, F) aspecto final da barra fundida monobloco de Co-Cr.

Realizada as fundições das dez peças em monobloco as mesmas foram cortadas com disco de carborundum, em sua porção mais distal, para melhor adaptação da cinta de Co-Cr e depois soldadas com máquina laser de Nd:YAG (Sisma LM 500, Schio, Itália), frequência de pulso de 5,0Hz, feixe laser de 0,3mm, energia de 3,1 e potência de 12V. Como demonstrado nas figuras a seguir.





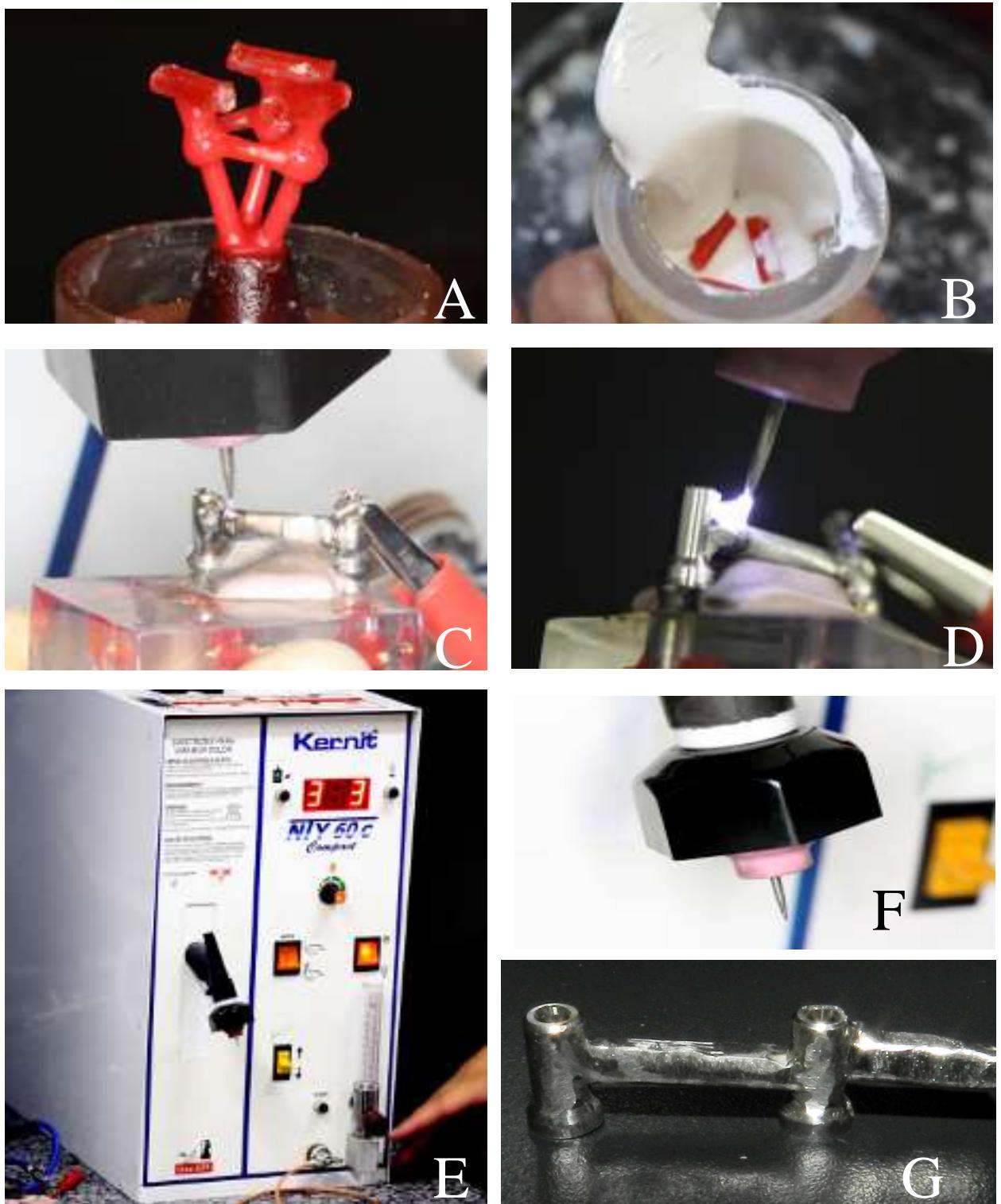
**Figura-5**-Sequência de fabricação final das infraestruturas fundida e soldada de Co-Cr. A) corte na extremidade mais distal do cantilever da supraestrutura de Co-Cr, B) conferência da adaptação e passividade da peça sobre os mini-piliares do modelo de trabalho, C) Solda a laser Sisma Lm 500, D) parâmetros para o processo de soldagem, E) processo de soldagem, F), aspecto final da amostra de Co-Cr fundidas e soldadas a laser.

#### **4.4.2- Confecção da Infraestrutura de Co-Cr Soldada com a Técnica do Arco Voltaico com Ponta de Tungstênio e gás Argônio- Grupo TIG.**

Vinte Barras de Co-Cr foram confeccionadas a partir de barras padrões pré-fabricadas de resina acrílica Ls Pattern® (GC America Inc., Alsip, IL, EUA), essas barras foram incluídas e levadas ao forno a uma temperatura de 950°C, onde depois de alcançada essa temperatura as mesmas eram colocadas em centrífuga manual e através de maçarico era realizado a fundição das barras de Co-Cr.

Após a fundição, foi realizado o acabamento e polimento das peças com pedra de óxido de alumínio e broca de tungstênio. Foram aferidas as medidas de diâmetro com paquímetro analógico Mitutoyo. As barras deveriam ter um diâmetro mínimo de 3,0 a 3,5mm.

As barras de Co-Cr foram então soldadas entre os cilindros de Co-Cr, previamente instalados com torque de 10N/cm, em máquina de solda TIG (Solda Kernit NLY 60 –KERNIT, Indaiatuba, SP, Brasil) com eletrodo de tungstênio afiado em formato de ponta de lápis, por onde se dava também a vazão do gás argônio(10L/s) com pureza de 99,995%, o tempo de solda foi de 3ms e corrente de 3A. As figuras a seguir de número 6A a 6G demonstram a técnica utilizada.



**Figura-6** Sequência de fabricação do grupo Soldado (TIG). A) confecção das barras em resina acrílica, B) inclusão das barras, C e D) processo de soldagem das barras de Co-Cr pré fabricadas, E) máquina de solda Kernit NLY 60, F) ponta de tungstênio da máquina de solda, G) Aspecto final da amostra após processo TIG.

#### 4.4.3- Confecção da Infraestrutura Barra Distal Neodent® - Grupo BDN.

O cilindro da barra distal Neodent® foi instalado com 10N/cm no mini-pilar H.E 4,1mm e na outra extremidade foi instalada a Barra Distal Neodent® também com torque de 10N/cm. As duas estruturas foram unidas entre si por meio de resina acrílica LS Pattern® (GC America Inc., Alsip, IL, EUA), houve o incremento de resina pela técnica de Naelon até que toda a estrutura estivesse com altura de 11mm, espessura de 11mm e comprimento de 25mm. A amostra obtida foi moldada em silicone laboratorial ZetaLabor® (Zhermack, Alemanha), constituindo um molde para a confecção das outras nove Barras distais Neodent®, todas por meio da técnica de Naelon. A seguir figuras de 7A a 7F, demonstrando a confecção do grupo BDN.



**Figura-7**-Sequência de confecção da barra distal Neodent®. A) modelo de trabalho, resina acrílica e barra distal, B) aplicação de torque 10N/cm nos cilindros da barra distal, C aplicação de resina acrílica para construção da supraestrutura, D) modelo de trabalho com a barra distal e início do processo de moldagem, E) modelo negativo para construção da barra distal em resina, F) barras distais confeccionadas.

#### **4.5- Ensaio mecânico de compressão.**

O ensaio de compressão foi executado no Laboratório Integrado de Pesquisa (CPbio – Centro de Pesquisa Odontológico – Biomecânica, Biomateriais e Biologia Celular), da Faculdade de Odontologia na Universidade Federal de Uberlândia. Todas as trinta amostras passaram por ensaio mecânico de flexão na extremidade distal do cantilever. Foi utilizada para isto a máquina EMIC 2000 DL (São José dos Pinhais –PR-Brasil) com uma célula de carga de 1000 N, com velocidade de descida de 0,5mm/min. foi utilizada em todos os testes, a sua velocidade de retorno foi de 500mm/min, limite de carga máximo de 9000N, colapso de 20% e deslocamento máximo de 5mm. O término do ensaio foi considerado quando ocorria fratura da amostra na região da supraestrutura (cantilever) ou deformação plástica com características permanentes da barra, respeitando o descolamento máximo ou provocando o deslizamento da ponta aplicadora. Para a transmissão de força foi confeccionada uma ponta aplicadora de aço com 3,00mm de diâmetro.

O posicionamento das amostras na máquina EMIC (São José dos Pinhais – PR,-Brasil) foi feito por meio de uma mesa para ensaio que serviu de suporte para que as amostras permanecessem estáticas, durante o teste. Figuras 8A a 8 F, ilustram os componentes utilizados para o ensaio bem como o ensaio em cada grupo testado.



**A**



**B**



C



D



E

**Figura-8**-Sequência do ensaio mecânico com os três grupos estudados. A) máquina de ensaio universal EMIC (São José dos Pinhais -PR,-Brasil) com ponta aplicadora e célula de carga, B) mesa e ponta aplicadora, C) ensaio mecânico no grupo TIG, D) ensaio mecânico na barra distal Neodent, E) ensaio mecânico no grupo fundido e soldado -GFS.

Para todas as amostras, após o ensaio de compressão, foi gerado um relatório com força máxima e o deslocamento máximo sofrido pelas amostras. Além disto fez-se análise tátil da presença de desaperto de parafuso e visual da presença ou não de fratura e de alterações no cilindro do mini pilar.

## **4.6- Análise dos dados.**

### **4.6.1 – Análise Estatística**

A análise estatística foi realizada, para a força máxima, com o auxílio do programa SIGMA PLOT versão12.0 (Systat Software, Alemanha), os dados foram analisados usando análise de variância com um fator de estudo (ANOVA one way), seguido pelo teste de Tukey com nível de significância de 5% ( $p<0,05$ ).

### **4.6.2 – Análise qualitativa**

Presença ou não de desaperto dos parafusos, presença ou não de fratura da amostra e alterações no cilindro do mini pilar foram qualitativamente analisados e discutidos.

## 5- RESULTADOS

### 5.1-Ensaio por compressão.

Os resultados do ensaio de compressão estão expressos nos quadros a seguir, sendo quadro 1 – Grupo TIG, quadro 2 – Grupo BDN e quadro 3 – Grupo GFS. As figuras: 9- Grupo TIG, 10- Grupo BDN e 11- Grupo GFS, respectivamente ilustram uma amostra de cada grupo após o ensaio.

Quadro e figura relativos ao ensaio de compressão do grupo TIG.

Amostra	Força (N)	Deslocamento (mm)	Fratura/Região	Desaperto (distal/mesial)	Alterações no cilindro do mini pilar
1	122,6	0,64	Sim/Cantilever	Presente	Ausente
2	361	0,8	Sim/Cantilever	Presente	Ausente
3	448	1,2	Sim/Cantilever	Presente	Ausente
4	360	0,7	Sim/Cantilever	Presente	Ausente
5	412	0,8	Sim/Cantilever	Presente	Ausente
6	920	1,8	Sim/Cantilever	Presente	Ausente
7	484	1	Sim/Cantilever	Presente	Ausente
8	673	1,6	Sim/Cantilever	Presente	Ausente
9	721	1,6	Sim/Cantilever	Presente	Ausente
10	269	0,6	Sim/Cantilever	Presente	Ausente

**Quadro 01-** Resultados do ensaio de compressão grupo TIG, em razão da força, deslocamento, zona de fratura, desaperto do parafuso e alterações no cilindro.



A



B

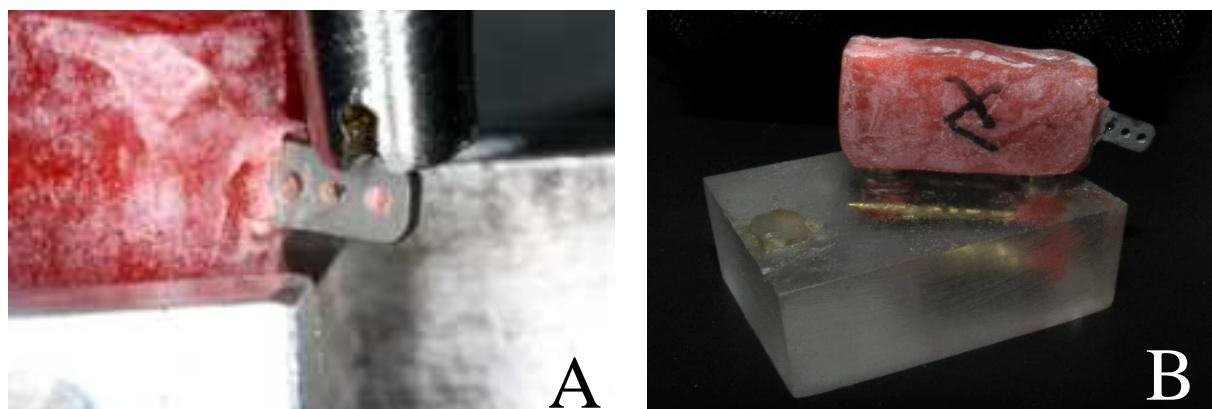
**Figura 9-** Configuração da amostra do grupo TIG após o ensaio de compressão.

A) Fratura na região de solda, B) Aspecto macroscópico da região soldada.

Quadro e figura relativa ao ensaio de compressão do grupo BDN.

Amostra	Força (N)	Deslocamento (mm)	Fratura/Região	Desaperto (distal/mesial)	Alterações no cilindro do mini pilar
1	615	1,5	Ausente	Presente	Ausente
2	711	1,3	Ausente	Ausente/presente	Ausente
3	341	1,5	Ausente	Ausente	Ausente
4	644	1,5	Ausente	Ausente	Ausente
5	579	1,5	Ausente	Ausente	Ausente
6	677	1,7	Ausente	Presente	Ausente
7	579	1,5	Ausente	Presente	Ausente
8	645	1,8	Ausente	Ausente	Ausente
9	506	1,1	Ausente	Presente/ausente	Ausente
10	625	2	Ausente	Ausente	Ausente

**Quadro 02-** Resultados do ensaio de compressão grupo Barra Distal Neodent® em razão da força, deslocamento, zona de fratura, desaperto do parafuso e alterações no cilindro.



**Figura 10** – Aspecto da amostra do grupo BDN após a finalização do ensaio mecânico. A e B) Flexão da amostra do grupo BDN, sofrida após o ensaio de compressão.

Quadro e figura relativa ao ensaio de compressão grupo fundido e soldado - GFS

Amostra	Força (N)	Deslocamento (mm)	Fratura/Região	Desaperto (distal/mesial)	Alterações no cilindro do mini pilar
1	1209	1,8	Ausente	Presente/presente	Deformação no cilindro mesial com expansão do batente
2	1417	2	Ausente	Presente/presente	Ausente
3	1792	2,9	Ausente	Presente/presente	Ausente
4	1698	2,6	Ausente	Presente/ausente	Cilindro do cantilever desadaptou
5	1681	2,6	Ausente	Ausente/ausente	Ausente
6	1460	2,2	Sim/Cantilever	Presente/presente	Ausente
7	1770	1,8	Ausente	Presente/presente	Ausente
8	1643	1,7	Sim/Cantilever	Presente/presente	Ausente
9	2200	1,9	Ausente	Presente/presente	Ausente
10	1308	2	Ausente	Presente/ausente	Ausente

**Quadro 03-** Resultados do ensaio de compressão grupo GFS, em razão da força, deslocamento, zona de fratura, desaperto do parafuso e alterações no cilindro.



**Figura 11-** Finalização por colapso por fratura do grupo GFS. A) Momento em que ocorre a fratura, B) Evidencia da fratura na zona do cantilever.

## 5.2- Resultados análise estatística.

Os resultados encontrados na análise estatística para o item força de compressão estão representados pelas tabelas a seguir :

**Tabela 01 – Análise estatística dos valores de força gerados durante o ensaio de compressão, força em Newtons**

Grupo	Média (N)	Mediana (N)	Desvio Padrão	Erro Padrão
TIG	477,06	430,00	199,19	62,99
BDN	592,20	620,00	105,14	33,20
GFS	1617,80	1662,00	285,16	90,17

**Tabela 02 – Análise de variância para o ensaio de compressão**

Fonte de Variância	Graus de Liberdade	Soma dos quadrados	Média dos quadrados	F	Valor de P
Entre os grupos	2	7537969,664	3768984,832	85,645	<0,001
Residual	27	1188197,264	44007,306		
Total	29	8726166,928			

**Tabela 03- Comparação entre os grupos TIG, BDN e GFS, pelo teste de Tukey.**

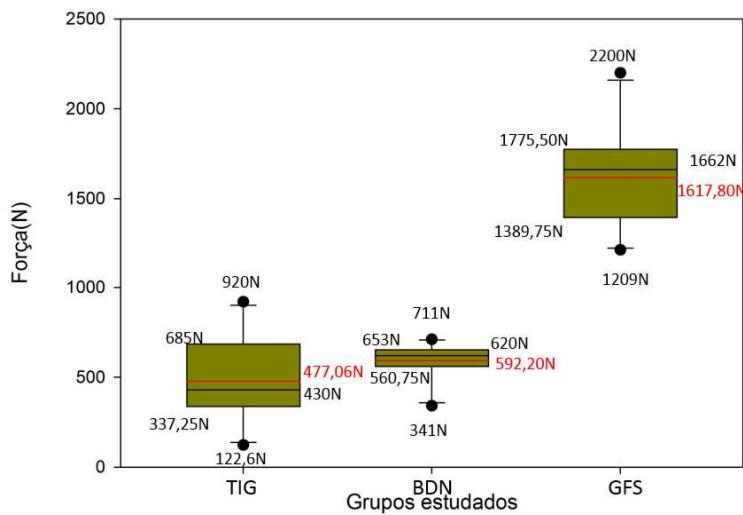
Comparação Grupos	P	P <0,005
TIG x GFS	<0,001	sim
BDN x GFS	<0,001	sim
TIG x BDN	0,727	não

Houve diferença estatisticamente significante  $p<0,001$  entre os grupos barra distal Neudent® e grupo GFS e também entre a o grupo da solda TIG e GFSL, sendo que não existiram diferenças entre a barra distal Neudent e o grupo solda TIG.

A seguir grafico em formato box plot ilustrando os três grupos para fins de comparação, notar que os números em vermelho indicam o valor médio do grupo, os

valores localizados nas linhas indicam respectivamente os maiores e menores valores encontrados, indicando que quanto menor a distância da linha para a caixa maior homogeneidade da amostra, todos os dados apresentados são em razão da força durante o teste flexural.

Gráfico da distribuição dos dados em relação a força(N).



**Gráfico 1-** Gráfico da distribuição dos dados em relação a força em Newtons dos três grupos estudados, grupos TIG, BDN e GFS, notar as diferenças de força e homogeneidade entre os três grupos.

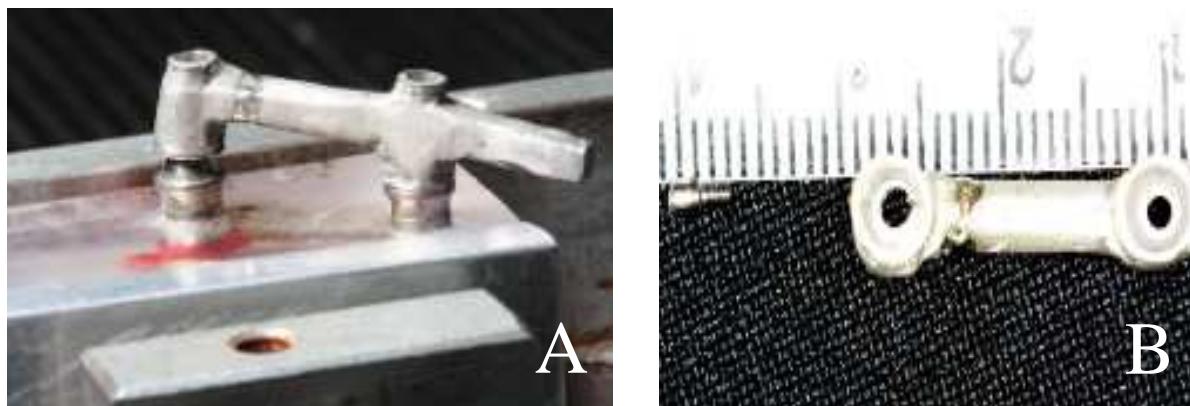
### 5.3 – Resultados Análise Qualitativa

No grupo TIG ocorreu fratura do cantilever em todas as amostras estudadas, não houve desaperto ao final do experimento e não ocorreram alterações no cilindro do mini pilar distal e mesial.

No grupo da Barra Distal Neodent® - BDN, não ocorreu fratura em nenhuma das amostras estudadas, a finalização do teste de compressão se deu pelo deslocamento da ponta aplicadora da barra sobre o centro de resistência da mesma, houve desaperto do parafuso do mini pilar em quatro amostras. Quanto aos parafusos doze parafusos (seis mesiais e seis distais), desapertaram. Não houve alteração do cilindro da barra em relação aos mini pilares cônicos.

No grupo Fundido e Soldado – GFS ocorreu fratura em duas amostras

estudadas sendo que a ocorrência das duas foi na região do cantilever, Houve desaperto de três parafusos (dois mesiais e um distal) e também, alteração de um cilindro mesial que teve a base de assentamento da cabeça do parafuso "stop" alargada. A seguir figura 12 mostra o trespasso sofrido na base do cilindro.



**Figura 12-** A) Trespasso do cilindro mesial e finalização do ensaio, B) Aspecto do cilindro, o alargamento do stop é visível.

## 6- DISCUSSÃO

Uma prótese do tipo protocolo, com características funcionais eficientes, estética adequada e baixo custo de produção é ainda um objetivo para a implantodontia moderna. A utilização de formas alternativas ao modelo tradicional, pode ter essa vantagem. Pesquisar sobre as melhores formas de obtenção dessas barras e avaliar a sua resistência mecânica é muito importante, tanto para o clínico, interessado em melhorar o seu desempenho e produtividade, como também para o Sistema Único de Saúde. O ministério da saúde do Brasil, através de portaria da secretaria de atenção básica a saúde (SAS), especificou em 2010 a inclusão de procedimentos de implantodontia no SUS, para a confecção de próteses sobre implantes e também de procedimentos cirúrgicos, visando dar mais qualidade a população brasileira (Portaria 718/SAS-2010).

Dentre as formas alternativas ao protocolo fundido e soldado, as mais populares para confecção de infraestruturas metálicas são: a técnica do cilindro cimentado, as barras soldadas - soldagem pelo processo TIG ou laser, os sistemas pré fabricados – ex.: Neopronto, a Barra Distal Neodent®, o sistema CAD-CAM (Thomé et al 2006, Vieira et al 2006, Rocha et al 2006).

O sistema CAD-CAM também é uma forma alternativa para a confecção de infraestruturas metálicas (Kapos et al 2009), porém o seu uso ainda permanece distante da maioria dos laboratórios e clínica odontológicas privadas do Brasil, voltadas as classes econômicas B e C, bem como não possuímos dados de utilização, pelo SUS (Silva et al 2013). Como o foco do trabalho são alternativas eficazes e também economicamente viáveis para a grande maioria de pacientes que necessitam de reabilitações do tipo protocolo e também com o intuito de popularizar a técnica, resolvemos não testar o sistema CAD-CAM no presente estudo. Quanto às barras prontas, técnica do cilindro cimentado e até mesmo as barras soldadas a laser, são interessantes alternativas e precisam ser testadas, entretanto são igualmente dispendiosas e fogem do interesse maior deste trabalho. Dentre as técnicas mais simples execução e de menor custo, o presente estudo testou as barras soldadas pelo processo TIG e os protocolos confeccionados a partir das barras distais.

A utilização inicial de um modelo com três implantes, na confecção inicial das amostras, da marca Conexão® (Arujá, São Paulo, Brasil), teve como princípio a intercambialidade desse sistema com o pilar Neodent® (Curitiba, Paraná, Brasil) facilitando a obtenção do modelo de trabalho sem dificultar os procedimentos subsequentes e técnicas utilizadas para aquisição das amostras (Mendonça, et al, 2004). Na confecção do grupo fundido e soldado, optou-se por respeitar as técnicas de fundição e solda dominadas por um conhecido laboratório de prótese dentária de Uberlândia-MG, no qual o Técnico de Prótese Dentária Marco Aurélio Dias Galbiatti, detém conhecimento e experiência na confecção de protocolos soldados e fundidos, sendo referência na região de Uberlândia MG, fazendo este tipo de trabalho a exatos vinte anos. Para a fundição utiliza o forno Vulcan 3-130 (Denstply®, York, Pensilvania, EUA) e para realizar os procedimentos de soldagem a laser, utiliza-se o modelo Sisma LM 500 (Schio, Itália). Como estas técnicas otimizam a obtenção de protocolos soldados e fundidos sem entretanto alterar sua qualidade, para melhor ou pior, pedimos que fossem obtidas como as tradicionalmente feitas para clínicos da região. Bertrand e colegas, em 2004, em sua pesquisa sobre otimização do processo a laser para operadores, atesta que a habilidade e conhecimento do equipamento são fatores que podem melhorar ou piorar a qualidade da solda laser em materiais dentários, sendo necessário o conhecimento prévio e funcional, como também a experiência de uso por parte do TPD. Todos esses requisitos foram obedecidos durante a confecção de todas as amostras do grupo. Quanto à similaridade da qualidade da solda entre os procedimentos de solda brasagem e solda laser, pôde ser comprovada em estudo em MEV (Simamoto, et al, 2008).

Os grupos TIG e GFS tiveram a extensão distal do cantilever com comprimento padronizado em 10mm pois era o mesmo tamanho da extensão distal do grupo pré-fabricado BDN. O comprimento das amostras foi medido utilizando um paquímetro manual (Mitutoyo, Japão), em que uma haste era posicionada paralela a extensão distal da barra distal tocando o cilindro da barra e a outra haste ia até a extremidade final. Todos os outros grupos seguiram essa mesma metodologia para evitar que houvesse um desvio de medição. Entretanto as informações do fabricante indicam que a extensão da Barra Distal Neodent® é de 8,5mm, acreditamos que a diferença de medição deve-se ao fato de que a haste está posicionada saindo do cilindro do mini pilar e não a partir da extensão de titânio da barra, e esta diferença é da ordem de 1,5mm.

Cantilevers maiores provavelmente incrementam negativamente os resultados aqui obtidos (Shackleton et al 1994).

Quanto aos resultados, no quesito força de compressão, o grupo com maior heterogeneidade foi o grupo TIG, em que os valores flutuaram de 122,6N a 920N. Seu coeficiente de variância para a força de compressão foi de 49,18%, sendo bem superior aos demais grupos estudados. A distribuição dos dados foi normal e a média da força de compressão necessária para a fratura do cantilever no grupo TIG foi 477,06N. Em relação a razão força por deslocamento podemos observar uma grande variação de valores, onde a fratura ocorreu com um deslocamento inicial de 0,64mm até um deslocamento máximo com fratura no cantilever de 1,8mm para uma força máxima de 920N, sendo o seu coeficiente de variância de 41,07% para o deslocamento. Todas as amostras do grupo TIG tiveram a extensão distal de seu cantilever rompida ou fraturada, sendo a fratura sempre em região de solda distal. Visualmente não houve a penetração da solda, sendo a mesma apenas superficial. No grupo TIG não houve desaperto do parafuso do cilindro do mini pilar, apesar das amostras terem sido submetidas a uma carga de 920N, o que poderia ocasionar o desaperto. Deve-se ainda ressaltar a utilização de um cilindro de Co-Cr maciço para a realização da soldagem, que possui espessura de 0,5mm, o que dificultou o processo de soldagem por parte do soldador, havendo repetição das soldas em algumas amostras pois era comum o cilindro derreter na região de solda. Por tudo isto, os autores deste trabalho acreditam que, para futuros trabalhos com soldagem direta TIG, se faz necessário o aumento da espessura do cilindro de Co-Cr, o que poderia resultar em um melhor aprofundamento e penetração da solda, melhorando os valores em ensaios de compressão e também da resistência final do material para utilização clínica (Silva et al 2013).

Pereira em sua dissertação de mestrado, de 2012, sobre “Análise da adaptação e resistência à flexão em infraestruturas de Co-Cr sobre implantes, utilizando soldagem TIG”, encontrou valores semelhantes ao presente estudo, utilizando medidas da barra em diâmetro de 3,0mm soldadas diretamente na região do cilindro sem adição de solda. O estudo obteve como resultado máximo de resistência a flexão o valor de 518,24 N, valor bastante próximo aos valores aqui obtidos, que em média foram de 477,06 N.

A seguir, figura ilustrativa mostrando o derretimento do cilindro de uma amostra preservada do grupo TIG, durante o procedimento de soldagem.



**Figura 13-** Derretimento do cilindro mesial, durante o processo de soldagem TIG.

O grupo BDN teve uma distribuição normal para a força, sendo o valor mínimo encontrado de 341N e o máximo de 711N, resultando numa média de 592,2N. Não houve uma oscilação grande de valores, o coeficiente de variância para a força de compressão foi de 17,73% evidenciando uma distribuição normal. Quanto a razão força x deslocamento, a mesma teve pouca variação obtendo uma média de 1,54mm e valor máximo de 2,0mm e mínimo de 1,3mm. Seu coeficiente de variância foi de 16,26% para o deslocamento, o que nos leva a inferir que a resina acrílica ativada quimicamente ajuda a propiciar uma maior resistência ao conjunto cilindro e barra distal (Lee et al, 2010) sendo responsável por dissipar parte da força de compressão quando da sua decomposição. Não houve fratura em nenhuma das amostras observadas, entretanto a barra distal sofreu colapso em sua estrutura (figura 14), O desaperto ocorrido em seis parafusos distais do mini-pilar do cantilever pode estar relacionado com a força de compressão exercida que criou um momento de flexão no sistema, ocasionando o desaperto do parafuso. Visualmente, o cilindro de todas as amostras do grupo BDN se manteve íntegro não sendo verificado nenhuma anomalia. Isso pode ter acontecido devido a própria flexão da barra quanto ao desaperto sofrido por alguns parafusos do grupo. Durante a confecção amostral o grupo BDN foi o mais fácil e rápido de se obter, sendo esse um fator positivo e que deve ser levado em conta quanto da sua utilização por parte do profissional (Thomé et al 2006, Sartori et al 2012).

A seguir, figura ilustrativa demonstrando o colapso sofrido por uma amostra do grupo BDN. A máquina de ensaio parava automaticamente após um colapso de 20% na estrutura ou deslize da ponta aplicadora.



**Figura –14** Colapso da amostra 07 do grupo BDN.

A força máxima observada no grupo GFS foi de 2200N e a mínima de 1209N, sendo a média de força de 1617,80N. O coeficiente de variância do grupo GFS foi de 17,63% mostrando uma alta homogeneidade da amostra. O grupo GFS foi o que mais suportou as forças de compressão da ponta aplicadora, sendo considerado padrão ouro por muitos pesquisadores e utilizado rotineiramente em suas pesquisas (Zarb et al 1990, Schnitman et al 1990, Jaffin & Berman 1991, Naert et 1992, Lindquist et al 1996). O deslocamento máximo foi de 2,9mm, e o mínimo foi de 1,7mm, valores bem superiores ao encontrados nos outros grupos. Apesar disso, o seu coeficiente de variância para o deslocamento foi de 19,15%, dando uma distribuição normal para os valores obtidos nas amostras deste grupo. No grupo GFS, a finalização do teste se dava quando ocorria fratura da amostra, desadaptação do cilindro no mini pilar e também por fratura do modelo de trabalho utilizado, devido à alta força compressiva exercida pela ponta aplicadora na região do cantilever. Nenhuma das amostras estudadas desse grupo fraturou na região de solda, diferentemente do observado no trabalho de Nomoto e colaboradores, em 2010, em que a fratura ocorria na região da solda, provavelmente devido ao fato de que a solda estava distante da região do cantilever. Em uma das amostras ocorreu fratura na região do cantilever devido a uma bolha de ar adquirida durante o processo de fundição da peça em monobloco (figura 15). O desaperto que ocorreu em alguns parafusos do grupo pode ser

explicado pela força de flexão exercida no mesmo, durante o processo de aplicação de carga. Um fato interessante que ocorreu nesse grupo foi o trespasso do “stop” do cilindro na porção mesial da amostra. Acredita-se que isso se deve a fragilidade do “stop” e também a alta força induzida no sistema que sobrepuja a capacidade mastigatória de uma pessoa normal. A seguir, figura evidenciando a bolha de ar, resultando na fratura da amostra.



**Figura- 15)** Fratura na região de bolha formada durante o processo de fundição do grupo GFS.

No presente estudo, por meio dos resultados obtidos, pôde-se observar que os dois protocolos alternativos TIG e Barra Distal Neodent®, apesar de serem mais rápidos em execução laboratorial, ainda não possuem a mesma resistência a força de compressão, quando comparados ao modelo tradicional, sistema fundido e soldado. Entretanto, diversos trabalhos (Sjögren et al 1988, Silveira Junior et al 1999, Lazzara et al 2004, Thomé et al 2006, Sartori et al 2012) indicam a necessidade de se estudar mais os protocolos alternativos pois com certeza serão uma realidade num futuro próximo. Embora os resultados demonstrem uma superioridade do grupo GFS em relação a solda TIG e Barra Distal Neodent®, a maioria das amostras nos grupos, suportaram cargas acima de 400N, força total de mordida apontada (Kikuchi, et al, 1997).

Rosa et al, 2012 em seu trabalho sobre eficiência e força mastigatória verificou que no grupo controle a carga máxima oclusal aferida foi de 460N na região de molares em pacientes dentados, com média de  $388 \pm 88$ N. No grupo solda TIG quatro amostras resistiram a uma carga de compressão superior a 460 N. No grupo Barra Distal Neodent® valores superiores a 460 N foram encontrados em 9 das 10 amostras estudadas e no grupo soldado e fundido (GFS) todas as amostras tiveram o valor superior a carga máxima oclusal. Pode-se inferir que valores superiores a carga máxima oclusal possuem uma certa segurança para sua utilização como elemento definitivo. Neste raciocínio, a barra distal leva importante vantagem sobre a solda TIG, mesmo sendo estatisticamente similares.

Tecnicamente falando, a Barra Distal Neodent® apesar de ter resultados semelhantes ao grupo TIG (tabela 3) tem a vantagem de não necessitar de uma etapa laboratorial que envolva a fundição ou soldagem de peças, economizando tempo na confecção de próteses do tipo protocolo. Além disso ela é utilizada como forma de reabilitação provisória em casos de próteses protocolos imediatos possibilitando a adequada maturação do tecido periimplantar e gengival e favorecendo a manutenção da dimensão vertical do paciente

Atualmente o padrão ouro para a confecção de infraestruturas metálicas para próteses do tipo protocolo foi bem caracterizada no grupo GFS onde pode-se notar a superioridade em termos de resistência mecânica a compressão, em relação aos outros grupos. Porém, o processo de fabricação de uma supraestrutura metálica de Co-Cr é caro e demorado, sendo necessário a busca por formas alternativas de construção destas infraestruturas. Ressalta-se que apenas custo e tempo de fabricação são questionados, apesar do custo de fabricação ser alto. Vogel et al 2013, em trabalho de revisão da literatura, concluem que a qualidade de vida e também a satisfação do paciente compensam o alto custo de uma reabilitação com próteses sobre implantes.

Como pode se notar, o grupo TIG apresentou grandes falhas estruturais, reveladas por meio do ensaio em máquina universal. Esse grupo foi o mais difícil (sensível) na confecção das amostras e apesar de todas terem sido realizadas pelo mesmo profissional, ainda assim houve falhas no processo de soldagem. Entretanto, a força média observada no grupo TIG é similar à da Barra Distal Neodent®, que já é utilizada no

mercado de forma provisória. A sugestão proveniente deste trabalho para as barras soldadas a TIG, já falada anteriormente, é que novos cilindros, mais espessos sejam fabricados até se obter uma espessura mínima em que os problemas relatados não ocorram. Surge também a dúvida de como se comportariam as barras distais se tiverem 0,5 a 1,00 mm aumentados em sua largura, o que pouco interferiria na técnica, no que se refere ao espaço interoclusal.

## **7- CONCLUSÃO**

De acordo com as limitações do estudo, e de acordo com os dados obtidos pelo presente estudo, tanto o grupo Solda TIG como o Barra Distal Neodent® (Curitiba, PR, Brasil) tiveram estatisticamente o mesmo desempenho, sendo ambos inferiores ao grupo Fundido e Soldado, devendo este continuar sendo o padrão ouro adotado pelos profissionais em casos clínicos definitivos em que o trabalho protético será muito exigido mecanicamente, como grandes cantilevers e padrão muscular forte.

Desta forma as duas técnicas alternativas podem ser utilizadas como métodos provisórios para a confecção de protocolos mandibulares. Ambos só devem ser utilizados como definitivos em casos de pacientes com carregamento oclusal favorável, mediante informação e consentimento do mesmo.

## REFERÊNCIAS\*

1

- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Bränemark PI. A 15-YEAR STUDY OF OSSEointegrated IMPLANTS IN THE TREATMENT OF THE EDENTULOUS JAW. *Int J Oral Surg.* 1981; 10:387–416.
- Bertrand C, Le Petitcorps Y, Albingre L, Dupuis V. The laser welding technique applied to the nonprecious dental alloys procedure and results. *Br Dent J* 2001 Mar 10; 190(5):255–7
- Bertrand C, Petitcorps Y Le, Albingre L, Dupuis V. Optimization of operator and physical parameters for laser welding of dental materials. *Br Dent J* 2004 April 10, 196(7):413-418.
- Bidez M, Misch C. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol.* 1992; 18(3):264-274.
- Bränemark PI; Engstrand, P; Ohrnell, LO; Grondahl, K; Nilsson, P; Hagberg, K; Darle, C; Lekholm U. Bränemark Novum. A new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 1999. 1(1):2–16.
- Brunski JB, Puleo D A, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15(1):15–46.
- Chiapasco M, Gatti C, Rossi E, Haefliger W, Markwalder TH. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. *Clin Oral Implant* 8(6):48–57.
- Costa, EMV; Neisser, MP; Bottino M. Multiple-unit implant frames: one-piece casting vs. laser welding and brazing. *J Appl Oral Sci.* 2004; 12(3):227–31.
- Dekon SF de C, Zavanelli AC, Baleeiro RP. Utilização De Prótese Parcial Fixa Com Cantilever: Revisão de Literatura. *Rev Odontológica Araçatuba.* 2009;29(2):66–70.
- Duyck J, Oosterwyck H. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin oral Implant.* 2000 Oct; 11(5):465-75.
- Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants - (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci.* 1998; 106:721–64.
- Guzmán PC, Freitas F. Influence of different cantilever extensions and glass or polyaramid reinforcement fibers on fracture strength of implant-supported temporary. *J Appl Oral.* 2008; 16(2):111–115.

---

\* De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline, (Pubmed)

- Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brânemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol.* 1991 Jan; 62(1):2–4.
- Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. *Implant Dent.* 1997; (7):329–36
- Kapos T, Ashy LM, Gallucci GO, Weber H-P, Wismeijer D. Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009 Jan; 24 Suppl(1):110–117.
- Kikuchi M, Korieth TWP, Hannam AG. The Association among Occlusal Contacts, Clenching Effort, and Bite Force Distribution in Man. *J Dent Res.* 1997 Jun ; 76(6):1316–25.
- Krekmanov L, Kahn M. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Maxillofac Implant.* 2000; 15(3):405–14.
- Lazzara RJ, Testori T, Meltzer A, Misch C, Porter S, del Castillo R, et al. Immediate Occlusal Loading (IOL) of dental implants: predictable results through DIEM guidelines. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2004 May; 16(4):3–15.
- Lee HJ, Sartori AMI, Alcântara PR, Vieira RA, Suzuki D, Gasparini KFF, Tiossi R. Implant stability measurements of two immediate loading protocols for the edentulous mandible: rigid and semi-rigid splinting of the implants. *Implant Dentistry.* Dec 2012 (6):486-490.
- Lee G, Engelmeier RL, Gonzalez M, Powers JM, Perezous LF, O’Keefe KL. Force needed to separate acrylic resin from primed and unprimed frameworks of different designs. *J Prosthodont.* 2010 Jan; 19(1):14–9.
- Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clin Oral Implants Res.* 1996 Mar; 7(4):329–36.
- Mendonça G, Neves FD, Prado CJ, Fernandes AJN. Estudo comparativo do ajuste entre implantes e pilares de seis diferentes sistemas. *Robrac.* 2004; 36 (13):38-42
- Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent* 1992; 68(18):949–956.
- Nomoto R, Takayama Y, Tsuchida F, Nakajima H. Non-destructive three-dimensional evaluation of pores at different welded joints and their effects on joints strength. *Dent Mater.* The Academy of Dental Materials; 2010 Dec; 26(12):e246–52.
- Pereira CLC. Análise da adaptação e resistência à flexão em infraestruturas de Co-Cr sobre implantes, utilizando soldagem TIG [dissertação], Belém, Universidade Federal do Pará/UFPA; 2012.

Portaria 718/SAS - 2010. Secretaria de Atenção Básica, Ministério da Saúde, Governo Federal do Brasil. Acessado pela internet no site:  
[http://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/sas/2010/prt0718\\_20\\_12\\_2010.html](http://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/sas/2010/prt0718_20_12_2010.html).

Popper HA, Popper MJ, Popper JP. Teeth in a day. The Bränemark Novum system. The New York State Dental Journal. 2003; 69(8):24-27.

Rocha R, Pinheiro A, Villaverde A. Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd:YAG laser or TIG welding. Braz Dent J. 2006; 17(1):20–23.

Romanos GE, Gupta B, Eckert SE. Distal cantilevers and implant dentistry. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012;27(5):1131–6.

Silva J, Hotta T H, Matsumoto W. Avaliação da resistência flexural entre diferentes métodos de soldagem. ImplantNews 2013;10(1):96-104.

Silveira-Júnior CD, Neves FD, Fernandes-Neto AJ, Prado CJ, Simamoto-Júnior PC. Influence of different tightening forces before laser welding to the implant/framework fit. J Prosthodont. 2009 Jun 18(4):337–41.

Simamoto PCJ, Novais VR, Nóbilo MAA, Barbosa GASB et al. Influência do tipo de soldagem na qualidade da adaptação de infra-estrutura protética: análise por microscopia eletrônica de varredura. Arquivos em Odontologia. 2008; 44(1) 23-29.

Schnitman P. Immediate fixed interim prostheses supported by two-stage threaded implants: methodology and results. J Oral. 1990; 16(2):96–105.

Schnitman PA, Wöhrle PS, Rubenstein JE, DaSilva JD, Wang NH. Ten-year results for Bränemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997; 12(4):495–503.

Shackleton J, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. J Prosthet. 1994; (1):23–26.

Sjögren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. Acta Odontol. 1988; 46(4):247–53.

Stewart R, Desjardins R. Fatigue strength of cantilevered metal frameworks for tissue-integrated prostheses. J Prosthet. 1992; 68(1):83–92.

Suzuki T, Kumagai H, Yoshitomi N, McGlumphy EA. Occlusal contacts of edentulous patients with mandibular hybrid dentures opposing maxillary complete dentures. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999; 14(4):504–509.

Tarnow DP, Emtiaz S, Classen A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997; 12(3):319–24.

Thomé G; Hermann C; Melo ACM; Molinari ARD et al. Utilização da Técnica da Barra Distal em Mandíbulas Edêntulas com Carga Imediata. RGO. 2006; 54(2):165–168.

Vieira R, Souza J, Thomé G, Melo A, Sartori I. Neopronto: Reabilitação de Mandíbulas com barras pré-fabricadas. RGO. 2006; 54(3):254–60.

Vogel R, Smith-palmer DDSJ, Valentine DW. Evaluating the Health Economic Implications and Cost-Effectiveness of Dental Implants : A Literature Review. 2013;

Wolfinger GJ, Balshi TJ, Rangert B. Immediate functional loading of Bränemark system implants in edentulous mandibles: clinical report of the results of developmental and simplified protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003; 18(2):250–7.

Young F A, Williams KR, Draughn R, Strohaver R. Design of prosthetic cantilever bridgework supported by osseointegrated implants using the finite element method. *Dent Mater*. 1998 Jan; 14(1):37–43.

Zarb G a, Schmitt a. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent*. 1990 Aug; 64(2):185–94.

Zanardi PR, Costa B, Stegun RC, Sesma N, Mori M, Laganá DC. Connecting accuracy of interchanged prosthetic abutments to different dental implants using scanning electron microscopy. *Braz. Dent. J.* 2012, vol.23, n.5, pp. 502-507.