



Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto



Beatriz Roque Kubata

Avaliação do destorque dos parafusos de barras metálicas tipo protocolo de Branemark obtidas pela técnica de enceramento convencional monobloco e soldagem TIG, sujeitas a cargas em diferentes extensões do cantilever

Ribeirão Preto
2019

Beatriz Roque Kubata

Avaliação do destorque dos parafusos de barras metálicas tipo protocolo de Branemark obtidas pela técnica de enceramento convencional monobloco e soldagem TIG, sujeitas a cargas em diferentes extensões do cantilever

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Ciências pelo programa de Pós-Graduação em Odontologia (Reabilitação Oral)

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Rossana Pereira de Almeida

Ribeirão Preto
2019

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO DO TEOR TOTAL OU PARCIAL
DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO,
PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

FICHA CATALOGRÁFICA

Kubata, Beatriz Roque

Avaliação do destorque dos parafusos de barras metálicas tipo protocolo de Branemark obtidas pela técnica de enceramento convencional monobloco e soldagem TIG, sujeitas a cargas em diferentes tensões do cantilever. Ribeirão Preto, 2019.

Páginas: 97. : il.; 30cm

Dissertação de mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Versão corrigida da dissertação. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o Programa;

Orientadora: Prof. Dr. Rossana Pereira de Almeida

1. Protocolo de Branemark. 2. Destorque. 3. Cantilever. 4. Monobloco. 5. Solda TIG.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Beatriz Roque Kubata

Avaliação do destorque dos parafusos de barras metálicas tipo protocolo de Branemark obtidas pela técnica de enceramento convencional monobloco e soldagem TIG, sujeitas a cargas em diferentes extensões do cantilever

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: __/__/__

Presidente:

Prof. Dr. _____

Assinatura: _____

Banca Examinadora:

1) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Dedico a **Deus**, por ter me dado a força e as bênçãos necessárias para que eu pudesse sempre seguir em frente.

A minha mãe, **Marilia**, por ter me ensinado os valores e princípios da vida. Sempre me auxiliando e colocando minha educação em primeiro lugar. Obrigada por ter sido essa pessoa sensacional durante toda a minha vida, por ter me apoiado sempre que precisei e por sempre me incentivar a ser melhor. Você me inspira e me motiva todos os dias e é uma das principais responsáveis pelo meu sucesso. Te amo!

Em memória de meu pai, **Ricardo**, que sempre colocou sua família em primeiro lugar e trabalhou para poder nos dar uma educação de qualidade e conforto durante toda a vida. Obrigada meu pai, você é a minha maior inspiração, tenho um orgulho enorme de ser sua filha. Amo você!

Ao meu padrinho, **Murilo**, que sempre me motivou e me auxiliou nos estudos, fazendo o possível para que eu pudesse ter uma formação de excelência tanto na graduação, quanto na pós graduação. Obrigada meu tio, por ser tão presente e tão especial. Amo você.

Ao **Derick**, que sempre me motiva a evoluir e pelo apoio nessa etapa tão importante da minha vida. Obrigada por me escutar, me acalmar e me ajudar a sempre seguir em frente, encarando os problemas com tanta positividade. Obrigada por ser sempre um conforto no meu dia a dia. Essa é a primeira conquista de todas as outras que nos esperam. Amo você.

Ao meu irmão **Fabio**, que esteve ao meu lado durante todos os momentos da vida, me dando suporte e apoio, me incentivando a evoluir sempre. Obrigada, meu irmão! Continue sempre sendo essa pessoa maravilhosa e esforçada. Amo você.

A *GRADECIMENTOS ESPECIAIS*

A minha orientadora, **Prof. Dr. Rossana Pereira de Almeida**, pela parceria durante esses dois anos, onde pude evoluir como pessoa e como profissional. Obrigada pelos seus ensinamentos, pela paciência e pela dedicação. Eu tenho uma admiração enorme pela senhora, e esse foi um dos motivos de ter me inspirado a entrar na pós-graduação. Todos “obrigados” do mundo serão poucos para agradecer tudo o que faz por nós. Gratidão eterna.

Ao **Prof. Dr. Wilson Matsumoto**, pela parceria nesse trabalho, por ter colaborado desde o início e pela paciência que teve durante esses dois anos. O senhor é um professor extraordinário, um dos meus maiores exemplos profissionais. Desejo, um dia, ser pelo menos metade do profissional que o senhor é. De coração, meu muito obrigada!

A **Prof. Dr. Takami Hotta**, por ter auxiliado nesse trabalho e se mostrado sempre disponível para solução de dúvidas e auxílio na redação. Muito obrigada por ser tão paciente e por conseguir solucionar minhas dúvidas tão claramente.

A *GRADECIMENTOS*

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo** (FORP-USP) por ter me proporcionado uma formação tão gratificante tanto na graduação quanto na pós-graduação.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral** da FORP-USP, por todas as oportunidades oferecidas. Agradeço também a todos os professores do programa que de uma maneira ou outra fizeram parte da minha formação.

Ao **Departamento de Materiais Dentários e Prótese** da FORP-USP pela organização e oportunidades. A todas as funcionárias da secretária deste Departamento pelo suporte oferecido. A vocês, meu muito obrigada.

À engenheira **Ana Paula Macedo** do Departamento de Materiais Dentários e Prótese pela ajuda com a análise estatística.

Ao técnico **Edson**, pela ajuda com o manuseio da máquina de simulação de mastigação.

Aos colegas **Priscilla, Thalisson e Patrícia** por toda ajuda que me deram ainda no período de seleção do mestrado. Vocês me incentivaram a prestar o mestrado e serei sempre grata a isso.

Aos colegas que estiveram comigo no dia a dia e acompanharam de perto todo o desenrolar deste trabalho: **Gabriela, Isabela, Ingrid, Otávio, Anselmo, Julio e Ebele**. Muito obrigada pela força e por terem tornado o trabalho muito mais leve.

Ao **Laboratório Dentlab**, em nome do proprietário **João**, pelo suporte e serviço prestados, sempre com total atenção e gentileza. Muito obrigado pelo apoio.

À **CAPES** (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pelo apoio financeiro concedido durante meio período do mestrado.

Obrigada a todos que de alguma forma fizeram parte dessa etapa.

*O período de maior ganho em conhecimento da vida de alguém
é o período mais difícil da vida de alguém.
Dalai Lama*

RESUMO

KUBATA, B.R. Avaliação do destorque dos parafusos de barras metálicas tipo protocolo de Branemark obtidas pela técnica de enceramento convencional monobloco e soldagem TIG, sujeitas a cargas em diferentes extensões do cantilever [Dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2019.

O objetivo deste estudo foi avaliar a perda de torque dos parafusos de barras metálicas tipo protocolo de Branemark obtidos pela técnica de enceramento convencional em monobloco e soldagem TIG, sujeitas as cargas em diferentes extensões de cantilever. Para isso, foram feitos 30 modelos, onde foram confeccionadas 15 barras em monobloco (5 com cantilever de 10mm, 5 com cantilever de 15mm e 5 com cantilever de 20mm) e 15 barras com secção e soldagem TIG entre os parafusos 02 e 03 (5 com cantilever de 10mm, 5 com cantilever de 15mm e 5 com cantilever de 20mm). Após a fundição e soldagem das barras, os parafusos foram numerados de 1 a 4 e realizou o torque de apertamento inicial de 10N.cm seguindo a ordem (P2, P4, P3, P1). Após 10 minutos, foi feita a checagem e o retorque a 10N.cm, novamente na mesma ordem. As barras foram levadas para máquina de simulação de mastigação, onde foram submetidas à carga vertical cíclica de 120N nos diferentes comprimentos de cantilever, foram realizados 250 mil ciclos com frequência de 2Hz. Com a conclusão da simulação, foi feita a análise da perda de torque dos parafusos da barra, obedecendo mesma ordem para desparafusar. Foi realizado o teste de Brunner Langer no programa R e pós teste de Friedman corrigido por Benjamini-Hochberg (fdr) ($p= 5\%$). A análise dos resultados demonstrou que não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os diferentes tamanhos de cantilever ou entre os tipos de barra, em monobloco ou soldadas. Já entre os parafusos, houve diferença significativa tanto para solda TIG quanto para fundição em monobloco, onde o P1 teve maior valor de perda de torque quando comparado a P2, P3 e P4. Conclui-se, então, que todos os parafusos apresentaram perda de torque após a ciclagem termomecânica, o parafuso 1 apresentou maior perda de torque em relação aos demais em todos os tipos de barras e extensão de cantilever. A extensão do cantilever ou tipo de barra utilizada não teve influência na perda de torque.

Palavras-chave: Protocolo de Branemark; Destorque; Cantilever; Monobloco; Solda TIG;

ABSTRACT

KUBATA, B.R. Evaluation of loosening torque of metal structure Branemark protocol-type screws obtained by conventional monoblock and TIG welding to load in different extensions of cantilever [Dissertation]. Ribeirão Preto: University of São Paulo, University of Dentistry of Ribeirão Preto; 2019.

The aim of this study was to evaluate the loosening torque of metal structure Branemark protocol-type screws obtained by conventional monoblock and TIG welding to load in different extensions of cantilever. For this, 30 metal bars were made from a master model, simulating a prosthesis with 4 implants, which 15 of these bars were made by conventional monoblock (5 with 10mm cantilever, 5 with 15mm cantilever and 5 with 20mm cantilever) and 15 by TIG welding technique (5 with 10mm cantilever, 5 with 15mm cantilever and 5 with 20mm cantilever). After casting and welding the bars the screws were numbered (1-4) and started the initial torque of 10N.cm by the order P2, P4, P3 and P1. After 10 minutes was made a retorque of 10N.cm in the same order. The bars were taken to the chewing simulator machine and submitted to a cyclic vertical load of 120N in each cantilever in 250.000 cycles in a 2Hz frequency. Concluded the simulation, the loosening torque of the screws were analyzed in the same order. Brunner Langer test was performed in program R and after Friedman test corrected by Benjamini-Hochberg (fdr) ($p = 5\%$). The results showed that no statistically significant difference was found between the different cantilever size or between the bars (monoblock or TIG welded). However the screws had a significant difference for both TIG welded and monoblock casting, with P1 had a higher value of loosening torque compared to P2, P3 and P4. All screws showed torque loss after thermomechanical cycling, screw 1 showed greater torque loss compared to the others in all types of bars and cantilever extension. The length of the cantilever or the type of bar used had no influence on the torque loss.

Key-words: Branemark protocol; loosening torque; cantilever; monoblock; TIG welding.

SUMÁRIO

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO.....	33
REVISÃO DE LITERATURA.....	39
PROPOSIÇÃO.....	61
MATERIAL E MÉTODO.....	65
Confecção do modelo mestre	65
Confecção dos modelos em poliuretano	65
Confecção dos modelos de gesso.....	67
Confecção das barras.....	68
Ensaio de simulação de mastigação.....	70
Destorque.....	71
RESULTADOS.....	75
DISCUSSÃO.....	81
CONCLUSÕES.....	87
REFERÊNCIAS	91

INTRODUÇÃO

A ausência dental, seja ela parcial ou total, tem uma interferência significativa na vida do indivíduo, pois limita a sua fala, dificulta a mastigação e afeta, negativamente, a autoestima. (Ferreira et al, 2006)¹

O desdentamento, tanto total quanto parcial, pode modificar os hábitos alimentares, pois os pacientes procuram alimentos macios ou líquidos, que muitas vezes possuem valores nutritivos críticos. (Ferreira et al, 2006¹ e Silva, Magalhães e Ferreira 2010²)

Para poder reestabelecer a qualidade de vida do indivíduo desdentado, o cirurgião dentista possui um leque de tratamentos reabilitadores. Dentre esses tratamentos reabilitadores estão inclusos as próteses totais removíveis, próteses parciais removíveis, próteses fixas sobre dentes e próteses fixas sobre implante. (Ferreira et al., 2006¹ e Silva, Magalhães e Ferreira 2010²). Os diversos tipos de próteses têm como objetivo devolver a função, estética e fonética do paciente. (Silva, Magalhães e Ferreira, 2010)²

Em caso de pacientes desdentados totais, existem algumas dificuldades no tratamento reabilitador, devido, principalmente, a adaptação e estabilidade das próteses totais removíveis inferiores. Como uma alternativa para o tratamento reabilitador de um paciente desdentado total, existe a prótese total fixa sobre implantes. (Machado et al 2013³, Costa et al 2013⁴)

O sucesso de uma reabilitação oral está relacionado com a utilização de técnicas e materiais adequados que possibilitem uma prótese fixa suportada por dentes ou implantes. Para que isso aconteça é necessário uma distribuição uniforme de forças e uma adaptação exata e passiva (Rosenstiel, Land e Fujimoto, 2001⁵, Misch, 2009⁶) e, com o advento da inovação tecnológica no setor odontológico, mais opções de técnicas e de materiais estão sendo colocados à disposição do profissional, somando-se ao convencional.

Como no implante não há a presença do ligamento periodontal, o mesmo não apresenta a capacidade adaptativa do dente, então, na prótese sobre implante, a adaptação passiva das estruturas é requisito importante para o sucesso do tratamento reabilitador. Essa adaptação passiva ocorre, em teoria, quando a prótese não produz tensão sobre os implantes e o osso circundante. (Sahin e Çehreli, 2001)⁷

Utilizando uma fórmula de previsão de regressão linear, foi descoberto uma adaptação cervical aceitável estaria entre 34 e 119µm. (Ng J, Nuse D, Wyatt C, 2014)⁸

No entanto, deve ser considerada a dificuldade técnica na obtenção dessa adaptação, principalmente, em próteses extensas ou com estruturas metálicas fundidas em monobloco (American Dental Association, 1972)⁹. As fundições em monobloco que tenham extensão maior que três unidades não são recomendadas devido à distorção produzida pela expansão

não uniforme do revestimento (Stade, Reisbick e Preston, 1975)¹⁰. Uma forma de contornar essa dificuldade é o emprego da soldagem para proporcionar melhor adaptação que as fundições em monobloco com comprimento semelhante (Anusavice, 2005¹¹, Anusavice et al., 1985¹²).

A soldagem dos segmentos da prótese reduz possíveis defeitos durante a fabricação da estrutura metálica favorecendo a adaptação e distribuição de forças, minimizando traumas ou falhas na prótese. (Souza et al., 2000)¹³

Os materiais para prótese dentária, além das propriedades mecânicas, devem apresentar biocompatibilidade, resistência à corrosão e facilidade de trabalho, permitindo um excelente controle da qualidade técnica, especialmente no que se refere à fundição e ao processo de soldagem. Dentre os materiais que atendem a esta finalidade estão as ligas de níquel-cromo, cobalto-cromo, paládio-prata, prata-paládio, ouro-paládio-prata, ouro-paládio e o titânio e suas ligas (American Dental Association, 1972)⁹.

Devido à necessidade de uma busca pela perfeita adaptação e assentamento de peças protéticas, a soldagem se tornou um processo comum na Odontologia (Silva, 2007)¹⁴.

Técnicas e equipamentos de solda foram desenvolvidos para a prática odontológica como, por exemplo, a solda a laser (Gordon, Smith, 1970)¹⁵ e a solda a arco elétrico em atmosfera de gás inerte - TIG (Tungsten Inert Gás) (Ueno, 1994)¹⁶ que vieram somar à técnica convencional com maçarico ou chama direta (Anusavice, 2005¹¹, Marques, 1991¹⁷).

A técnica de soldagem por chama direta produz a união dos metais pelo aquecimento das partes a serem soldadas, onde é necessário utilizar de uma liga de solda. Por apresentar baixo custo e fácil utilização, esse método foi muito utilizado, porém essa técnica produz oxidação, porosidade e sobreaquecimento devido as altas temperaturas necessárias para atingir a fluidez da solda até o preenchimento do espaço a ela destinado, podendo levar a distorções (Anusavice et al., 1985)¹², contra-indicando o seu uso em casos de próteses parciais fixas com grandes espaços e com cantilever.

A solda a laser produz um feixe de alta energia que irá provocar a fusão do próprio material, sem ser necessário utilizar uma liga de solda. Esse método apresenta vantagens sobre a soldagem convencional por produzir energia concentrada em um tempo operacional muito curto gerando assim menos distorção, entretanto, apresenta resultados de resistência variáveis (Bertrand et al, 2001)¹⁸.

Outro exemplo de solda comumente utilizada na Odontologia é a solda TIG, que se dá pela união obtida pelo aquecimento dos materiais por um arco estabelecido entre um eletrodo

de tungstênio e a peça a ser soldada. Os valores de resistência são semelhantes aos do monobloco com menos porosidades e com facilidade de utilização. Portanto, é indicado para locais com exigência de alta resistência (Rocha, Pinheiro e Villaverde, 2006¹⁹ Silva, Hotta e Matsumoto, 2012²⁰).

A prótese sobre implantes tipo protocolo de Branemark é universalmente aceita para a reabilitação de desdentados totais (Romeo, Storelli, 2012)²¹. Este é um tipo de prótese que se utiliza de uma barra metálica com extensão para distal, normalmente bilateralmente, com extensão variada denominada cantilever. Esse cantilever distal produz um braço de alavanca, que pode ocasionar algumas complicações, como o afrouxamento dos parafusos de fixação da prótese, fratura da supraestrutura ou falha no implante (Rocha et al, 2013)²².

A extensão do cantilever é uma preocupação constante para o sucesso da reabilitação oral de um paciente desdentado devido a sua associação com as complicações clínicas observadas. A preocupação com sua extensão, é que com o aumento do cantilever, o braço de alavanca será maior, causando maiores problemas mecânicos a prótese e ao implante. (Romeo, Storelli, 2012²¹, Rocha et al, 2013²²)

Esse trabalho, então, tem como finalidade possibilitar o melhor entendimento sobre o destorque dos parafusos de uma prótese protocolo de Branemark, com diferentes extensões de cantilever, quando submetida a cargas mastigatórias.

R *Revisão de literatura*

Stade, Reisbick e Preston (1975)¹⁰ avaliaram os procedimentos de soldagem pré e pós cerâmica. Foram avaliados três espaços (0.31mm, 0.51mm e 0.76mm) e duas soldagens. Fendas maiores produziram uniões mais resistentes. As juntas mais resistentes foram obtidas com fendas mais largas e técnica de soldagem em forno. Fendas muito largas (0,76 mm) não são recomendadas pela possível distorção devido a contração da maior quantidade de solda necessária. Entretanto, na prática, muitos pontos de solda em área que excedem os 0,31mm recomendados não mostram resistências diminuídas.

White, Caputo e Anderkvist (1994)²³ realizaram um estudo com a finalidade de determinar os efeitos dos comprimentos do cantilever na transferência de carga para a mandíbula. Anteriormente, os comprimentos de cantilever para próteses fixas sobre implantes eram baseados principalmente em julgamento empírico. Para realizar o experimento foi construído um modelo fotoelástico de uma mandíbula humana edêntula moderadamente reabsorvida e com cinco implantes Branemark de 13 mm. As cargas oclusais simuladas em cantilever de diferentes comprimentos foram aplicadas na superfície oclusal de uma prótese fixa. As tensões mais elevadas foram localizadas na crista do rebordo na superfície distal do implante mais distal para todos os comprimentos de cantilever. Foram apresentadas curvas que descrevem o efeito do comprimento do cantilever no estresse máximo e foi encontrada pouca transferência de carga para implantes adjacentes. Ocorreram aumentos desproporcionais quando em estresse máximo com o aumento do comprimento de cantilever. Variações mínimas na angulação do implante tiveram um efeito distinto na magnitude do estresse.

Kallus e Bessing (1994)²⁴ investigaram os afrouxamentos dos parafusos de ouro das próteses e parafusos dos pilares de próteses implantossuportadas após 5 anos de uso e a relação com diferentes parâmetros clínicos, como a adaptação da estrutura metálica. Os autores observaram que a incidência do afrouxamento do parafuso do pilar foi insignificante e que os afrouxamentos dos parafusos das próteses estavam relacionados diretamente à falta de adaptação das estruturas metálicas, e que a falta de adaptação não levava necessariamente à perda da osseointegração. Afirmaram ainda, que um dos principais fatores no afrouxamento dos parafusos estava relacionado à capacidade, experiência e rigor do operador.

Wang e Welsch (1995)²⁵, considerando que o titânio possui grande número de propriedades desejáveis para uso em odontologia como a baixa densidade, excelente biocompatibilidade e boa resistência à corrosão, mas que, no entanto, a soldagem do titânio

representa uma das principais limitações no uso de próteses de titânio, pelo fato da contaminação com oxigênio e hidrogênio provocar diminuição significativa na resistência do titânio e das ligas de titânio, realizaram um estudo no qual compararam os métodos de soldagem a laser, tungsten inert gas (TIG) e a solda com radiação infravermelha para unir o titânio puro e a liga Ti-6Al-4V. Hastes originais que não foram submetidas à soldagem foram usadas como controle. As rupturas ocorreram na região da solda por fratura coesiva e a liga Ti-6Al-4V mostrou resistência à tensão significativamente maior que as amostras de titânio puro. As técnicas de soldagem propiciaram corpos de prova com resistência à tensão marcadamente mais baixa que os respectivos controles. As alterações na microestrutura e microdureza foram avaliadas nas zonas afetadas e não afetadas pelo calor. Os valores de microdureza aumentaram na zona afetada pelo calor em todas as amostras testadas.

Jemt (1996)²⁶ mediu e comparou a precisão de adaptação de próteses implantossuportadas em desdentados totais usando réplicas do modelo mestre e os implantes intraorais como referência. Sete próteses maxilares e dez próteses mandibulares foram selecionadas aleatoriamente e medidas por meio de uma técnica fotográfica tridimensional. Quando os modelos mestres foram usados como referência, a média da distorção tridimensional do ponto central dos cilindros de ouro foi 37 µm (desvio padrão 18) e 75 µm (desvio padrão 40) para as próteses mandibulares e maxilares, respectivamente. O correspondente desajuste médio foi 90 µm (desvio padrão 51) e 111 µm (desvio padrão 59), respectivamente, quando os implantes intraorais foram usados como referência. A distorção tridimensional média foi significativamente maior para as medidas intraorais em ambas as arcadas. O autor relatou que todos os casos deste estudo possuíam adaptações clinicamente aceitáveis, ou seja, com grau de adaptação que não provoca problemas clínicos a longo prazo, mesmo que algum implante apresentasse desajuste marginal de mais de 200 µm. Além disso, a distorção total foi significativamente maior para as próteses maxilares quando o modelo mestre foi usado como referência. Entretanto, para as medidas intraorais, nenhuma diferença estatisticamente significativa foi observada na adaptação entre as arcadas. Possivelmente, isto poderia ser explicado pelas evidências de que as medidas intraorais das próteses mandibulares indicaram a deformação e rotação da mandíbula que não foi observado nas próteses maxilares.

Vallittu (1997)²⁷ estudou a resistência à fadiga das ligas de ouro usadas em próteses metalocerâmicas com e sem soldagem convencional. Quando as superfícies fraturadas dos espécimes foram examinadas por microscopia eletrônica, os resultados mostraram que nos

espécimes com soldagem havia uma diminuição considerável de resistência comparada aos espécimes sem soldagem. O tipo da falha era coesiva e havia maior porosidade na estrutura. Esses resultados sugeriram que devido às forças de mordida pode ocorrer fratura nas próteses parciais fixas por fadiga do metal. Concluiu-se que para evitar falhas por fadiga neste tipo de soldagem, deve-se evitar a união nos locais de cantilever e em prótese parcial fixa com grandes espaços edêntulos.

Wee, Aquilino e Schneider (1999)²⁸ realizaram revisão da literatura sobre estratégias avançadas para melhorar a adaptação em prótese sobre implantes. Nesta revisão os autores observaram várias categorias de falhas que podem ocorrer na confecção de prótese sobre implantes: (1) durante a moldagem deve-se estar atento a: flexão mandibular, técnica de moldagem, material de moldagem e a adaptação entre o implante ou pilar intraoral e o transferente; (2) na confecção do modelo, estar atento à adaptação entre o transferente e o respectivo análogo, à técnica de confecção do modelo, aos materiais para modelo e à curvatura da arcada dental; (3) na confecção do padrão da estrutura, atentar para a adaptação de fresagem entre o análogo do pilar ou implante e cilindro calcinável e distorções do acrílico e/ou da cera; (4) na fundição da estrutura metálica, estar atento aos procedimentos de inclusão, expansão térmica, qualidade do revestimento e da liga metálica; (5) na confecção da prótese propriamente dita, manusear com cuidado a resina acrílica ou a cerâmica e (6) na instalação da prótese, também, é exigida atenção em todos os detalhes. A fim de superar todos esses problemas foram descritos vários métodos para melhorar a adaptação da prótese, porém, mesmo com essas estratégias avançadas, o resultado final da prótese é um pequeno desajuste marginal. Todos esses fatores dificultam ou mesmo impedem a obtenção da adaptação passiva.

Kan et al. (1999)²⁹ afirmaram que a adaptação passiva de estruturas metálicas sobre implantes é um pré-requisito para o sucesso a longo prazo da osseointegração. Entretanto, não existia um guia científico que definisse o que é, como obter e como medir a adaptação passiva. Dessa maneira, esses autores propuseram, através da revisão da literatura, discutir adaptação passiva e revisar os vários métodos sugeridos para avaliar a adaptação da estrutura sobre implantes. Os autores concluíram que os níveis de adaptação passiva são empíricos e que existem diversos métodos para avaliar a interface prótese-implante, porém, individualmente nenhum fornece resultados objetivos. Dessa maneira, foi sugerido que os clínicos utilizassem a combinação de várias técnicas para minimizar os desajustes marginais.

Modenesi, Apolinário e Pereira (2000)³⁰ relataram que os métodos de soldagem por arco-submerso e MIG são utilizados para soldagem de grandes estruturas enquanto que o plasma e o método TIG podem ser utilizados em pequenas estruturas. O processo de união por arco de plasma tem sido usado na engenharia como alternativa ao método TIG, no entanto, a soldagem por plasma é bastante complexa e requer equipamento com custo mais elevado se comparado com o processo TIG. A soldagem TIG pode ser usada na forma manual ou mecanizada e é considerada como um dos processos de soldagem a arco que permite melhor controle das condições operacionais, permitindo a execução de soldas de alta qualidade e excelente acabamento, particularmente, em juntas de pequeno diâmetro (inferior a 10mm e mais comumente entre 2 e 3mm). As vantagens principais do processo TIG citadas, são: excelente controle da temperatura de fusão; soldagem de precisão ou de elevada qualidade, sem uso de metal de adição; soldagem de peças com pequena espessura; produz soldagem de ligas especiais; gera pouco ou nenhum respingo; exige pouca ou nenhuma limpeza após a soldagem; permite soldagem em qualquer posição.

Sahin e Çehreli (2001)⁷ fizeram revisão sobre o significado da adaptação passiva na prótese sobre implante e definiram adaptação passiva como a “adaptação ideal”, um dos mais significativos pré-requisitos para a manutenção da interface osso-implante. Para obter a adaptação passiva ou uma sobreestrutura livre de tensão, a estrutura metálica deveria, teoricamente, induzir zero de tensão nos implantes e tecido ósseo circunjacente na ausência de carga externa. Porém, os procedimentos clínicos e laboratoriais empregados para confecção das estruturas metálicas são inadequados para fornecer a adaptação passiva absoluta. Embora algumas complicações na prótese sobre implantes sejam atribuídas à ausência de adaptação passiva, o seu efeito no sucesso do tratamento parece ser questionável.

Akça, Iplikçioğlu (2002)³¹ realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o efeito da colocação de um implante mais curto em lugar de uma extensão de cantilever na distribuição de estresse em comparação com uma prótese fixa com cantilever em caso de edentulismo posterior mandibular. Foi confeccionado um modelo de elemento finito mandibular classe II de Kennedy. Seis próteses parciais fixas sobre implantes diferentes foram confeccionadas de acordo com duas configurações: extensões de cantilever anteriores e posteriores em comparação com a colocação de implantes adicionais curtos. Foi aplicada uma carga oclusal oblíqua de 400 N, onde foram avaliadas as tensões e os valores do estresse no osso cortical que circunda as regiões cervicais dos implantes e valores de estresse Von Misses. Os valores mais baixos de tensão foram registrados nas configurações de colocação de implante mais

curto em comparação as próteses com cantilever. A extensão posterior do cantilever apresentou os valores de estresse mais elevado quando comparados com a extensão anterior. Em aplicações clínicas onde a prótese parcial fixa com cantilever parece ser inevitável devido a restrições anatômicas e /ou complicações como a perda de implante, deve ser considerada uma colocação adicional de um implante mais curto.

Costa, Neisser e Bottino (2004)³² avaliaram a distorção linear das próteses sobre implantes, fundidas em monobloco e fundidas em secções e soldadas a laser e por brasagem. Foi avaliado em um modelo de uma mandíbula edêntula com cinco análogos de pilares de implantes, paralelos entre si, com distância de 10mm medidos de centro a centro. Sobre estes foram parafusados novos cilindros de ouro, com torque de 10N.cm. Então, foram executadas 15 sobre-estruturas metálicas que foram divididas: GC – Adaptação passiva dos cilindros de ouro; GM – monobloco, GB – segmentos soldados por brasagem e, GL – segmentos soldados a laser. Observaram-se as estruturas fixadas com parafusos novos em microscópio de mensuração. A medição foi realizada na vestibular direita e esquerda e da mesma forma na lingual da interface cilindro/análogo. Os resultados mostraram que a menor discrepância marginal média foi observada no grupo de soldagem a laser (13,58 μm), em seguida o grupo da brasagem (24,33 μm) e por último, o grupo monobloco (40,00 μm).

Hart e Wilson (2006)³³ estudaram a resistência à soldagem em próteses fixas implantossuportadas com cantilever, confeccionadas em titânio. A solda foi realizada pelos métodos laser com e sem preenchimento e pelo método TIG. Foram feitos testes de resistência flexural máxima e fadiga, comparando os métodos e o preenchimento. Verificou-se que o preenchimento influenciou na resistência da soldagem a laser. As falhas recentes em cantileveres de prótese parcial fixa são esperadas quando esta soldagem for realizada sem adição de metal. A soldagem com *tungsten inert gás* produziu união com maior resistência à fadiga. Os autores afirmaram que o método de soldagem TIG pode ser usado quando são exigidas uniões com alta resistência.

Rocha, Pinheiro e Villaverde (2006)¹⁹ avaliaram a resistência flexural da soldagem de várias ligas odontológicas: titânio, ligas de Ni-Cr e Co-Cr usando os métodos TIG e o laser Nd:YAG. Sessenta corpos-de-prova cilíndricos com 3 mm de diâmetro foram confeccionados (20 de cada material), seccionados ao meio e soldados por TIG ou por laser de Nd:YAG, com e sem material de preenchimento. Quatro grupos foram formados (n=15). I: soldagem a laser de Nd:YAG; II: soldagem à laser usando material de preenchimento; III: soldagem com TIG; IV: grupo controle (sem soldagem). Os resultados mostraram que o grupo com soldagem TIG

aumentou a resistência quando comparado com o grupo sem soldagem. Em relação ao preenchimento houve aumento significativo para as ligas Ni-Cr e Co-Cr que obtiveram melhores resultados com os espécimes com preenchimento. Ao se comparar os diferentes processos de soldagem, diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre a solda TIG e a laser com ou sem preenchimento, sendo o grupo TIG mais resistente à flexão. Portanto, a soldagem com TIG apresentou melhores resultados que a soldagem com o laser de Nd:YAG para os três materiais testados.

Barbosa et al. (2007)³⁴ realizaram um estudo com o propósito de avaliar comparativamente a performance de três laboratórios (A, B, C) pela análise da adaptação vertical de pilares UCLA calcináveis, nos estágios de fundição e soldagem de uma mesma prótese. Cada laboratório fabricou quatro próteses fixas usando os pilares UCLA. A avaliação foi feita por microscopia eletrônica de varredura com aumento de 500x, nas regiões mesial e distal de cada elemento da prótese, totalizando 24 medidas por laboratório. No processo de fundição, os valores apresentados pelos laboratórios foram estatisticamente diferentes entre si ($p=0.004$). Após a análise da solda, os valores apresentados pelos laboratórios não apresentaram diferença significativa ($p=0.948$). Pode-se concluir que os valores de adaptação obtidos no estágio de fundição dos pilares UCLA podem ser influenciados quando processados por diferentes laboratórios, e que soldagem convencional, por si só, aumentou o grau de desadaptação da infraestrutura, independente do laboratório que a realizou.

Hälg, Schmid e Hämmerle (2008)³⁵ realizaram um estudo com o objetivo de analisar se uma extensão de cantilever em prótese fixa sobre implantes aumenta a quantidade de perda óssea peri-implante ou complicações técnicas quando comparadas com reconstruções sem cantilever. Para realização do estudo foram selecionados 54 pacientes parcialmente dentados com um total de 54 próteses fixas apoiadas em 78 implantes. Vinte e sete próteses estavam apoiadas com cantilever e 27 sem cantilever (grupo controle). Todos estavam apoiados por 1 ou 2 implantes e localizados na maxila posterior ou mandíbula. A variável de resultado primário foi a mudança no nível do osso marginal peri-implante desde o momento da colocação da prótese até a última visita de acompanhamento. As mesmas estavam sob carregamento funcional por um período de 3 até 12,7 anos. A análise estatística foi realizada com o teste T de Student. Foram realizadas análises de regressão para avaliar a influência de fatores de confusão na alteração do nível ósseo peri-implante. Além disso, as taxas de sobrevivência do implante foram calculadas e as complicações técnicas avaliadas. Foi verificado, então, que após um período médio de observação de 5,3 anos, a perda óssea peri-

implantar média para as próteses com cantilever foi de 0,23 mm (desvio padrão 0,63 mm) e 0,09 mm (desvio padrão 0,43 mm) para as sem cantilever. Quanto à alteração do nível ósseo em implantes que apoiam próteses com ou sem cantilever, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas. A análise de regressão revelou que o local da colocação do implante teve uma influência estatisticamente significativa no grau de perda óssea peri-implantar. Quando a perda óssea no grupo cantilever e o grupo controle foram comparados separadamente na maxila ou na mandíbula, não foi encontrada diferença estatisticamente significativa. As taxas de sobrevivência de implantes atingiram 95,7% para implantes que suportam próteses em cantilever e 96,9% para implantes do grupo controle. Cinco próteses do grupo com cantilever apresentaram complicações técnicas menores, nenhum foi observado no grupo controle. Portanto, dentro das limitações deste estudo, concluiu-se que o cantilever em próteses não conduziu a uma maior taxa de falha do implante e não levou a mais perda óssea em torno de implantes de suporte, em comparação com implantes que suportam próteses convencionais.

Atoui (2008)³⁶ comparou a soldagem de titânio comercialmente puro pelo método TIG (“tungsten inert gas”) com o método de soldagem a laser através dos ensaios de tração, flexão e da avaliação do desajuste marginal de supra-estruturas implantossuportadas, por meio de microscopia óptica. Os resultados mostraram que as técnicas de soldagem TIG e laser apresentaram resultados estatisticamente semelhantes em todos os ensaios, porém em relação ao desajuste marginal as estruturas metálicas seccionadas apresentaram valores menores que as técnicas de soldagem, ou seja, as soldagens promoveram um aumento na desadaptação das supraestruturas para prótese implantossuportada.

Beuer, Schweiger e Edelhoff (2008)³⁷ forneceram uma visão geral sobre o CAD/CAM incluindo tecnologia e sistemas viáveis na odontologia atual. Restaurações dentais produzidas com auxílio de computador tem se tornado mais frequente nos últimos anos. Muitos têm acesso aos procedimentos com CAD/CAM no consultório, no laboratório ou em centros de produção. Os vários benefícios desse sistema incluem o acesso ao novo quase sem defeitos, uso de materiais industrialmente pré-fabricados, aumento na qualidade e reprodutibilidade, armazenamento de dados compatível com a linha de produção padronizada, melhora na precisão e planejamento, assim como na eficiência. Como resultado do contínuo desenvolvimento no hardware e software, novos métodos de produção e novos conceitos de tratamento são esperados, os quais poderão representar uma redução adicional nos custos. Os

dentistas, que se confrontarão com essas técnicas no futuro, necessitarão de conhecimento básico para se beneficiarem desses novos procedimentos.

Jacques et al (2009)³⁸ realizaram um estudo para analisar a distribuição de estresse nos componentes de uma prótese implantossuportada mandibular com cantilever com estruturas fundidas em ligas de cobalto-cromo(Co-Cr) ou prata-paládio, de acordo com a extensão do cantilever. As estruturas metálicas foram parafusadas em pilares posicionados no modelo-mestre contendo 5 análogos de implantes. Foi aplicada uma carga estática de 100N no braço do cantilever nas distâncias de 10, 15 e 20 mm do centro do pilar distal e os valores absolutos de deformação específica foi registrado. Os resultados mostraram diferentes padrões de acordo com a estrutura metálica. A estrutura de liga de Co-Cr resultou em níveis maiores de deformação do pilar do que a estrutura de ligas de prata-paládio. A deformação do pilar foi maior quanto mais longa for a extensão do cantilever. Concluindo, os autores, afirmaram que as propriedades físicas das ligas utilizadas para a estrutura metálica interferem com o padrão de deformação do pilar. O uso de cantilever com extensão demasiada deve ser evitado.

O objetivo do estudo de Galucci et al (2009)³⁹ foi avaliar a taxa de sobrevivência, de sucesso e as complicações primárias associadas com as reabilitações fixas suportadas por implantes com cantilever distais durante 5 anos de função. Neste estudo prospectivo, multicentrico, 45 pacientes totalmente edêntulos foram tratados com próteses híbridas com cantilever de extensão distal. Os dados foram coletados em vários momentos, incluindo, mas não limitado a: instalação do implante, do abutment, entrega da prótese final, 3 meses e 5 anos após a carga. Parâmetros biológicos definindo a sobrevivência e sucesso foram avaliados para cada implante incluindo: índice de sangramento do sulco em 4 sítios por implante, largura da gengiva queratinizada lingual e vestibular (mm), nível da mucosa periimplantar, índice de placa modificado em 4 sítios por implante mobilidade e radioluscência periimplantar. A sobrevivência foi definida como implantes ou próteses que não tiveram necessidade de serem substituídos. A taxa de sucesso foi definida por meio de critérios bem estabelecidos para indicar mucosa periimplantar saudável, osseointegração, sucesso das próteses e complicações. Um total de 237 implantes em 45 pacientes completamente edêntulos foram incluídos no estudo. Em cada paciente, quatro a seis implantes foram instalados para suportar próteses híbridas com cantilever distal. O comprimento do cantilever direito variou de 6 a 21 mm, com uma média de 15,6 mm; a média do cantilever esquerdo variou de 7 a 21 mm, com média de 15,7 mm. As idades dos pacientes variaram de 34 a 78 anos, com média de 59,5 anos. A maioria dos pacientes (n=41) recebeu uma base de acrílico e os dentes montados em uma

infraestrutura metálica. Os outros 4 pacientes receberam restaurações metalo-cerâmicas. A taxa de sobrevivência dos implantes foi de 100% e das próteses de 95,5% (2 falharam). A taxa de sucesso geral do tratamento foi de 86,7%. Dos problemas técnicos relacionados com as próteses, as fraturas da base acrílica ou dos dentes de acrílico foram responsáveis por 20 eventos, sendo, portanto o efeito adverso mais frequente. Isto seria explicado pelo módulo de deformação da infraestrutura, quando os cantilevers distais estão presentes. Entretanto, os autores não puderam correlacionar o número e tipo das complicações com um lugar específico na prótese. Somente uma prótese fraturou no cantilever distal. Com relação ao tamanho do cantilever, tendências claras não puderam ser encontradas entre o aumento do comprimento deste e os tipos de complicações experimentadas, já que dos sete pacientes com cantilevers mais longos, nenhum experimentou qualquer complicação. Os autores concluíram que as complicações técnicas ocorreram em frequência mais alta que as biológicas.

Oliveira et al (2010)⁴⁰ avaliaram, em supraestruturas metálicas implanto-suportadas, a força máxima necessária para fratura ou flexão de cantilever com três configurações de barras cilíndricas pré fabricadas em titânio ASTM grau 5 (Ti - 6Al-4V) soldadas por método de TIG (gás inerte de tungstênio), tendo como controle supraestruturas soldadas a laser. Para realizar o experimento, confeccionaram 12 supraestruturas implantossuportadas em titânio, obtidas a partir de modelo mestre em resina de poliestireno com três análogos de implantes regulares (3,75mm x 13mm) seguindo disposição similar ao sistema Branemark Novum®. Cada supraestrutura consistia de 3 pilares UCLA em titânio unidos entre si por barras de 3,18mm de diâmetro e duas extremidades livres (direita e esquerda) variando o diâmetro e número das barras, mas padronizando o comprimento de 15mm na barra distal superior e 7,5mm na barra distal inferior. Formaram quatro grupos (n=6), sendo um controle (GC), com barras distais simples de $\varnothing 3,18\text{mm}$ soldadas a laser, e três experimentais, todos soldados a TIG: (GDS) com barras distais simples de $\varnothing 3,18\text{mm}$; (GDD) com barras distais duplas de $\varnothing 2,5\text{mm}$ soldadas entre si; e (GDDM) com barras distais duplas mistas de $\varnothing 3,18\text{mm}$ e $\varnothing 2,5\text{mm}$ soldadas entre si. Após a soldagem, submeteram as supraestruturas metálicas ao teste de flexão por compressão pela aplicação de força perpendicular nas extremidades das barras distais até que devido à flexão ou fratura não houvesse mais nenhuma resistência. Os valores de força máxima registrados apresentaram distribuição não normal sendo por isso analisados estatisticamente por meio do teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis seguido pelo teste U de Mann Whitney, ambos com nível de significância estabelecido em 0,05. Os resultados mostraram que o grupo Controle apresentou diferenças estatisticamente significantes com os

grupos GDS e GDD, tendo valores mais elevados de força do que estes, e que quando comparado a GDDM não houve diferenças estatísticas significantes. Assim sendo, concluiu-se que GDDM, em relação aos demais grupos experimentais, é o mais promissor já que seu desempenho se assemelha ao das supraestruturas de titânio soldadas a laser. Entretanto, mais estudos laboratoriais simulando outros testes mecânicos ainda eram necessários antes da indicação de testes clínicos.

Drago et al. (2010)⁴¹ realizaram um estudo com o propósito de (1) avaliar a adaptação entre implante estrutura e implantes fabricados com dois tipos de técnicas de fabricação de estruturas: CAD/CAM e fundição convencional com a técnica de cera perdida e (2) descrever um sistema de medida digital consistindo de escaneamento tátil e programas de computador que mediram as diferenças volumétricas entre estruturas para prótese sobre implante e plataformas protéticas fabricadas com essas tecnologias. Foram usados modelos de resina acrílica com cinco implantes entre os forames. Os modelos foram escaneados, as impressões do nível dos implantes e a verificação dos índices foram feitas para construir os modelos mestres. Primeiro, um modelo de estrutura de liga de ouro e uma barra fresada em titânio foram fabricados com a tecnologia CAD/CAM para esclarecer os processos de construção de cada um. Depois que este estudo piloto estava completo, cinco modelos e cinco estruturas CAD/CAM foram feitas em cada uma das três escolas de odontologia (15 fresadas e 15 barras). Cada estrutura era feita sobre um modelo mestre vindo de moldagens individuais. As interfaces protéticas da estrutura foram escaneadas, e os dados foram inseridos em programa de computador. As representações virtuais das estruturas foram adaptadas por escaneamento digitalizado das plataformas protéticas do implante e usadas para testes virtuais de um parafuso em ambos os lados do arco. Diferença volumétrica entre as plataformas protéticas das estruturas implantossuportadas e os implantes modelo foram medidas para determinar a quantidade de desajuste entre as estruturas e os implantes modelo. As estruturas feitas pelo sistema CAD/CAM adaptaram significativamente melhor sobre os implantes que as estruturas fundidas. Havia uma diferença significativa no teste de um parafuso, nos lados direito e esquerdo, não havia diferença significativa entre as três escolas. Concluiu-se que as estruturas feitas em CAD/CAM, neste estudo, foram significativamente mais precisas que as estruturas fundidas obtidas pela técnica de cera perdida.

Naconecy et al (2010)⁴² realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a flexão e forças de compressão e tração em próteses sobre implantes com 3, 4 ou 5 pilares. Para realização do estudo foram testadas 10 estruturas de Pd - Ag em dois modelos principais com:

1) implantes verticais paralelos e 2) implantes distais inclinados. Os medidores de tensão foram fixados nos pilares de cada modelo mestre para medir a deformação quando uma carga estática de 50 N fosse aplicada no cantilever (15 mm). Os valores de deformação foram medidos quando as estruturas metálicas foram testadas em três, quatro ou cinco pilares e transformadas em valores de força e momento de flexão. Os dados foram analisados por ANOVA e teste de Tukey para comparações múltiplas com nível de significância de 5%. O pilar nº 1 (adjacente ao cantilever) teve os maiores valores de força e momento de flexão sagital para todos os testes com três, quatro ou cinco pilares. Independentemente do número de pilares, a força axial no pilar #1 foi maior no modelo vertical do que no modelo inclinado. O momento total foi maior com três pilares do que com quatro ou cinco pilares. Independentemente da inclinação dos implantes, a força média com quatro ou cinco pilares era menor do que com três pilares.

Greenstein e Cavallaro Jr (2010)⁴³ pesquisaram estudos publicados na área de odontologia sobre ensaios clínicos que avaliassem as taxas de sobrevida e complicações (tanto fisiológicas quando técnicas) associadas a prótese parcial fixa sobre implantes com cantilever. Os resultados sugeriram que seriam necessários dados relativos a um mínimo de cinco anos para permitir a avaliação da eficácia do tratamento por implantes. Os autores apresentam estes dados em tabelas que incluem estudos adicionais com períodos de acompanhamento mais curtos, visto serem raros os dados de cinco anos sobre taxas de sobrevida de prótese parcial fixa sobre implantes com cantilever em espaços estreitos. Os dados indicam que as próteses unilaterais com pontes em extensão em espaços estreitos têm uma taxa de sobrevida geral aos cinco anos de cerca de 94,3% (intervalo de confiança de 95%, 84,1-98,0%). Estas próteses podem estar associadas a problemas técnicos menores – como a folga de pilares ou parafusos, a perda de retenção e as fraturas superficiais de facetas em cerâmica – que não provocam o fracasso de uma prótese parcial fixa sobre implantes com cantilever. Uma prótese parcial fixa sobre implantes com cantilever pode ser usada de forma a ter um pântico num local onde a escassez de osso ou a presença de outras estruturas anatômicas impeça a colocação de um implante dentário.

Eliasson et al. (2010)⁴⁴ realizaram um estudo para avaliar a precisão do assentamento de uma estrutura fresada de titânio usando o sistema Branemark e o sistema NobelReplace. Dez estruturas experimentais foram fabricadas a partir de um modelo mestre para cada sistema de implante. Cinco estruturas adicionais foram fabricadas para cinco modelos diferentes simulando casos clínicos como controle. A distorção foi medida nos eixos x, y e z,

e em três dimensões por meio de uma máquina e um programa de computador. A maior distorção na largura do arco (eixo x) e curvatura (eixo y) estava dentro de 71 e 55µm para todas as estruturas, respectivamente. A distorção média nas figuras absolutas nos eixos x, y e z e, três dimensões era para estruturas “controle clínico” 23, 26, 4 e 34 µm como comparada com menos que 12, 12, 2 e 17 µm para estruturas Branemark e NobelReplace, respectivamente. Estruturas controle mostraram média significativamente maior ($p < .05$) e série de distorções nos eixos x e y e, nas três dimensões comparadas com as estruturas experimentais. Concluíram que todas as estruturas medidas apresentaram sinais de desadaptação, indicando que nenhuma estrutura tinha um assentamento passivo. Estruturas produzidas em ambiente clínico de rotina pareceram apresentar maiores níveis de distorção quando comparadas com estruturas produzidas numa situação estrita de experimento. Entretanto, todas as estruturas medidas apresentaram níveis de precisão de assentamento dentro dos limites considerados clinicamente aceitáveis em estudos anteriores de estruturas colocadas em pilares.

Ogawa et al (2010)⁴⁵ realizaram um estudo com o objetivo de avaliar as forças axiais e os momentos de flexão em implantes que suportam uma prótese dentária fixa com um cantilever distal de 10mm em comparação com prótese dentária fixa suportada por um implante inclinado ou curto (7mm) pelo método “in vitro” com extensômetros (Strain Gauge). Foram analisados 9 implantes sob carga mecânica em três situações: 1) implantes distais curtos suportando cantilever, 2) implantes distais curtos e inclinados e 3) ausências de implantes distais suportando cantilever. No primeiro molar foi aplicada uma carga vertical de 50 N. Concluíram, então, que o uso de implantes distais reduz o impacto das forças axiais e de flexão nos implantes que suportavam próteses fixas comparadas com as que apresentavam cantilever distal e não houve nenhuma diferença mecânica entre os implantes curtos e inclinados.

Machha, Kumar e Rangarajan (2011)⁴⁶ realizaram um estudo para avaliar as propriedades mecânicas de ligas de metais base soldadas por duas técnicas diferentes, que foram soldagem a maçarico e soldagem a laser e comparados com a fundição em monobloco. As propriedades mecânicas avaliadas foram a resistência à tensão, a porcentagem de alongamento e a dureza do ponto de solda. Além disso, foram estudadas, também as propriedades de corrosão e a aparência no microscópio eletrônico de varredura. Os resultados mostraram que a resistência à tensão dos monoblocos foram maiores que as amostras soldadas tanto com maçarico como à laser. As uniões à laser apresentaram maiores valores de dureza

quando comparados à solda a maçarico. No microscópio eletrônico de varredura pode-se observar maior quantidade de porosidades nas soldas a maçarico. Isto contribuiu para a redução da resistência da união. A solda a maçarico mostrou-se com menor resistência à corrosão quando comparados com a solda a laser e com as peças fundidas em monobloco. Os autores concluíram que a soldagem a laser apresentou propriedades com valores intermediários entre a fundição em monobloco e a soldagem a maçarico.

Bianchini et al (2011)⁴⁷ realizaram um estudo cujo objetivo foi avaliar o desajuste entre o intermediário protético e a infra-estrutura metálica de uma prótese fixa de três elementos aparafusada sobre dois implantes, observando se os procedimentos de seccionamento da peça e posterior soldagem são realmente necessários. O estudo teve como base um modelo que reproduzia infra-estrutura metálica de uma prótese fixa de três elementos aparafusada sobre dois implantes. E de um total de dezoito infra-estruturas metálicas foram formados três grupos: no grupo NS as peças foram fundidas em monobloco e não foram seccionadas, no grupo CS as peças receberam uma soldagem convencional e no grupo LW as peças foram soldadas a laser. A análise em microscópio óptico mostrou que o grupo Monobloco apresentou o maior desajuste marginal. Os grupos da soldagem convencional e da soldagem a laser apresentaram resultados, estatisticamente semelhantes entre si e melhores que o grupo Monobloco. Os resultados mostram que mesmo para próteses pouco extensas de três elementos a infra-estrutura deve ser seccionada e soldada para evitar ou reduzir os gaps entre a infra-estrutura metálica e os intermediários protéticos.

Davidowitz e Kotick (2011)⁴⁸ discutiram a história do CAD/CAM na odontologia e deram uma visão geral de como trabalhar com esse sistema. Forneceram informações sobre as vantagens e desvantagens. O escaneamento digital tem potencial de ser mais rápido e fácil que as impressões digitais porque moldes, enceramentos, revestimento e fundição são procedimentos eliminados. Como as medidas e o processo de fabricação são precisos, as restaurações pelo sistema CAD/CAM são de excelente qualidade. Descreveram os principais produtos disponíveis, discutiram sobre como incorporar novas tecnologias na prática clínica e as futuras aplicações. No consultório, uma impressão digital pode ser feita e enviada ao laboratório. Quando o laboratório recebe a imagem, pode ser feito um modelo de gesso e o trabalho realizado da maneira convencional ou o modelo pode ser escaneado para fresagem. Esta tecnologia pode ser usada tanto no laboratório quanto no consultório, em trabalhos de inlays, onlays, coroas, próteses parciais fixas, pilares de implante e em grandes reabilitações orais, assim como em ortodontia. Como desvantagens foram citadas o custo inicial do

equipamento e do software, a necessidade de dispendir tempo e custo em treinamento, ter um volume suficiente de trabalho que compense o investimento feito com o sistema e escaneamento que permita a obtenção da linha de término. Porém, os autores acreditam os valores do investimento inicial tendem a diminuir e com isso cada vez mais profissionais terão condições de usufruir desta tecnologia e no futuro o escâner digital e as restaurações CAD/CAM poderão se tornar comum na Odontologia.

Byrne (2011)⁴⁹ relatou que a adaptação de próteses fixas múltiplas é um problema previsto. Restaurações com adaptações pobres podem acelerar falhas mecânicas, devido a cáries dos dentes pilares ou falhas no parafusamento. A soldagem e união por laser ou TIG apresentam um importante papel na tentativa de superar a má adaptação das próteses múltiplas. Esta é a primeira de uma série de artigos de revisão sobre o estado da arte e ciência da soldagem em relação à adaptação de próteses múltiplas cimentadas e parafusadas. É apresentado um arquivo completo de revisão sobre informações e achados científicos. Textos sobre materiais dentários e prótese foram revisados. Dados científicos foram retirados de inúmeros trabalhos de laboratórios até e incluindo 2009. Este primeiro artigo foca os princípios de soldagem e a precisão dimensional na soldagem. Existem algumas discussões e sugestões para futuras pesquisas e desenvolvimento. A soldagem pode melhorar a precisão dimensional ou reduzir as distorções de próteses fixas múltiplas. Muitas variáveis podem afetar o resultado na técnica de soldagem.

Barbi et al (2012)⁵⁰ realizaram um estudo para um melhor entendimento sobre a adaptação passiva na interface prótese/pilar de superestruturas de cobalto-cromo. Foram avaliadas três diferentes técnicas de soldagem: maçarico, laser e TIG. Os autores concluíram que os métodos usados para unir as estruturas protéticas de Co-Cr apresentaram influência na adaptação passiva. A soldagem TIG produziu resultados melhores que as soldagens a maçarico e laser, apesar das diferenças os valores médios de desajuste marginal, das três técnicas, ficaram abaixo dos 100 μm .

Silva, Hotta e Matsumoto (2012)²⁰ avaliaram a resistência flexural de corpos de prova, de níquel-cromo, unidos pela soldagem com chama direta, TIG e laser. Foram confeccionados três grupos: chama direta (C), TIG (T) e laser (L), onde os corpos de prova foram seccionados transversalmente. Em razão das características das soldagens laser e TIG que ocorrem apenas periféricamente, foram realizados outros dois grupos: laser (L1) e TIG (T1), em que os corpos de prova foram seccionados em chanfro de 45°. Os corpos de prova tiveram suas extremidades unidas com resina acrílica e cada grupo passou pelo seu respectivo processo de

soldagem, torneamento, simulação de cocção da porcelana e, finalmente, submetidos aos testes de flexão. Os valores numéricos registrados foram de 1,79 GPa (M) (grupo controle), 1,37 GPa (C), 0,99 GPa (T), 1,26 GPa (T1), 1,03 GPa (L) e 1,09 GPa (L1). Concluiu-se que todos os grupos laser e TIG apresentaram resultados semelhantes entre si; os grupos laser e TIG com preenchimento foram semelhantes ao grupo Chama direta e todos os grupos soldados foram diferentes estatisticamente do grupo.

Bhering et al (2012)⁵¹ avaliaram a influência do procedimento de fundição e da carga cíclica de estrutura metálicas no destorque dos parafusos protéticos e desadaptação marginal de coroas sobreimplantes unitárias. Foram obtidos 20 corpos de prova, cada conjunto consistia de um implante (hexágono externo 3,75x13mm – tipo Branemark), um pilar protético (UCLA totalmente calcinável ou com base metálica) e um parafuso protético. Os parafusos protéticos foram apertados com torque de 30 N.cm e aliviada 24 horas depois para avaliar o destorque inicial. Os parafusos foram reapertados e as fendas marginais foram avaliadas. Todas as amostras foram submetidas à ciclagem mecânica de 2Hz de frequência e 130 N de carga. As amostras foram reavaliadas quanto à desadaptação marginal e ao destorque após a carga mecânica. Os autores concluíram que os pilares obtidos de cilindros com base metálica mostraram menor desadaptação quando comparados com os pilares obtidos de cilindros totalmente calcináveis. Não foram observadas diferenças nos valores de destorque dos parafusos protéticos. Após a carga mecânica não houve diferença na desadaptação marginal e nem no destorque entre os grupos estudados.

Romeo e Storelli (2012)²¹ realizaram uma revisão sistemática para avaliar a taxa de sucesso e sobrevida de próteses sobre implantes com cantilever, bem como a incidência de complicações técnicas e biológicas. Foram selecionados 160 resumos de artigos. Sendo que somente 18 foram requeridos para a leitura completa e apenas 6 foram incluídos no estudo. A taxa de sobrevida das próteses sobre implantes com cantilever foi de 97,1%. As complicações biológicas foram de 5,7% ao nível do implante em 5 anos. As complicações técnicas foram analisadas: as mais comuns foram a fratura do revestimento estético e a fratura do parafuso do pilar. A decimentação foi de 5,9% e o afrouxamento do parafuso foi de 7,9%. Os autores concluíram que as próteses sobre implantes com cantilever podem ser consideradas como um tipo de tratamento confiável e que a revisão sistemática mostrou que não houve aumento na taxa de complicações devido à presença do cantilever.

Jorge et al (2013)⁵² avaliaram a função dos sistema implante-pilar na manutenção do

torque de parafusos de titânio e da desadaptação vertical de coroas implanto-suportadas parafusadas antes e após a ciclagem mecânica. Os resultados obtidos mostraram que os valores de destorque foram menores que os valores de torque de inserção tanto antes como após a ciclagem mecânica. Os autores concluíram que todos os grupos estudados apresentaram significativa diminuição do torque antes e após a ciclagem mecânica. A conexão tipo morse promoveu os valores de manutenção de torque mais elevados. A ciclagem térmica reduziu a desadaptação vertical de todos os grupos, embora nenhuma correlação significativa entre desadaptação vertical e perda de torque tenha sido encontrada.

Medeiros (2014)⁵³, avaliou a distribuição de tensões na interface osso/implante, por meio do método da fotoelasticidade, em próteses mandibulares tipos protocolos de Branemark, com diferentes extensões de cantilever, materiais de revestimento estético e uso de intermediários. Para isso, confeccionou um modelo fotoelástico de uma mandíbula totalmente edêntula, contendo cinco implantes hexágono externo (HE) de 4.0x13 mm entre os forames mentonianos. Foram divididos 6 grupos da seguinte forma: Grupo 1 - UCLA e barra metálica; Grupo 2 - UCLA e revestimento oclusal em resina acrílica; Grupo 3 - UCLA e revestimento em cerâmica; Grupo 4 - intermediário e barra metálica; Grupo 5 - Intermediário e revestimento em resina acrílica e Grupo 6 - Intermediário e revestimento em cerâmica. Para realização do experimento, foi utilizada uma máquina de ensaio universal com força inicial de 70 N, que foram aplicadas em um ponto anterior, no implante mais posterior nas diferentes extensões de cantilever (até 37,5mm do último implante) na barra metálica e posteriormente nas próteses confeccionadas com barra e revestimento em cerâmica e resina acrílica. As imagens obtidas foram analisadas pelo Adobe Photoshop CS6 após o teste e foi realizada a análise das tensões de acordo com o número de franjas de alta intensidade e de acordo com a concentração e área de distribuição dessas tensões com o aumento do cantilever, e melhor distribuição das tensões nos grupos testados. Como resultado, foi observado que o maior número de franjas de alta tensão com o aumento do cantilever, e melhor distribuição das tensões foram para os grupos com as próteses confeccionadas em resina acrílica e para os grupos que continham o componente intermediário. Concluíram, então, que o uso de intermediários com prótese protocolo em resina acrílica e ausência do cantilever tende a apresentar o menor número de franjas de alta tensão ao redor dos implantes.

Brant Filho (2014)⁵⁴ realizou uma pesquisa, cujo objetivo foi testar e comparar a resistência mecânica de cantileveres confeccionados de duas maneiras: 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). 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 à análise de variância para verificar diferenças estatísticas entre os grupos ($\alpha=5\%$), e o teste Tukey foi escolhido para análise entre grupos. Observaram 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). Concluíram, então, que as técnicas estudadas apresentaram resistência compatível com o esforço mastigatório e podem ser utilizadas para confecção de infraestruturas protéticas na reabilitação de pacientes desdentados, desde que o carregamento oclusal seja favorável, a diferença observada sugere que situações clínicas que indiquem grandes carregamentos ainda devam ser resolvidas com a barra tradicional.

Os parafusos de fixação das próteses se afrouxam, assim Farina et al (2014)⁵⁵ avaliaram a influência da técnica de aperto (aplicação de torque e retorque na união de estabilidade de titânio e parafuso protético de ouro) em próteses implanto-suportadas sob diferentes níveis de adaptação após um ano de simulação da função mastigatória por meio da ciclagem mecânica. Vinte próteses implanto-suportadas mandibulares foram confeccionadas e 20 modelos foram preparados pelo uso de próteses para criar 2 níveis de adaptação: adaptação passiva e desadaptação criada. O protocolo de aperto foi avaliado de acordo com 4 perfis distintos: sem retorque mais parafuso de titânio, sem retorque mais parafuso de ouro, retorque mais parafuso de titânio e retorque mais parafuso de ouro. Na aplicação do retorque, os parafusos foram apertados com 10 Ncm e reapertados com 10 Ncm após 10 minutos. Os autores concluíram que todas as técnicas de aperto revelaram valores de torque de afrouxamento reduzidos que foram significativamente menores nas próteses desadaptadas do que nas próteses com adaptação passiva. Entretanto, a aplicação do retorque aumentou significativamente o torque de afrouxamento quando foram usados tanto o parafuso de titânio como o parafuso de ouro. Portanto, este procedimento deveria ser utilizado como rotina durante o apertamento dos parafusos de próteses sobreimplantes.

Cid et al (2014)⁵⁶ realizaram um estudo para avaliar a perda óssea marginal do implante mais distal em próteses sobre implantes tipo protocolo de Branemark com cantilever maiores que 15mm, menores que 15mm e sem cantilever e também a influência do tipo de

antagonista. Os autores concluíram que a presença de cantilever aumentou a perda óssea marginal independente das suas extensões, mas o tipo de antagonista não influenciou na perda óssea.

Rodrigues em 2016⁵⁷ realizou um estudo com o objetivo de avaliar o comportamento das estruturas fundidas em titânio, soldadas à laser e à TIG, em relação ao desajuste marginal, força de destorque dos parafusos protéticos, fadiga mecânica, corrosão e tensão induzida aos análogos de mini pilares protéticos. Foram fundidas 50 estruturas em titânio comercialmente puro, vinte simulando próteses fixas múltiplas de 2 elementos e 30 halteres. Para cada infraestrutura foram confeccionados dois tipos de index, simulando um desajuste marginal de 200 µm. Um index em gesso especial, para desenvolvimento da análise de tensão, e outro em resina fotoelástica, para avaliação do desajuste marginal, força de destorque, fadiga mecânica e corrosão. Antes e após os procedimentos de soldagem foram realizadas as seguintes avaliações: mensuração do desajuste marginal, por meio de microscópio óptico e microtomógrafo de raio-X; análise da tensão induzida aos mini pilares protéticos, por meio da técnica extensométrica; e mensuração da força de destorque dos parafusos protéticos. Após a realização dos procedimentos de soldagem as infraestruturas foram submetidas à ciclagem mecânica (280 N/ 106 ciclos /2Hz) para avaliação da força de destorque dos parafusos protéticos pós-ciclagem. A longevidade das estruturas intactas e soldadas também foi avaliada, por meio de ensaios mecânicos de fadiga, e o comportamento à corrosão, por meio de testes eletroquímicos de espectroscopia de impedância eletroquímica e polarização potenciodinâmica. Ambos os procedimentos de soldagem diminuíram o nível de desajuste marginal, aumentaram a intensidade da força de destorque e reduziram a tensão induzida aos mini pilares protéticos. Contudo, após a ciclagem mecânica houve diminuição da intensidade da força de destorque dos parafusos protéticos. Conclui-se que os procedimentos de soldagem tiveram influência sobre a adaptação marginal das infraestruturas, proporcionando maior estabilidade ao sistema implantossuportado. A ciclagem mecânica teve influência sobre a estabilidade dos parafusos protéticos, sendo necessárias proserações periódicas durante o uso da prótese para reaperto e/ou troca dos parafusos.

Goiato et al (2016)⁵⁸ realizaram um estudo onde a análise fotoelástica foi utilizada para avaliar o comportamento biomecânico das coroas de dois parafusos suportadas por implantes com diferentes sistemas de conexão e comprimentos de cantilever. Três modelos foram feitos em resina fotoelástica PL-2 e divididos em seis grupos, com base no sistema de conexão do implante (hexágono externo ou Cone Morse), tipo de abutment (Mini Pilar

[Neodent, Curitiba, Parana, Brasil] ou 'UCLA') e número de coroas no cantilever (uma ou duas). A prótese sobre implante foi colocada em um polariscópio circular, onde as superfícies oclusais das coroas sofreram sob as cargas de 100 N nas direções axial e oblíqua em uma máquina de teste universal (EMIC). Os estresses gerados foram registrados e analisados qualitativamente em um programa de gráficos (Adobe Photoshop). Sob carga axial, todos os grupos apresentaram números similares de franjas, que foram aumentadas quando as coroas foram submetidas a carga oblíqua. O maior número de franjas foi encontrado durante a aplicação de força oblíqua no grupo Hexágono externo + Mini Pilar. Portanto, Goiato et al concluíram que embora o tipo de sistema de conexão do implante não tenha influência direta na distribuição do esforço no sentido axial, o comprimento do cantilever teve influência direta na distribuição do estresse. Modelos com duas coroas no cantilever apresentaram maior estresse, com maior concentração de força na parte cervical do implante.

Bhering et al (2016)⁵⁹ avaliaram o efeito de um cilindro protético e a fundição na desadaptação e perda de torque de próteses sobre implantes múltiplas parafusadas sob simulação de mastigação. Foram utilizados cilindros totalmente calcináveis e cilindros com base metálica e fundidos com liga de Co-Cr. O trabalho apresentou as seguintes conclusões: As vantagens do uso de cilindros calcináveis ou com base metálica depende do tipo de prótese; os parafusos protéticos nas estruturas com sobrefundição apresentaram maiores estabilidades; a perda de torque do parafuso do pilar pode ter influência do parafuso protético; a simulação da mastigação não influenciou na adaptação da estrutura metálica, entretanto, reduziu o torque de afrouxamento do parafuso da prótese nas estruturas obtidas com cilindros calcináveis; a desadaptação marginal diminuiu o torque de afrouxamento dos parafusos protéticos quando sob a influência das forças mastigatórias.

Suedam et al (2016)⁶⁰ realizou um estudo para avaliar a tensão gerada na área peri-implantar de próteses implantossuportadas com cantilever, e os possíveis efeitos dessa variável. Foi utilizado um modelo de poliuretano simulando o osso mandibular com dois implantes de diâmetro 3,75mm. Formados 6 grupos de acordo com a estrutura da liga (Cobalto-Cromo ou Paládio-Prata) e os pontos de aplicação da carga (5mm, 10mm e 15mm) no braço do cantilever. Foi aplicada uma carga de 300N e a tensão gerada foi avaliada. Os testes estatísticos realizados foram Anova-TwoWay e Turkey, onde encontraram diferenças significantes entre os grupos. O teste de Pearson foi aplicado, mostrando correlação positiva entre o aumento do braço de cantilever e a deformação da área implantar. Portanto, concluíram que quanto maior o braço de alavanca (cantilever), maior será a deformação da

área peri-implantar.

Al Oaibi et al (2018)⁶¹ utilizou em seu estudo modelos de resina com implantes estabilizados a 35N.cm mantidos por diferentes tempos, seguindo 3 protocolos de aplicação de torque: A – torque instantâneo, B- torque após 10s e C- torque após 20s. Os valores de destorque foram registrados durante a remoção dos parafusos e comparados. Os resultados mostraram que os valores médios de torque de remoção foram menores que o torque aplicado para todos os parafusos. No entanto, a diferença entre os valores de destorque não foram significantes estatisticamente.

Camargo et al (2019)⁶² investigaram em seu trabalho a influência do implante mais distal e o comprimento do cantilever em próteses totais implantossuportadas na perda óssea marginal. Foi utilizada tomografia computadorizada para medição da inclinação do implante mesio-distal. Já o comprimento do cantilever foi medido durante a fabricação da prótese. As radiografias foram obtidas após 1 e 3 anos da instalação. Não foi encontrada nenhuma diferença significativa entre a perda óssea marginal e comprimento do cantilever ou inclinação do implante.

PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a perda de torque dos parafusos de barras metálicas tipo protocolo de Branemark, obtidos pela técnica de enceramento convencional em monobloco e soldagem TIG, sujeitas a cargas em diferentes extensões de cantilever.

A hipótese nula a ser testada foi a de que a perda de torque dos parafusos não seria influenciada nem pela técnica de obtenção das barras metálicas (monobloco ou soldada) nem pela extensão do cantilever (10, 15 e 20) e que não haveria diferença estatística significativa entre a perda de torque dos parafusos.

***M*ATERIAL E *M*ÉTODO**

Confecção do modelo mestre

Foi utilizado um modelo mestre confeccionado em resina acrílica (Clássico – Brasil) e utilizando perfurações já existentes foram adaptados quatro análogos de microunit cônico (Conexão, São Paulo, Brasil) com diâmetro de 4,1 mm para simular um caso de prótese fixa tipo protocolo de Branemark, com quatro implantes. Os análogos foram adaptados nas perfurações, de modo que ficaram paralelos entre si. Da esquerda para a direita, os componentes protéticos serão numerados de 1 a 4 (figura 1).

Figura 1: Modelo mestre em resina acrílica simulando mandíbula com 4 implantes.



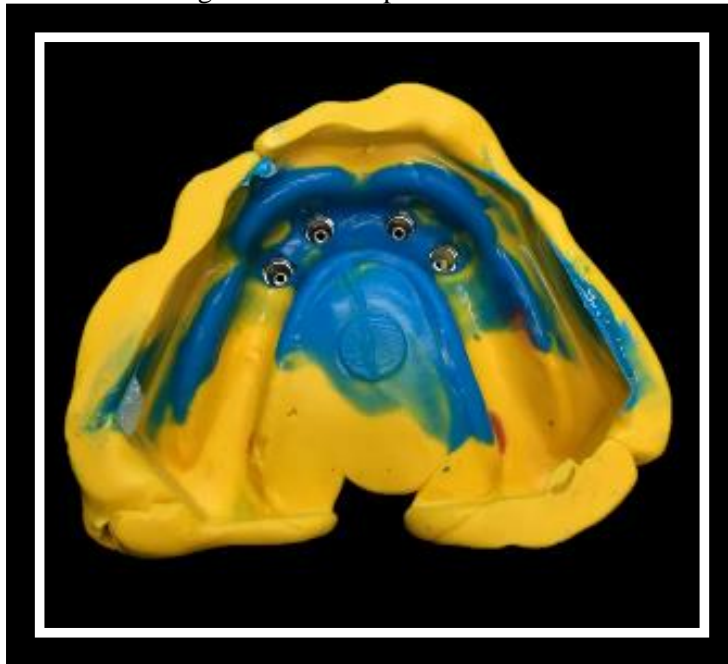
Fonte: própria (2018)

Confecção dos modelos de poliuretano

Para realizar a transferência da posição dos análogos dos minipilares, quatro transferentes quadrados do microunit (Conexão, São Paulo, Brasil) foram adaptados nos análogos de microunit no modelo mestre e posteriormente unidos com fio dental e resina acrílica (Duralay – Reliance Co - EUA). Após a polimerização da resina, a tensão gerada por ela foi eliminada pelo seccionamento do conjunto resina/fio dental, entre os transferentes com broca tipo carbide 170L. Em seguida, as partes foram novamente unidas, com resina acrílica (Duralay), tendo o cuidado de realizar uma união de cada vez.

Para realização da moldagem, foi selecionada uma moldeira de estoque plástica e foram realizadas perfurações para abrir espaço para os transferentes quadrados. Foi utilizado como material de moldagem o silicone de condensação (Zetaplus System – Zhermack, Itália), sendo que o material leve foi depositado diretamente sobre os transferentes ferulizados com resina e fio dental e, o material pesado, na moldeira. No molde ficaram, então, inseridos os transferentes (figura 2).

Figura 2: Vista superior do molde



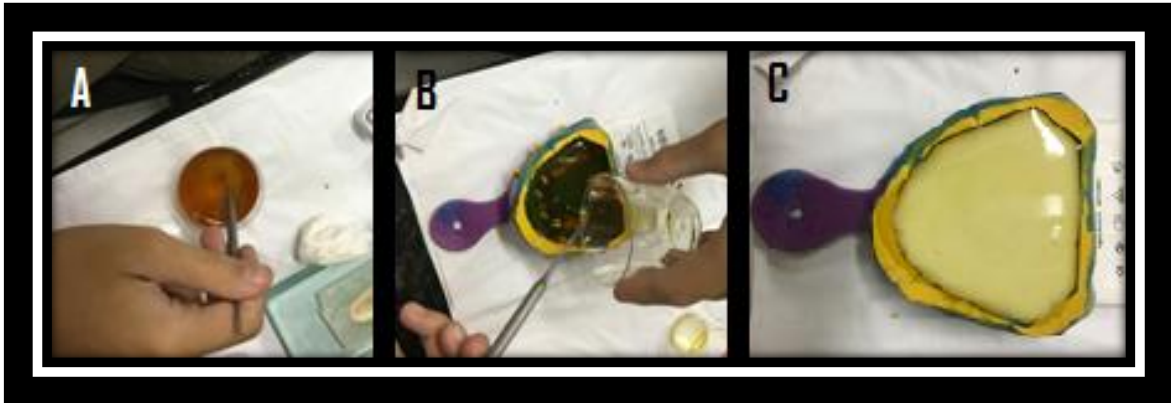
Fonte: própria (2018)

Para confeccionar o modelo em resina de poliuretano, foram adaptados análogos nos transferentes. Na confecção dos 30 modelos foram necessários 120 análogos de microunit (Conexão, Brasil).

Sobre os respectivos moldes com os análogos foi vazada a resina de poliuretano (F 160, Axson Brasil), manipulada de acordo com as instruções do fabricante (figura 3a e 3b), e após polimerização da resina (figura 3c), a mesma foi removida do molde, por meio da soltura dos parafusos longos.

Todo o processo foi repetido para a confecção de novo modelo, perfazendo 30 modelos para a realização do projeto. Esses modelos simulam a mandíbula de 30 pacientes com distribuição de implantes semelhantes a partir dos quais foram confeccionadas as barras metálicas tipo protocolo de Branemark seguindo todas as etapas de um caso clínico.

Figura 3: A- Manipulação da resina poliuretano; B- Depósito da resina no molde; C- Molde com a resina de poliuretano polimerizada.



Fonte: própria (2018)

Obtenção dos 30 modelos em gesso

Para obtenção dos modelos de gesso, foi realizada a moldagem de todos os modelos de poliuretano, individualmente, com moldeira de estoque plástica, onde foi necessária a realização de perfurações para abrir espaço para os transferentes quadrados. Foi utilizado como material de moldagem o silicone de adição (Express, 3M ESPE), sendo que o material leve foi depositado diretamente sobre os transferentes ferulizados com resina e fio dental e, o material pesado, na moldeira. Nos moldes ficaram inseridos os transferentes (figura4).

Figura 4: Vista superior do molde.



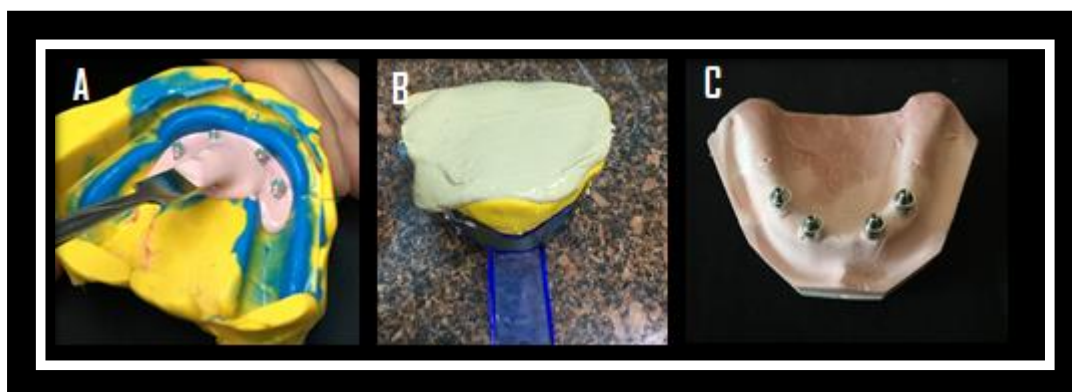
Fonte: própria (2018)

Para a confecção dos modelos de gesso, os análogos foram adaptados nos transferentes. Para a confecção dos 30 modelos de gesso foram necessários 120 análogos de microunit.

Foram manipulados, manualmente, 50gr de gesso pedra tipo IV (SnowRock- Coréia) na proporção água/pó recomendada pelo fabricante (figura 5a) e, posteriormente, vazados nos molde e mantidos sobre a bancada, por uma hora, aguardando a presa do gesso para depois ser complementado com gesso tipo III (figura 5b).

Todo o processo foi repetido para a confecção de novo modelo de gesso (figura 5c), perfazendo 30 modelos. Sobre esses modelos (n=30) foram confeccionadas as barras metálicas, sendo 15 com a técnica da fundição em monobloco e 15 pela fundição e posterior soldagem pelo método de solda TIG.

Figura 5: A- Depósito do gesso tipo IV com auxílio de espátula 24; B- Molde com base em gesso tipo III feita; C- Vista superior do modelo de gesso;



Fonte: própria (2018)

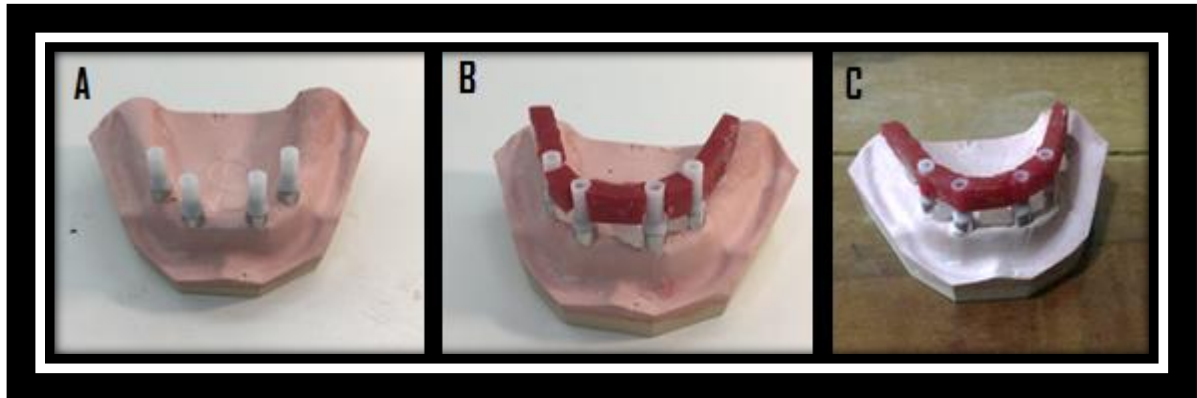
Confecção das barras

Técnica em monobloco: sobre os modelos de gesso (n=15) foram adaptados cilindros calcináveis do microunit (Conexão, São Paulo, Brasil)(figura 6a). Estes foram seccionados 2mm acima do parafuso do cilindro do microunit e, em seguida, confeccionados os padrões. Barras em resina acrílica (Duralay, Reliance Co - EUA) medindo 6mm de altura por 4mm de largura (figura 6b), foram unidas aos cilindros calcináveis com cera 7. Em seguida, uma fina camada de cera 7 foi aplicada por todo o conjunto, com a finalidade de obter uma padronização (figura 6c). Foram enceradas 5 barras com cantilever de 10 mm, 5 barras com cantilever de 15 mm e 5 barras com cantilever de 20 mm.

Após o enceramento, os padrões foram incluídos em monobloco em revestimento (MegaVest Press – Eichstätt, Germany), sem secção, formando o grupo fundição em monobloco. A fundição foi realizada de forma convencional, utilizando a liga de Co-Cr

(Alloy – DeguDent). Após a fundição, foi realizado a desinclusão com auxílio de broca carbide 701 para eliminação do excesso de revestimento e, então, feito o jateamento em óxido de alumínio 120 micrometros.

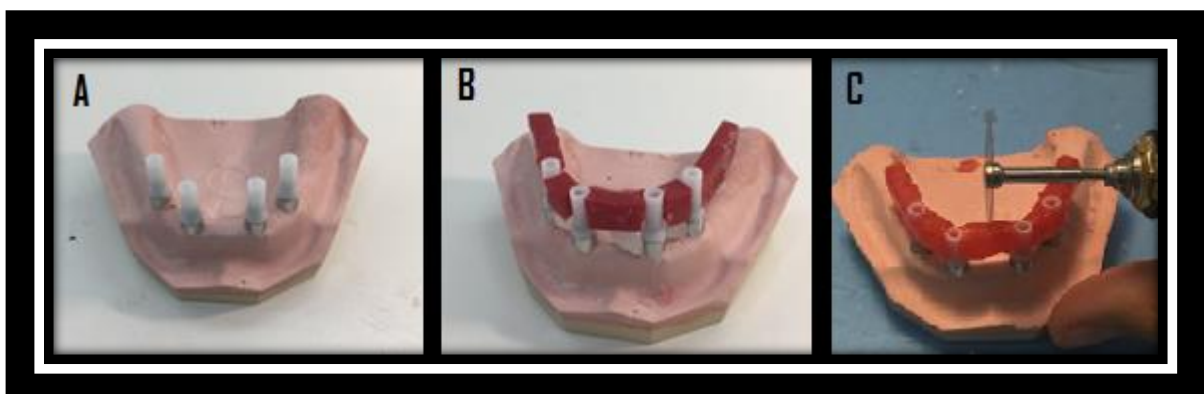
Figura 6: A- Vista superior do modelo com cilindros de microunit adaptados; B- Vista superior dos padrões de barra em resina acrílica duralay adaptados nos cilindros de microunit; C- Vista superior da barra em resina Duralay encerada



Fonte: própria (2018)

Técnica para soldagem TIG: nessa técnica as mesmas etapas foram seguidas até a obtenção do padrão (figura 7a e 7b). Em seguida esses padrões foram seccionados perpendicularmente entre os pilares 2 e 3 exatamente na metade, e suas partes foram incluídas em revestimento (MegaVest – Eichstätt, Germany) (figura 7c). A fundição foi realizada de forma convencional, utilizando a liga de Co-Cr (Alloy – DeguDent). Após a fundição as peças protéticas foram desincluídas, retirando o excesso de revestimento com broca carbide 701 e jateadas com óxido de alumínio 120 micros. As partes da barra foram recolocadas nos modelos de gesso e realizada a soldagem TIG. Foram confeccionadas 5 barras com cantilever de 10 mm, 5 barras com cantilever de 15 mm e 5 barras com cantilever de 20 mm.

Figura 7: A- Vista superior do modelo com cilindros de microunit adaptados; B- Vista superior dos padrões de barra em resina acrílica duralay adaptados nos cilindros de microunit; C- Vista superior do momento de secção entre os minipilares;



Fonte: própria (2018)

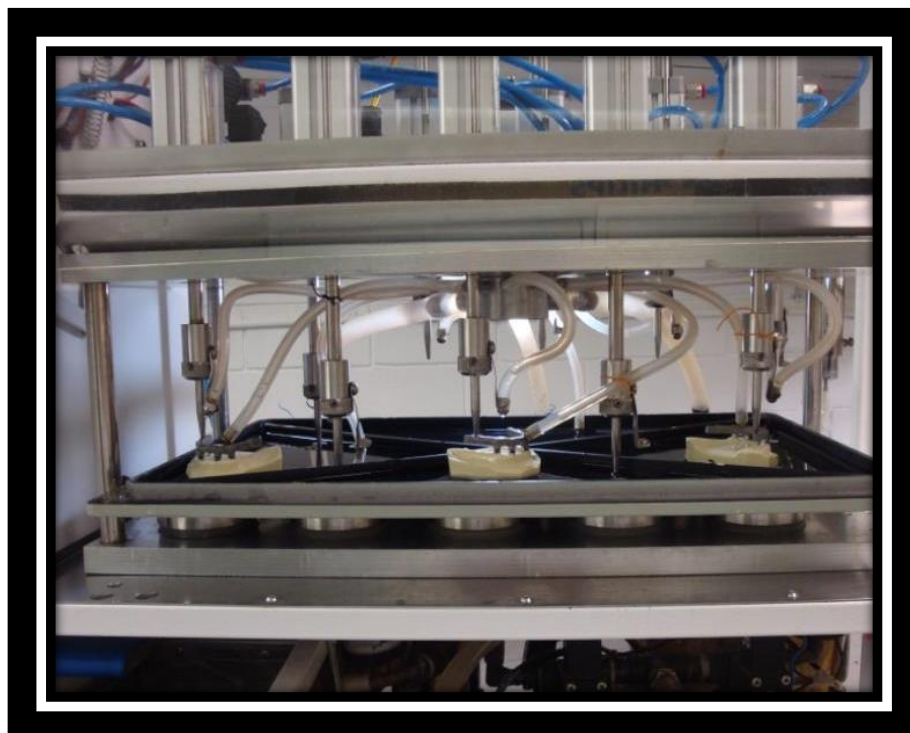
Ensaio

Cada barra foi adaptada sobre seu respectivo modelo de resina de poliuretano e os parafusos apertados utilizando torquímetro digital (TQ 680 - Instruterm Instrumentos de Medição Ltda - São Paulo, SP, Brasil) com 10 N.cm, seguindo a sequência 2-4-3-1. Transcorridos 10 minutos da pré-carga, os parafusos foram novamente apertados com o torquímetro até 10 N.cm, como recomendado pelo fabricante. Um único examinador realizou o torque dos parafusos, padronizando a velocidade dos procedimentos.

Os modelos de resina poliuretano com as barras com cantilever de 10, 15 e 20mm, respectivamente, foram posicionados na máquina de simulação de mastigação (MSM-Elquip Equipamentos para Pesquisa Odontológica, São Carlos/SP, Brasil)(figura 8). Em cada barra foi aplicada uma carga vertical cíclica de 120 N a uma distância de 10, 15 ou 20 mm do centro do último implante, no lado direito da barra. Durante o transcorrer do ensaio, os modelos com as respectivas barras foram mantidos em água destilada, com variação de temperatura de 5-55 graus Célsius. Foram realizados 250 mil ciclos mecânicos com frequência de 2 Hz, que é similar a frequência mastigatória, como encontrado por Graf e Zander em 1963.⁶³

O ensaio foi repetido até que todos os modelos/barras fossem submetidos à máquina de simulação de mastigação. Para cada técnica de obtenção da barra foram realizados ensaios nas diferentes extensões de cantilever de 10, 15 e 20 mm.

Figura 8: Barras sendo submetidas a máquina de simulação de mastigação



Fonte: própria (2018)

Perda de Torque

Imediatamente após o ensaio da ciclagem termomecânica, com torquímetro digital (TQ 680 - Instruterm Instrumentos de Medição Ltda - São Paulo, SP, Brasil) inserido nos parafusos, na sequência 2-4-3-1, foi feita a leitura do valor da perda de torque de cada parafuso da barra metálica. Os valores obtidos (torque de afrouxamento) foram utilizados para determinar os valores de perda de torque em comparação com o torque inicial.

Com os valores obtidos, foi utilizada a fórmula para cálculo da perda de torque:

$$\text{Perda de torque (\%)} = \left(\frac{\text{Torque inicial} - \text{torque final}}{\text{torque inicial}} \right) \times 100^{64}$$

Após tabulação dos resultados obtidos a normalidade dos dados foi testada (Shapiro-Wilk) e uma vez que os estes apresentaram distribuição não normal foi realizado teste de Brunner-Langer no programa R (R Core Team – 2018 – R Foundation for Statistical Computing, Viena, Austria) e pós teste de Friedman corrigido por Benjamini–Hochberg false discovery rate (fdr). Foi adotado nível de significância de 5%.

***R*ESULTADOS**

Tabela I: Média (%) da perda de torque e Desvio Padrão (DP) nos implantes pilares após ciclagem termomecânica em cada um dos grupos.

Barra	Cantilever	Parafuso	Média	Mediana	Desvio Padrão	Intervalo de Confiança		Mínimo	Máximo
						Limite Inferior	Limite Superior		
Mono	20	P1	68,0	70,0	11,0	54,4	81,6	50,0	80,0
		P2	44,0	50,0	13,4	27,3	60,7	30,0	60,0
		P3	30,0	40,0	23,5	0,9	59,1	0,0	50,0
		P4	38,0	30,0	21,7	11,1	64,9	20,0	70,0
	15	P1	66,0	70,0	15,2	47,2	84,8	50,0	80,0
		P2	48,0	40,0	24,9	17,1	78,9	30,0	90,0
		P3	38,0	40,0	14,8	19,6	56,4	20,0	60,0
		P4	58,0	60,0	11,0	44,4	71,6	40,0	70,0
	10	P1	80,0	80,0	10,0	67,6	92,4	70,0	90,0
		P2	52,0	60,0	11,0	38,4	65,6	40,0	60,0
		P3	52,0	60,0	29,5	15,4	88,6	0,0	70,0
		P4	64,0	70,0	8,9	52,9	75,1	50,0	70,0
TIG	20	P1	64,0	70,0	18,2	41,4	86,6	40,0	80,0
		P2	58,0	60,0	13,0	41,8	74,2	40,0	70,0
		P3	48,0	50,0	22,8	19,7	76,3	20,0	70,0
		P4	48,0	50,0	16,4	27,6	68,4	20,0	60,0
	15	P1	54,0	50,0	11,4	39,8	68,2	40,0	70,0
		P2	46,0	50,0	16,7	25,2	66,8	30,0	70,0
		P3	54,0	60,0	8,9	42,9	65,1	40,0	60,0
		P4	44,0	50,0	8,9	32,9	55,1	30,0	50,0
	10	P1	58,0	70,0	25,9	25,9	90,1	30,0	80,0
		P2	56,0	60,0	11,4	41,8	70,2	40,0	70,0
		P3	48,0	30,0	24,9	17,1	78,9	30,0	80,0

Tabela II: apresenta os resultados obtidos após a realização do teste de Brunner-Langer.

Wald.test				
	Statistic	df	p-value	
Barra	0.3103828	1	0.5774453918	
Cantilever	4.5249108	2	0.1040945767	
Parafuso	22.5322379	3	0.0000505427	
Barra:Cantilever	4.4750972	2	0.1067197981	
Barra: Parafuso	12.0773188	3	0.0071229379	
Cantilever: Parafuso	2.5469241	6	0.8631795926	
Barra:Cantilever: Parafuso	5.4832534	6	0.4834830694	
ANOVA.test				
	Statistic	df	p-value	
Barra	0.3103828	1.000000	0.5774454	
Cantilever	2.1704372	1.969643	0.1149593	
Parafuso	7.7638387	2.701756	0.0000736	
Barra vs Cantilever	2.4982140	1.969643	0.0831116	
Barra vs Parafuso	2.9491873	2.701756	0.0365522	
Cantilever vs Parafuso	0.4682776	4.541833	0.7826662	
Barra vs Cantilever vs Parafuso	0.5588436	4.541833	0.7148455	
ANOVA.test mod.Box				
	Statistic	df1	df2	p-value
Barra	0.3103828	1.000000	20.60849	0.5834461
Cantilever	2.1704372	1.969643	20.60849	0.1400726
Barra vs Cantilever	2.4982140	1.969643	20.60849	0.1074473

Na tabela II foi verificada diferença significativa entre a posição dos parafusos, onde P1 apresentou perda de torque significativamente maior que em P2($p < 0,001$), P3($p < 0,001$) e P4($p < 0,001$).

A interação do tipo de barra vs parafuso também apresentou diferença estatisticamente significativa (tabela II) em que, ao comparar os parafusos para o mesmo tipo de barra (tabela III), a barra monobloco apresentou diferença significativa entre os parafusos, com maior perda de torque para o parafuso P1 quando comparado ao P2 ($p < 0,001$), P3($p < 0,001$) e P4($p < 0,001$) e para o parafuso P4 quando comparado ao P3 ($p = 0,035$) (Tabela III). Para a barra soldada por TIG foi verificada perda significativamente maior para P1 quando comparada a P2($p = 0,047$), P3($p = 0,038$) e P4($p = 0,002$).

Ao comparar as barras para cada parafuso, não foi encontrada diferença significativa entre o monobloco e TIG nos diferentes comprimentos de cantilever (tabela III).

Figura 9: Perda de torque cada parafuso do grupo monobloco.

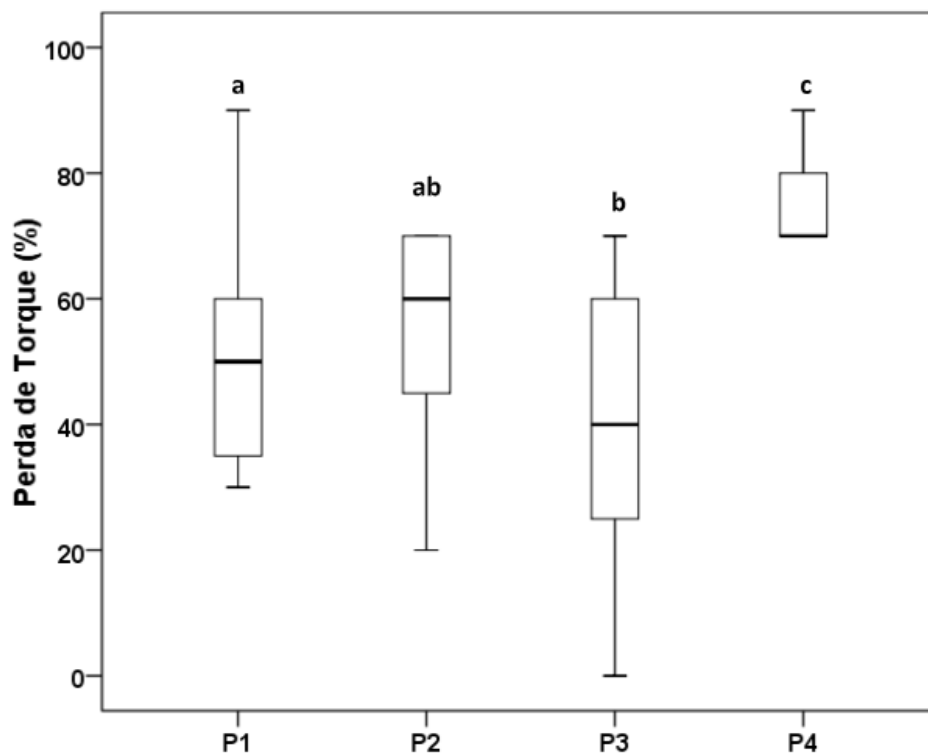


Figura 10: Perda de torque para cada parafuso do grupo TIG.

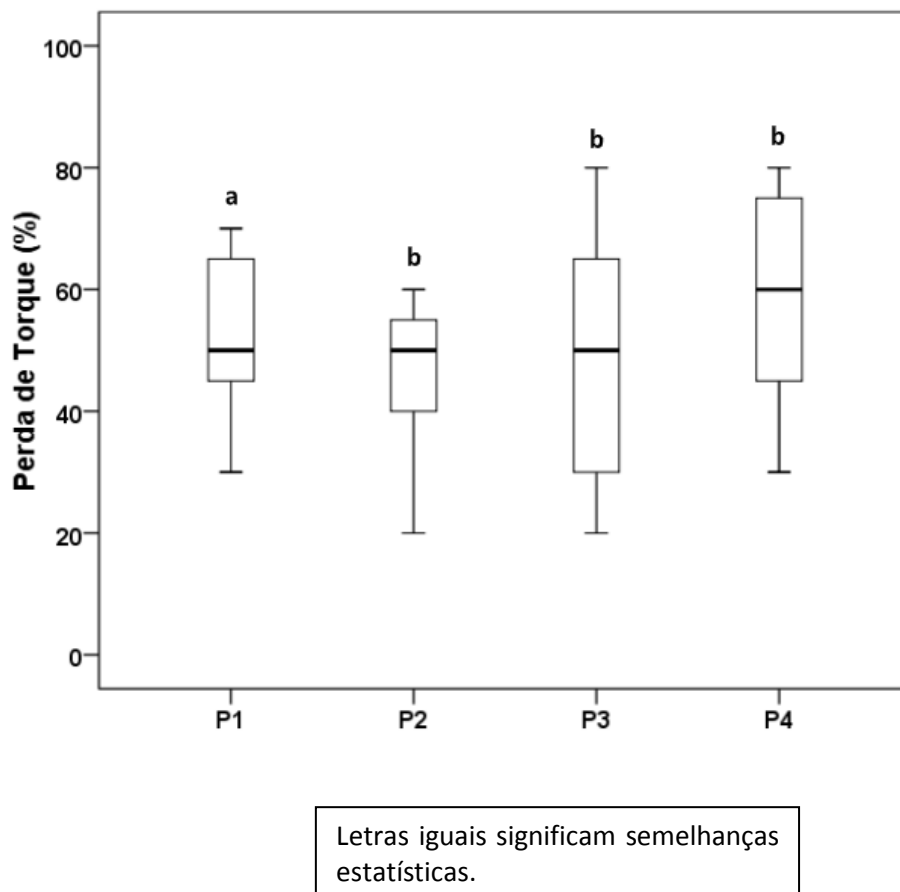


Tabela III: Pós teste de Friedman

	H0	statistic	p.value
Mono	P1 = P2	5.7342983	1.5e-06
	P1 = P3	6.3845795	1.6e-07
	P1 = P4	3.8425710	0.00087
	P2 = P3	0.6502812	0.57908
	P2 = P4	1.8917273	0.11476
	P3 = P4	2.5420085	0.03525
TIG	P1 = P2	2.3646591	0.04671
	P1 = P3	2.4828920	0.03750
	P1 = P4	3.5469886	0.00187
	P2 = P3	0.1182330	0.90613
	P2 = P4	1.1823295	0.31991
	P3 = P4	1.0640966	0.36896
P1	Mono = TIG	2.0690767	0.08868
P2	Mono = TIG	1.3005625	0.28952
P3	Mono = TIG	1.8326108	0.12232
P4	Mono = TIG	1.7734943	0.12328

DISSCUSSÃO

A prótese sobre implantes do tipo protocolo de Branemark é aceita universalmente para a reabilitação de desdentados totais. (Romeo, Storelli, 2012)²¹. Em seu desenho, essa prótese utiliza uma extensão para distal, normalmente bilateral, chamada cantilever. Esse cantilever produz um braço de alavanca que é considerado uma das principais causas do surgimento de problemas mecânicos na prótese, no implante e muitas vezes também em tecido ósseo. Um desses problemas é o afrouxamento dos parafusos de fixação da prótese. (Rocha et al, 2006)¹⁹.

Este trabalho teve o objetivo de verificar o comportamento dos parafusos de fixação de barras metálicas para prótese protocolo em monobloco e após soldagem TIG nos diferentes comprimentos de cantilever, após serem submetidos à máquina de simulação de mastigação.

Analisando os grupos quanto à perda de torque após os ensaios de simulação de mastigação, verificou-se que os diferentes tamanhos de cantilever não apresentaram diferenças estatisticamente significativas, assim como a comparação entre monobloco e soldagem TIG, o que nos permite aceitar parcialmente a hipótese nula testada. Porém, foi encontrada diferença significativa entre a posição dos parafusos e os valores de perda de torque, negando parcialmente a hipótese nula testada.

No presente trabalho, o fato de não haver diferença significativa entre os tamanhos de cantilever, foi um achado semelhante ao estudo de Cid et al , 2014⁵⁶, onde nenhuma diferença foi relacionada entre os diferentes tamanhos.

Na literatura, há estudos realizados em cantilever com diferentes extensões submetidos a vários protocolos de pesquisa (Rodriguez et al., 1993)⁶⁵. A análise da perda de torque relacionada à extensão do cantilever pode ser parâmetro a ser considerado no planejamento de uma prótese protocolo, tendo em vista ser comum a solicitação por parte do paciente por uma prótese com extensão similar à dentição natural.

A perda de torque representa a diferença entre o torque inicial e o torque de afrouxamento necessário para soltar totalmente o parafuso da barra após a ciclagem termomecânica. No presente estudo, em concordância com os estudos de Farina et al em 2014⁵⁵ e Al-Turki em 2002⁶⁶, os grupos apresentaram resultados onde o torque de afrouxamento era menor do que o torque de apertamento, possuindo em alguns grupos diferenças estatísticas e em outros não.

A redução da pré-carga das forças suficientes para superar o atrito e as forças de compressão que mantêm as superfícies em contato podem resultar em valores menores de torque de afrouxamento (Cantwell, Hobkirk, 2004)⁶⁷.

A resposta física diante da carga oclusal aplicada foi afrouxamento de parafuso que prende a barra ao componente protético e essa condição ocorreu em todos os grupos, independente da extensão do cantilever. Essa ocorrência é relevante do ponto de vista clínico, se for considerado que o afrouxamento do parafuso pode levar a complicações mais sérias (Al Turki et al., 2002)⁶⁶ como acúmulo de tecido de granulação entre o implante e o pilar, possivelmente resultando em fístula, deposição de placa entre o pilar e a prótese (Kallus, Bessing, 1994)²⁴ e resultar em fratura de componentes ou perda óssea ao redor do implante (Farina et al., 2014)⁵⁵

Estudos têm relatado que o afrouxamento de parafusos é uma complicação frequente nas reabilitações com prótese sobre implante (Behr et al, 1998⁶⁸, Jemt, 1992²⁶, Naert et al., 1992⁶⁹) e podem prejudicar outros componentes da prótese (Al-turki et al., 2002)⁶⁶. Esse afrouxamento tem sido relacionado com força de compressão igual ou maior que a tensão criada nos parafusos durante a força de aperto (Alkan, Sertgoz e Ekici, 2004)⁷⁰. Essa tensão nos parafusos foi denominada de pré-carga (preload). Estudos avaliando a perda da pré-carga em parafusos protéticos, ao longo do tempo, encontraram redução de 24.9% após 15h, e destes, 40.2% afrouxaram após 10 segundos do torqueamento (Cantwell, Hobkirk, 2004)⁶⁷.

Então, neste estudo, antes de cada barra ser submetida ao ensaio, todos os parafusos receberam torque de 10 N.cm e, após 10 minutos, foram checados com o torquímetro para confirmar ou atingir o mesmo valor (retorque), antes de cada ser submetida ao ensaio de simulação de carga. Essa foi uma estratégia utilizada para a manutenção do torque, mais próximo possível de 10 N.cm, no início dos ensaios.

Jacques et al, 2009³⁸ relataram que ligas com alto módulo de elasticidade, como é o caso da liga de Co-Cr, sofreram pouca ou nenhuma deflexão com o aumento do cantilever, resultando em mais deformação no pilar. Os parafusos podem ser sobrecarregados sugerindo a necessidade de cantilever reduzido tendo em vista ter sido relacionado como maior causa de problemas mecânicos.

O afrouxamento de um parafuso de uma prótese com vários implantes pode indicar sobrecarga em outro até que o mesmo também apresente afrouxamento (Bacchi et al, 2013)⁷¹ e assim, sucessivamente, até a soltura de todos ou fratura de algum, quando o profissional ou o paciente perceberão o ocorrido, porém possivelmente, nem todo parafuso fraturado poderá ser indicativo de que estivesse sobre maior carga.

No ensaio, a barra era submetida à carga de 120 N, no lado direito, de forma pontual, na extensão correspondente a cada grupo (10, 15 e 20 mm). O parafuso 1, em ambos os tipos

de barra, apresentou a maior perda de torque, provavelmente, pela sua posição mais próxima ao cantilever e à aplicação de força (Telles et al., 2014)⁷².

Vários trabalhos também apresentaram resultados semelhantes quanto à posição do implante, relatando maior tensão na região do implante mais próximo ao ponto de carga (Rodriguez, Aquilino e Lund, 1994⁷³, Calandriello, Tomatis, 2005⁷⁴) ou nenhuma diferença sistemática no afrouxamento dos parafusos entre as diferentes posições dos implantes (Kallus, Bessing, 1994)²⁴.

Para manter o sucesso clínico de uma prótese sobre implante, recomenda-se que os pacientes sejam chamados para manutenção clínica e radiográfica a cada 5 anos (Kallus, Bessing 1994)²⁴. Entretanto, frente aos resultados deste estudo em que todos os parafusos apresentaram-se com menor torque de afrouxamento após uma simulação de atividade mastigatória de 06 meses, seria aconselhável que os retornos de manutenção ocorressem em intervalo menor que 5 anos. Um período menor de retorno evitaria que todos os parafusos perdessem totalmente o torque e conseqüentemente, ocorresse a soltura total da prótese com todos os inconvenientes.

Existem limitações no presente estudo que podem ter exercido influência nos resultados, como as limitações inerentes à fundição e o ensaio de simulação da mastigação ter sido realizado diretamente na barra (pela aplicação de uma carga pontual) e não na barra revestida por resina ou cerâmica e com baixo número de ciclos.

Para futuros estudos, sugere-se a avaliação da perda de torque em barras feitas no sistema CAD/CAM submetidos aos mesmos ensaios, avaliação da perda de torque das próteses confeccionadas sobre as barras e a comparação da adaptação das barras monobloco e TIG.

CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos neste trabalho pode-se concluir que:

1. Todos os parafusos de fixação da prótese apresentaram perda de torque após a ciclagem termomecânica.
2. O parafuso P1 apresentou maior perda de torque em relação aos demais, tanto na barra em monobloco, quanto na barra soldada pela técnica TIG.
3. A extensão do cantilever não teve influência na perda de torque.
4. Os resultados mostram que não houve diferença significativa em relação à perda de torque do parafuso de retenção entre os tipos de barra utilizados.

***R*EFERÊNCIAS**

1. Ferreira AAA et al. A dor e a perda dentária: representações sociais do cuidado à saúde bucal. *Ciênc. saúde coletiva*, 2006.
2. Silva MÊS e, Magalhães CS de, Ferreira EF e. Perda dentária e expectativa da reposição protética: estudo qualitativo. *Ciênc. saúde coletiva*, 2010.
3. Machado FCA, et al. Dificuldades diárias associadas às próteses totais. *Ciênc. saúde coletiva*, 2013.
4. Costa APS da et al. Qualidade técnica e satisfação relacionadas às próteses totais. *Ciênc. saúde coletiva*.18(2): 453-460, 2013.
5. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*. 3rd. Ed. St. Louis: Mosby, 2001.
6. Misch CE. *Implantes dentais contemporâneos*. 3^a. Ed., Mosby-Elsevier. 1102p, 2009.
7. Sahin S, Çehreli M. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*, 10:85-92. 2001.
8. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent*. 2014 Sep;112.3:555-60.
9. American Dental Association. *Guide to dental materials and devices: specification n°5 for dental casting gold alloy*. 6.ed. Chicago: ADA,182-5, 1972.
10. Stade EH, Reisbick MH, Preston JD. Preceramic and postceramic solder joints. *J Prosthet Dent*.34.5:527-32, 1975.
11. Anusavice KJ Phillips: *Materiais Dentários*. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.
12. Anusavice KJ et al. Flexure test evaluation of pre soldered base metal alloys. *J Prosthet Dent*. 54.4:507-517, 1985.
13. Souza PCRD et al. Brazing and laser welding of a Ni-Cr alloys. *Pós-Grad Rev Fac Odontol*, 3:7-16, 2000.
14. Silva,J da. *Avaliação da resistência flexural entre diferentes métodos de soldagem: chama direta – TIG – laser*. 2007. Dissertação (mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2007.
15. Gordon TE, Smith DL. Laser welding of prostheses – an initial report. *J Prosthet Dent*. 24.4:472-6, 1970.
16. Ueno AH. *Avaliação da resistência ao dobramento de juntas soldadas por dois métodos: arco elétrico em atmosfera de argônio e convencional a maçarico, em liga de metal não nobre à base de NiCr*.124f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 1994.

17. Marques PV. Tecnologia da soldagem. Belo Horizonte: ESAB, 1991.
18. Bertrand C et al. The laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results. *Brit Dent J.*190.5:255-257, 2001.
19. Rocha R, Pinheiro ALB, Villaverde AB. Flexural Strength of Pure Ti, Ni-Cr and Co-CrAlloys Submitted to Nd:YAG Laser or TIG Welding. *Braz Dent J.*17.1:20-23, 2006.
20. Silva J, Hotta TH, Matsumoto W. Avaliação da resistência flexural entre diferentes métodos de soldagem. *Implant News.* 9.6:803-809, 2012.
21. Romeo E, Storelli S. Systematic review of the survival rate and the biological, thecnical, and esthetic complications of fixed dental prostheses with cantilevers on implants reported in longitudinal studies a mean of 5 years follow-up. *Clin Oral Implants Res.*23:39-49, 2012.
22. Rocha SS et al. Próteses totais fixas do tipo protocolo bimaxilares. Relato de caso. *Revista Odontológica do Brasil Central.* 22.60:21-27, 2013.
23. White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 71.5:493-499, 1994.
24. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 9:169-178, 1994.
25. Wang, R.R., Welsch, G.E. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. *J Prosthet Dent., Saint Louis,* 74.5; 521-530, 1995.
26. Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prosthesis in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants.*11:151-158, 1996.
27. Vallittu PK. Brazing joints of gold alloys used in porcelain-fused-to-metal restorations and their resistance to deflection fatigue. *J Oral Rehabil.* 24:444-448, 1997.
28. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont.*12.2:167-78, 1999.
29. Kan JYK et al. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent.* 81: 7-13, 1999.
30. Modenesi PJ, Apolinário ER, Pereira IM. TIG welding with single-component fluxes. *J Mat Proces Tech.* 99:260-5, 2000.

31. Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil.* 29.4:350-6, 2002.
32. Costa EMV, Neisser MP, Bottino MA. Multiple-unit implant frames: one-piece casting vs. laser welding and brazing *J Appl Oral Sci.* 12.3: 227-31, 2004.
33. Hart CN, Wilson PR. Evaluation of welded titanium joints used with cantilevered implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 96.1:25-32, 2006.
34. Barbosa GAS et al. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. *Braz Dent J.* 18.2: 139-143, 2007.
35. Hälg GA, Schmid J, Hämmerle CH. Bone level changes at implants supporting crowns or fixed partial dentures with or without cantilevers. *Clin Oral Implants Res.*19.10:983-990, 2008.
36. Atoui, JA. Resistência mecânica e desajuste marginal do titânio comercialmente puro submetido a dois métodos de soldagem: TIG e Laser. Tese Doutorado, Faculdade do Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2008.
37. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 204.9:505-511, 2008.
38. Jacques et al. Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported prostheses. *Clin Oral Impl Res.*20:737-741, 2009.
39. Galucci GO et al. Five-year results of fixed implant-supported rehabilitation with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clin Oral Impl Res.*20:601-607, 2009.
40. Oliveira NCM et al. Avaliação da força máxima necessária para fratura ou flexão de cantilévers em protocolos totais fixos sobre implantes. *Horizonte Científico.* 4 .1: 1-25, 2010.
41. Drago C et al. Volumetric determination of the amount of misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: A multicenter laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 25:920-929, 2010.
42. Naconecy M M et al. Effect of the number of abutments on biomechanics of Branemark prosthesis with straight and tilted distal implants. *J. Appl. Oral Sci.*18.2:178-185, 2010.
43. Greenstein G, Cavallaro Jr J. Pontes em extensão (cantilevers) associadas a próteses fixas unilaterais implantossuportadas. American Dental Association. Translated by Revisfarma, Edições Médicas, Lda., with the permission of American Dental Association. All rights reserved. *JADA.* 141.10: 1221-1230, 2010.

44. Eliasson A et al. The Precision of Fit of Milled Titanium Implant Frameworks (I-Bridge®) in the Edentulous Jaw. *Clin Implant Dent and Related Research*. 12.2:81-90, 2010.
45. Ogawa T, et al. Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 23.6: 566-573, 2010.
46. Machha S, Kumar MV, Rangarajan V. Microstructure, mechanical performance and corrosion properties of base metal solder joints. *Indian J Dent Res*. 22.4:614-620, 2011.
47. Bianchini MA et al. Are sectioning and soldering of short-span implant-supported prostheses necessary procedure? *Acta Odontol Latinoam*. 24.1:21-28, 2011.
48. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*. 55: 559–570, 2011.
49. Byrne G. Soldering in Prosthodontics — An Overview, Part I. *J Prosthodont* 20: 233-243, 2011.
50. Barbi FCL, et al. Comparative analysis of different joining techniques to improve de passive fit of cobalt-chromium superstructures. *J Prosthet Dent*. 108.6:377-385, 2012.
51. Bhering CLB et al. Influence of hte casting technique and dynamics loading on screw detorque and misfit of single unit implant-supported prosthesis. *Acta Odontol Scandinavica*. 71:404-409, 2012.
52. Jorge JRP et al. The role of implant/Abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. 28:415-422, 2013.
53. Medeiros RA. Distribuição das tensões em próteses protocolo mandibulares com diferentes extensões de cantilever e material de revestimento oclusal [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista, 2014.
54. Brant Filho CA, Carga de fratura de cantiléveres de protocolos mandibulares confeccionados por meio de duas formas alternativas. [dissertação]; Uberlândia, 2014.
55. Farina AP et al. Screw Joint stability after the application of retorque in implant-supported dentures under simulated masticatory conditions. *J Prosthet Dent*.111:499-504, 2014.
56. Cid, RM et al. Influence of cantilever length and type of arch antagonist on bone loss in total implant-supported prostheses.*Acta odontol. Latinoam*. 27.3:131-136, 2014.

57. Rodrigues, SA. Influência da soldagem (Laser ou TIG) em estruturas de titânio sobre o desajuste marginal (bi e tridimensional), força de destorque em parafusos protéticos, fadiga mecânica, corrosão e tensão induzida aos pilares protéticos de próteses implantossuportadas. - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Campinas, SP 85 p. Tese (doutorado) - 2015
58. Goiato MC et al. Stress distribution in implant-supported prostheses using different connection systems and cantilever lengths: digital photoelasticity. *J Med Eng Technol.* 40.2:35-42, 2016.
59. Bhering, CLB et al. Fit and stability of screw-retained implant-supported frameworks under masticatory simulation: influence of cylinder type *J Prosthodont.* 25: 459-465, 2016.
60. Suedam et al. Effect of cantilever length and alloy framework on the stress distribution in peri-implant area of cantilevered implant-supported fixed partial dentures. *J. Appl. Oral Sci.* 24.2: 114-120, 2016
61. Al Otaibi et al. Effect of different maintenance time of torque application on detorque values of abutment screws in full-arch implant-supported fixed prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res.* 20.5:848-851, 2018.
62. Camargo, BA et al. "Implant Inclination and Cantilever Length Are Not Associated with Bone Loss in Fixed Complete Dentures: A Prospective Study." *The International journal of prosthodontics* 32.1: 17-19, 2019.
63. Graf H, Zander HA. Tooth contact patterns in mastication. *J Pros Den.* 13.6:1055-66, 1963
64. Park JK et al. Effects of abutment screw coating on implant preload. *J Prosthodont.*;19.6:458-64. Epub 2010.
65. Rodriguez AM et al. Evaluation of Strain at the Terminal Abutment Site of a Fixed Mandibular Implant Prosthesis During Cantilever Loading. *J Prosthodont.* 2:93-102, 1993.
66. Al-Turki LE et al. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Proshtodont.* 15.1:38-42, 2002.
67. Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 19:124-32, 2004.
68. Behr, M et al. Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. Internationales Team fur Implantologie. *Clin Oral Impl Res* 9:51-8, 1998.
69. Naert, I et al. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent* 68:949-955, 1992.

70. Alkan I, Sertgoz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prost Dent.* 91:319–325, 2004.
71. Bacchi A et al. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand.* 71:1243-1249, 2013.
72. Telles DM et al. *Próteses Fixas sobre Implantes.* São Paulo, Quintessence, 586p, 2014.
73. Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund PS. Cantilever and implant biomechanics: a review of the literature Part 2. *J Prosthodont.* 3:114-118, 1994.
74. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function tilted implants: A prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.*7:1-12, 2005.