

**FACULDADE SETE LAGOAS - FACSETE**

**HIROMITI TAKAKI**

**DIFERENÇAS ENTRE AS INFRAESTRUTURAS DE PRÓTESE FIXA SOBRE  
IMPLANTE PREPARADAS POR TÉCNICAS DE FUNDIÇÃO E CAD-CAM**

**Guarulhos**

**2016**

**HIROMITI TAKAKI**

**DIFERENÇAS ENTRE AS INFRAESTRUTURAS DE PRÓTESE FIXA SOBRE  
IMPLANTE PREPARADAS POR TÉCNICAS DE FUNDIÇÃO E CAD-CAM**

Monografia apresentada ao Programa de pós-  
graduação em Odontologia da  
Faculdade Sete Lagoas – FACSETE, como requisito  
parcial para obtenção do título de Especialista  
em Implantodontia

Orientador: Prof<sup>o</sup> Dr. Paulo Yataro Kawakami

**Guarulhos**

**2016**

Takaki, Hiromiti  
Diferenças entre as infraestruturas de  
prótese fixa sobre implante preparadas por técnicas de fundição  
e CAD-CAM / Hiromiti Takaki - 2016

33 f.

Orientador: Paulo Yataro Kawakami

Monografia (Especialização) Faculdade Sete  
Lagoas, 2016.

1. Implantes dentais 2. Osseointegração 3. Peri-  
implantite

I. Título. II. Paulo Yataro Kawakami



Monografia intitulada ***“Diferenças entre as infraestruturas de prótese fixa sobre implante preparadas por técnicas de fundição e CAD-CAM”*** de autoria do aluno Hiromiti Takaki.

Aprovado em 07/07/2016 pela banca constituída dos seguintes professores:

---

Profº Dr. Paulo Yataro Kawakami

---

Profº Dr. Ulisses Tavares da Silva Neto

---

Profº Leonardo Quadrado - Facsete

Guarulhos 07 de Junho 2016

## RESUMO

A ausência de passividade e desadaptação da infra-estruturas protéticas implanto-suportadas podem gerar problemas mecânicos e biológicos de grande importância sobre os implantes. O objetivo deste trabalho foi comparar a adaptação e a passividade das estruturas protéticas implanto-suportadas confeccionadas em dois métodos, as estruturas fresadas através do sistema CAD-CAM (Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing) e a confeccionada pelo método tradicional através da fundição por cera perdida com injeção de metal liquefeito em matriz refratária comparando as vantagens e as desvantagens de cada sistema.

**Palavras-chave:** Implantes dentais, Osseointegração, Peri-implantite

## **ABSTRACT**

The absence of passivity and maladjustment of implant-supported prosthetic infrastructures can generate mechanical and biological problems of great importance on implants. The objective of this work was to compare the adaptation and passivity of implant-supported prosthetic structures made in two methods, the structures milled using the CAD-CAM system (Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing) and the one made by the traditional method through casting by lost wax with liquefied metal injection in refractory matrix comparing the advantages and disadvantages of each system

**Keywords:** Dental implants, Osseointegration, Peri-implantitis

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	06
2. REVISÃO LITERÁRIA.....	09
3. DISCUSSÃO.....	26
4. CONCLUSÃO.....	30
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	31

## 1. INTRODUÇÃO

A reabilitação de pacientes desdentados totais ou parciais sempre foi um grande desafio para a odontologia. Ao passar dos anos muitas técnicas foram sendo desenvolvidas para que pudéssemos tentar restabelecer as funções mastigatória, fonética e hoje a muito desejada estética. Com a descoberta da osseointegração por Branemark muitos casos puderam ser solucionados de maneira mais satisfatória, tanto para o paciente como para o cirurgião dentista.

A obtenção do sucesso no tratamento com implantes osseointegráveis esta relacionado diretamente a adaptação passiva das próteses sobre implante. A precisão com que as estruturas protéticas estejam adaptadas e de essencial importância para a distribuição das tensões que acometem os implantes e suas estruturas de suporte. Essas tensões devem ser divididas de maneira satisfatória durante a função mastigatória.

O desenvolvimento da tensão causada por próteses suportadas por implantes correspondem aos seus respectivos níveis de desadaptação, independentemente do tipo de retenção; aparafusada ou cimentada. Assim identificamos dois tipos de forças sobre implantes dentários; cargas dinâmicas impostas pela força da mastigação e, cargas estáticas, causadas por imprecisões no processo de fabricação de infraestruturas.

Nosso desafio atual na implantodontia está na obtenção de um bom assentamento dos componentes protéticos sobre os implantes, principalmente nas reabilitações totais, buscando a melhor adaptação possível entre prótese e implante.

Vários procedimentos estão envolvidos nas causas das desadaptações, estes vão desde o procedimento de moldagem até o acabamento e polimento da infra-estrutura.

A conceituação da passividade foi referida como sendo o contato simultâneo e circunferencial de toda a superfície da assentamento da prótese com os respectivos pilares de suporte.

A má adaptação entre o implante e o pilar protético pode submeter o conjunto à cargas indesejáveis resultando em afrouxamento ou fratura do parafuso protético ou até a fratura do corpo do implante. Quanto maior a desadaptação protética maior a chance do afrouxamento do parafuso.

Além do comprometimento mecânico, quanto maior o espaço entre implante e prótese ou pilar, maior será o favorecimento do acúmulo bacteriano. Considerando o biofilme um fator etiológico da Peri-implantite e da mucosite a infiltração bacteriana na interface implante/prótese poderá afetar a evolução do tratamento e interferir no sucesso em longo prazo dos implantes osseointegráveis .

A tecnologia tem avançado em uma velocidade muito rápida, buscando inovações para que possamos melhorar a precisão na adaptação das peças protéticas nos tratamentos odontológicos. O CAD-CAM (Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing) é uma opção para auxiliar na confecção de peças protéticas mais bem adaptada, pois a confecção da estrutura possui menos etapas do que a confeccionada da maneira tradicional através da fundição por cera perdida.

A metodologia da confecção laboratorial das infra-estruturas metálicas de prótese sobre implante osseointegráveis é realizada de forma expressiva com emprego da fundição por cera perdida. Os resultados dependem da técnica empregada pelos técnicos de prótese dentária. Porém, apesar de todo esforço empregado por profissionais, técnicos e pesquisadores em trabalhos descritos na literatura como o de KANO *et al.* (2004); FRAGOSO (2005) e DAROZ (2006) a metodologia de fundição por cera perdida apresenta limitações em relação ao desajuste marginal entre as partes constituintes do conjunto implante/prótese, onde sabemos que esse desajuste marginal influencia na biomecânica e biologia dos implantes dentais osseointegrados.

A obtenção de estruturas metálicas por meio de fresagem é uma metodologia em evolução, mesmo existindo particularidades e especificidades para a utilização de cada sistema CAD-CAM, a tríade empresa/produto, técnico em prótese e cirurgião dentista sempre vai existir. Uma das vantagens da prótese sobre implante confeccionada utilizando a tecnologia CAD-CAM é uma perfeita adaptação das próteses sobre os implantes ou intermediários protéticos.

Pesquisas conduzidas nas últimas décadas apresentam resultados que apontam para a mudança de comportamento na confecção de infra-estruturas metálicas para a prótese sobre implantes AL-FADDA (2007); WELANDER *et al.* (2009); DRAGO *et al.* (2010) e ALMASRY (2011) encontraram em pesquisas laboratoriais e de revisão literária diferenças estatísticas significantes na adaptação marginal de componentes protéticos fresados e fundidos.

Baseado no desejo de construção de uma prótese sobre implante mais rápida, eficaz e com embasamento na qualidade técnica laboratorial e ainda buscando acompanhar a necessidade de obter melhores respostas biológicas e biomecânicas esta revisão literária se propõe a comparar a construção de infra-estruturas metálicas para prótese sobre implante através do sistema CAD-CAM e a com o método tradicional de fundição de estruturas por cera perdida e injeção de metal liquefeito em matriz refratária.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

BRÅNEMARK *et al.* (1977) desenvolveram um tratamento reabilitador com prótese mandibular implantossuportada do tipo “protocolo de Branemark”, sendo a primeira publicação a relatar o uso de implantes do tipo rosqueável osseointegrados em seres humanos. Com a preservação dos pacientes, naquele momento já foi possível observar perda óssea ao redor dos implantes, assim como a ação deletéria do excesso de carga sobre as fixações.

Em 1983, SKALAK analisou a biomecânica de tratamentos com implantes dentários e observou a diferença entre as propriedades mecânicas do osso e do titânio, explicando que, devido a essa diferença, as sobrecargas irão repercutir sobre o tecido ósseo. O autor comentou que o ligamento periodontal tem a função de absorver impactos e concluiu que a interface osso/implante permite a transferência de força direta para o tecido ósseo. Essa distribuição de cargas sobre os implantes dependeria da quantidade e disposição dos implantes e ajuste passivo das próteses sobre estes, sugerindo que *cantilevers* poderiam ser prejudiciais a biomecânica. Com o objetivo de analisar o fenômeno de remodelação óssea, Burr *et al.* (1985) realizaram pesquisa em animais com a finalidade de atingir um valor de carga necessário para desencadear micro fraturas e se estas estariam associadas ao processo de remodelamento. Foram instalados diretamente no osso de pernas de cachorros um aparato mecânico para aplicação de carga e medidor de tensão. Eram aplicados carregamentos em três pontos numa frequência de 2Hz enquanto o animal estava anestesiado. Os cães foram divididos em cinco grupos variando o valor da força aplicada. Após a aplicação das cargas, os animais foram sacrificados e coletaram cortes histológicos das áreas carregadas e da perna não submetida a esforços. O valor que desencadeava as micros fraturas foi de 10.000 ciclos com 1.500 micro deslocamentos. Realizou-se uma segunda análise, sendo que nesta os cães foram submetidos ao mesmo protocolo encontrado para desencadear as fraturas e sacrificados um, dois ou quatro dias depois para permitir a observação do fenômeno de remodelação. Os resultados demonstraram reposição óssea das áreas danificadas no decorrer do tempo, indicando que micro fraturas em certo nível

podem estimular remodelamento ósseo. Então cargas cíclicas em nível fisiológico resultariam em micro fraturas que estimulariam o processo de reposição óssea.

Quarenta e seis pacientes totalmente edêntulos foram tratados com implantes osseointegrados e acompanhados por LINQUIST *et al.* (1988). Radiografias padronizadas eram realizadas uma semana, seis e doze meses após a segunda cirurgia e daí em diante anualmente por seis anos. Observações clínicas dos pacientes sobre força de mordida, eficiência mastigatória, outros parâmetros mastigatórios, anamnese e índices de disfunção foram anotados assim como a extensão dos *cantilevers*. No primeiro ano foi relatada perda óssea, em média, entre 0,4 e 0,45mm e em cada ano consecutivo 0,07 e 0,08mm. O principal motivo relacionado à perda óssea foi higiene oral, observou-se, também, que quanto maiores os *cantilevers* maiores as perdas ósseas, pacientes com apertamento dental também apresentaram maior perda de tecido. Encontrou-se perda óssea associada aos tratamentos com *cantilevers* longos principalmente ao redor dos implantes mesiais, e não, como normalmente, nas fixações posteriores, os autores não souberam explicar o motivo dessa diferença. Segundo os autores a associação de higiene oral pobre e sobrecarga seria o principal motivo de perda óssea.

GOLL (1991) sugeriu que o uso de componentes usinados diminuiria a quantidade de erros e proporcionaria a obtenção de infra-estruturas implantosuportadas com assentamento passivo, pois a adaptação destes componentes usinados é mais previsível. Deve-se também observar alguns itens, como: adaptação do *coping* de ouro e componentes de transferência nos intermediários na primeira consulta, para assegurar que todos apresentem adaptação adequada; usar capa de proteção nos pilares intermediários para impedir que ocorra deformação e acúmulo de resíduos na superfície dos mesmos; realizar um procedimento de moldagem criterioso e verificar a precisão do modelo utilizando um guia de resina acrílica, confeccionado com 24 horas de antecedência; sempre utilizar análogos novos, para evitar desajustes causados por deformações mecânicas pelo excesso de uso e avaliar a adaptação da infra-estrutura clinicamente com o teste do parafuso único, que se caracteriza por apertar somente o parafuso mais distal. Antes de incluir a peça, deve-se limpar com solvente a superfície de contato do cilindro de ouro. Proteger os cilindros de ouro com capas de proteção na fase de acabamento e polimento da infra-estrutura. No caso da fundição de próteses

extensas, deve-se utilizar cilindro de ouro de 4 milímetros, resultando em uma infra-estrutura mais volumosa e firme.

LAMBERT *et al.* (1993) desenvolveram uma técnica com o intuito de proporcionar assentamento passivo à prótese total implantossuportada. Um implante osseointegrado apresenta as mesmas características de um dente anquilosado, portanto a indução de cargas deletérias ao conjunto implante-prótese resultará em perda óssea na região periimplantar e falha sobre os componentes protéticos. Alterações dimensionais em materiais de moldagem, expansão do modelo de gesso e contração causada pela fundição do metal da infra-estrutura são alguns fatores que influenciam na obtenção de peças protéticas com assentamento passivo sobre implantes. Para corrigir o desajuste da infra-estrutura protética, os autores relataram uma técnica que consiste na cimentação de cilindros pré-fabricados à estrutura da barra. Foram realizados os procedimentos iniciais de moldagem, confecção da prótese total e correto posicionamento dos dentes. Na fase de confecção da barra, foram instalados cilindros pré-fabricados aos análogos dos implantes no modelo de trabalho. Sobre os cilindros foram posicionadas fitas de plástico com espessura de 0,3 milímetros como espaçador para proporcionar espaço para o agente cimentante. Posteriormente, foram acoplados os cilindros de plástico e a infra-estrutura foi encerada e fundida em monobloco. Um cilindro de titânio foi cimentado ao *abutment* com resina composta fotopolimerizável e o conjunto foi acoplado à infra-estrutura. Os autores concluíram que a técnica é viável e apresenta vantagens, tais como: ajuste do assentamento passivo sobre os implantes, livre escolha do metal da infra-estrutura, eliminação dos pontos de solda e é um método simples para ser realizado na clínica e no laboratório. Como desvantagem, poderá ocorrer a soltura da prótese devido ao rompimento do selado da resina.

Com o objetivo de corrigir o desajuste da infra-estrutura metálica sobre quatro implantes, LYSAK (1996) realizou um procedimento clínico onde os *abutments* da estrutura foram jateados com sílica e fixados com cimento resinoso dual sobre pilares cônicos na boca do paciente. Após a presa do cimento, removeu-se a estrutura e os pilares da boca, os excessos foram recortados e a peça foi polida. Este conjunto foi reposicionado sobre o modelo de trabalho original com apenas dois pilares presos por parafusos longos para moldagem de transferência e realizou-se a moldagem dos componentes. A partir da segunda moldagem, obteu-se

outro modelo de trabalho fiel, a infra-estrutura adaptada e copiada a topografia do modelo de trabalho original. O autor relatou que raramente a infra-estrutura tem um ajuste adequado sobre múltiplos implantes e geralmente necessita-se de ajustes clínicos e laboratoriais. Como resultado, o autor considerou viável a técnica dos cilindros cimentados para adquirir um modelo de trabalho fiel, que preserve a topografia do modelo inicial e correto assentamento passivo da infra-estrutura. Após uma revisão de literatura sobre qual é o melhor método para a confecção de infra-estruturas com assentamento passivo sobre implantes, RIEDY *et al.* (1997) realizaram uma pesquisa para comparar os processos de confecção da estrutura em monobloco pela cera perdida e a estrutura seccionada e unida por soldagem a laser. Foi confeccionado um modelo de resina acrílica e cinco implantes de plataforma regular do tipo hexágono externo foram posicionados na região de sínfise mandibular. Pilares do tipo *standard* receberam torque de 20Ncm sobre os implantes. Sobre os pilares foram instalados transferentes quadrados de impressão e a matriz foi moldada dez vezes para produzir modelos de trabalho, que foram distribuídos ao acaso entre os laboratórios pré-selecionados para a confecção das infra-estruturas de titânio. Cinco modelos foram enviados ao laboratório Procera para a fabricação de peças maquinadas e unidas por soldagem a laser e cinco modelos foram encaminhados para a confecção das estruturas em monobloco em laboratórios localizados no centro-oeste dos Estados Unidos da América que tinham experiência de no mínimo oito anos na produção de infra-estruturas de titânio pela técnica da cera perdida. Para padronizar as estruturas, foram enviadas como referência fotografias do padrão do desenho da estrutura aos laboratórios e foram instruídos a fabricar as peças com o mesmo tipo de liga de titânio, técnica de enceramento, desenho dos *sprues* e técnica de fundição. A videografia a laser é um recurso que combina a digitalização a laser com um programa de computação gráfica para uma avaliação visual e numérica dos dados e foi o método de análise para avaliar a precisão das estruturas. Para referência na análise dos dados, foram incorporadas três esferas no modelo mestre, uma localizada na região lingual e duas posicionadas lateralmente a linha média na região anterior do modelo. Posteriormente, o modelo foi escaneado e os dados foram enviados ao computador acoplado ao escaner. Sobre a matriz de resina acrílica cada infra-estrutura foi posicionada e realizou-se uma moldagem de transferência com gesso para marcar a posição da infra-estrutura e das esferas de referência. Posteriormente o molde foi

posicionado no digitalizador para registrar no computador a posição da infra-estrutura e das esferas de referência em relação ao modelo. Cada estrutura foi escaneada três vezes. O método de análise utilizado inicialmente localiza o centro e o longo eixo de cada componente, tanto do modelo mestre como da estrutura produzida. Posteriormente, foram realizadas comparações entre os pontos analisados do pilar e do *coping* correspondente e assim pode-se avaliar a precisão da posição tridimensional da infra-estrutura em relação com as esferas de referência localizadas no modelo mestre. Os resultados demonstraram uma média de 20 a 47 micrometros para o grupo da soldagem a laser com 20% das interfaces de cada pilar-implante maiores do que 25 micrometros. Para o grupo das infra-estruturas em monobloco, observou-se uma variação de 20 a 68 micrometros com 48% das interfaces de cada pilar-implante maiores do que 25 micrometros. Os autores concluíram que houve diferença estatística significativa entre os dois grupos e as infra-estruturas maquinadas e unidas por soldagem a laser apresentaram melhor adaptação marginal e menor desajuste comparado ao grupo das estruturas confeccionadas em monobloco pela técnica de cera perdida.

STRUB *et al.* (1997) descreveram formas e possibilidades de construção de infra-estruturas metálicas para próteses sobre implante. Colocaram as possibilidades de trabalho com o titânio como metal base, expondo as dificuldades de manuseio e apresentam as técnicas para tal utilização. A fundição do titânio, soldagem a laser, colagem de cilindro pré-fabricado e fresagem das partes constituintes estão entre as metodologias citadas. O sistema Procera™ (Nobelpharma, Gotheborg, Suécia) estabeleceu novos padrões quanto ao ajuste passivo das restaurações, em virtude da união entre componentes pré-fabricados para pilares padronizados Bränemark® (Nobelpharma, Gotheborg, Suécia) produzidos em torno CNC e pela personalização de infra-estruturas fresadas por um sistema de CAD/CAM. No Procera™, as duas partes são unidas por meio de solda a laser e posteriormente recobertas por revestimento estético adequado.

Citaram ainda uma necessária mudança na produção de próteses sobre dentes e sobre implantes, visto que “o procedimento para a construção de próteses parciais fixas implantossuportadas não pode seguir o mesmo protocolo das confecções convencionais de coroa e ponte, devido às imprecisões resultantes da produção de um modelo cortado com serra e uma possível distorção do

enceramento quando ele é dissipado antes de ser feito o revestimento, resultando em um ajuste intra-oral insatisfatório”. Descreveram ainda que por razões relativas ao processo de fundição, os cilindros plásticos calcináveis quando fundidos individualmente não mostram a mesma precisão de ajuste marginal, como ocorrem com os cilindros metálicos pré-fabricados. Os cilindros fundidos tem a desvantagem de terem sido pré-contornados nas regiões marginais, necessitando assim de processamento mecânico adicional do mesmo com provável subcontorno como resultado deste ajuste.

HELDÉN *et al.* (1999) relataram que a técnica da cera perdida convencional para a fabricação em monobloco de infra-estruturas implantossuportadas produziu resultados imprecisos e insatisfatórios na avaliação do assentamento passivo das mesmas. O desajuste marginal na interface pilar-*coping* pode gerar carga lateral ao osso periimplantar e complicações mecânicas sobre a restauração protética, tais como fratura da infra-estrutura e soltura ou quebra dos parafusos de retenção. A tecnologia CAD/CAM associada à eletroerosão ou à fresagem realizada por uma máquina apropriada tem apresentado melhores resultados, podendo eliminar os problemas da técnica por fundição. Os autores descreveram a confecção de uma infra-estrutura implantossuportada pelo método da cera perdida e a correção do desajuste marginal utilizando a técnica *Cresco Ti Precision*. Foi fabricado um modelo mestre e confeccionada uma infra-estrutura pela técnica da cera perdida. A estrutura foi retida ao modelo mestre por meio de dois parafusos devido ao desajuste dos outros *copings*. Posteriormente, foi fixada com cera pegajosa e os parafusos foram removidos. Utilizando um recipiente como base, manipulou-se gesso e incluiu a região oclusal da infra-estrutura, que foi removida do modelo mestre após a presa do gesso. Sobre os análogos de implante do modelo mestre foram instalados cilindros de titânio pré-fabricados e a interface cilindros de titânio/base da infra-estrutura foi seccionada e adaptada entre si pela máquina *Cresco Ti Precision*. Após o ajuste da barra sobre os cilindros, estes foram soldados a laser e a passividade foi avaliada pelo método da fotoelasticidade. Os resultados demonstraram forte tensão gerada sobre os implantes causada pela infra-estrutura em monobloco. No entanto, a barra adaptada sobre o modelo pela técnica *Cresco Ti Precision* praticamente não gerou tensão sobre os implantes. Os autores concluíram que é uma técnica viável, de baixo custo e tempo laboratorial satisfatório.

ROMERO *et al.* (2000) realizaram uma pesquisa utilizando trinta infra-estruturas de Hader em monobloco sobre dois implantes inseridos em uma matriz metálica com 18 milímetros de distância entre si. Foram instalados transferentes quadrados sobre os implantes da matriz metálica e o material de moldagem utilizado foi o poliéter e moldeira individual perfurada. Trinta modelos de trabalho foram confeccionados com gesso tipo IV com as réplicas dos *abutments* e a fidelidade dos modelos foi verificada com um *jig*. Dois *copings* de barra foram acoplados sobre os pilares e foram unidos por barras de Hader pré-fabricadas fixadas com resina acrílica. Posteriormente, as barras foram incluídas para o processo de fundição. As infra-estruturas foram distribuídas igualmente em três grupos: inclusão e união por fundição dos bordos seccionados (grupo I), secção e soldagem das bordas da barra (grupo II) e eletroerosão (grupo III). Inicialmente, as amostras apresentaram uma média de 195 micrometros de desajuste. Após os procedimentos de correção, os resultados observados foram: grupo I (15 $\mu$ m), grupo II (72 $\mu$ m) e grupo III (7,5 $\mu$ m). Os autores citaram que se deve considerar como assentamento passivo um desajuste máximo de 10 $\mu$ m e concluíram que somente a técnica da eletroerosão apresentou-se viável, apesar de não haver diferença estatisticamente significativa entre esta técnica e a união das bordas por fundição.

SAHIN & ÇEHRELI (2001), em uma revisão da literatura, observaram alguns fatores que regem e conservam a osseointegração e, portanto o sucesso das reabilitações protéticas sobre implantes, relacionando o nível de desadaptação marginal com o assentamento passivo das infra-estruturas. Uma adaptação marginal precisa entre a estrutura protética e os implantes foi considerada um dos pré-requisitos mais significativos para a manutenção da união osso-implante, sem que fossem gerados carregamentos indesejados ao tecido ósseo circundante. Em situações de união rígida entre implantes decorrentes das restaurações protéticas foram observadas forças que promovem complicações relacionadas à perda ou fratura do parafuso do pilar protético, fratura da estrutura metálica e até a perda óssea peri-implantar. O estabelecimento do nível de desajuste tolerável foi considerado bastante complexo e de definição imprecisa, uma vez que foi influenciado por diversos fatores. Mesmo em circunstâncias extremas de desajuste marginal entre os componentes protéticos, frequentemente, não foram registrados comprometimentos da osseointegração. Portanto, foi relevante a avaliação da

qualidade óssea, número, localização, comprimento e diâmetro dos implantes. Os métodos clínicos para o julgamento da adaptação passiva eram empíricos, visto que se basearam em visualização direta e sensibilidade táctil, proporcionando diferentes resultados entre examinadores. As estruturas metálicas longas geraram uma soma de desajustes na união com os pilares protéticos e espaços marginais superiores a 150  $\mu\text{m}$ , tendo sido considerado inaceitável, requerendo o emprego de técnicas que promovessem passividade. Dentre as quais foi priorizado o seccionamento da peça e união por soldagem tipo brasagem ou laser. Concluíram que os materiais e técnicas usados para a fabricação de estruturas fundidas foram dimensionalmente imprecisos e que a obtenção da adaptação passiva podia não ser alcançada.

Para conhecer o mecanismo das forças sobre a osseointegração, DUYCK *et al.* (2001) conduziram uma pesquisa com próteses desadaptadas. As desadaptações protéticas provocariam tensão ao redor dos implantes devido a forças estáticas e a soma desses valores às cargas oclusais resultaria no aumento da concentração de tensão na região marginal à fixação. Foram aplicadas cargas dinâmicas e estáticas sobre implantes do tipo Brånemark de 10mm, inseridos bicorticalmente em tíbia de coelhos. Em cada animal foram instalados três implantes, onde um implante foi submetido a carregamento estático de 29,4 Ncm aplicado com uma distância de 1,5mm do topo do implante, resultando em momento flexor de 4,4 Ncm; outro implante foi submetido a carga dinâmica de 14,7 Ncm aplicada a 50mm da superfície do implante, resultando em um momento flexor de 73,5 Ncm, com 2.520 ciclos no total, em uma frequência de 1Hz; como controle foi utilizado um implante sem carga. O carregamento foi realizado por 14 dias. Um modelo numérico de elementos finitos foi utilizado como guia da carga dinâmica aplicada. Quantificações histomorfométricas da área de contato osso/metal foram realizadas em cortes histológicos. Foram observadas imagens histológicas similares ao osso submetido à carga estática e o grupo controle, lamelas ósseas corticais densas foram encontradas circundantes a região marginal e apical dos implantes, sem sinais de perda óssea. Nos implantes submetidos a cargas dinâmicas foram observados defeitos ósseos em forma de cratera evidenciando a reabsorção óssea ao redor da área marginal. Apesar desses defeitos, pequena quantidade de tecido ósseo encontrava-se em contato com a superfície do implante na região marginal. Assim, não foi observada uma menor área de contato significativa entre osso/implante ao

redor das fixações ao comparar os grupos controle e o de carga estática com o grupo de carga dinâmica. Porém, quando comparada a quantidade de osso na zona periimplantar, os implantes sob carregamento dinâmico apresentaram volume ósseo significativamente menor. Os autores concluíram que cargas dinâmicas excessivas causaram defeitos em forma de cratera laterais aos implantes osseointegrados.

Em uma pesquisa realizada por TAKAHASHI *et al.* (2003), o desajuste marginal de infra-estruturas foi avaliado comparando diferentes técnicas de produção. Os autores relataram que estruturas fundidas, mesmo sendo de liga de ouro, sofrem riscos de alteração dimensional devido ao enceramento e aos processos de fundição. Por outro lado, as barras confeccionadas pelo método CAD/CAM, de acordo com o fabricante, apresentam alto grau de adaptação passiva sobre os implantes. Na pesquisa, todas as 19 peças foram produzidas no mesmo laboratório, sendo 14 feitas pelo método *Procera Implant Bridge* e 5 confeccionadas por fundição em liga de ouro. As infra-estruturas foram processadas em dois formatos diferentes, onde 17 eram de rebordos totalmente desdentados e 2 peças eram de áreas parcialmente edêntulas. Na avaliação, os autores aplicaram com uma seringa, silicone de adição de consistência leve sobre os pilares e a estrutura correspondente foi posicionada e pressionada digitalmente na sua porção oclusal. A película do material de impressão dentro dos *copings* foi analisada por microscopia em quatro pontos pré-estabelecidos. O grupo I (Procera) apresentou um desajuste médio de 26,9 $\mu$ m e todas as peças apresentaram desajuste menor que 30 $\mu$ m. As infra-estruturas fundidas em ouro apresentaram desajuste marginal médio de 46,8 $\mu$ m. Os resultados demonstraram diferença estatisticamente significativa entre os grupos e melhor ajuste das estruturas produzidas pelo sistema CAD/CAM.

DONNA *et al.* (2003), realizaram um estudo sobre as mudanças no assentamento passivo dos componentes protéticos de próteses extensas sobre implantes. Sobre cinco implantes foram fabricadas 15 infra-estruturas implantossuportadas e receberam cargas cíclicas em três diferentes condições, sendo divididas em três grupos. Cinco amostras receberam carga na porção central da infra-estrutura, cinco amostras receberam carga sobre o *cantilever* esquerdo e cinco sobre ambos os *cantilevers* com uma máquina hidráulica de testes. Os resultados evidenciaram que, quando a carga foi aplicada sobre a porção anterior da infra-estrutura, houve um fechamento do espaço que existia entre o pilar protético e

sua base na barra. Quando as cargas foram incididas nas extremidades da estrutura, não houve mudança neste *gap*.

VIGOLO *et al.* (2003) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a melhor técnica à obtenção de um modelo fiel para a fabricação de infra-estrutura com adequada passividade sobre os implantes. Os autores citaram que o assentamento passivo da barra é primordial à longevidade da reabilitação protética sobre implantes por prevenir cargas laterais prejudiciais ao suporte ósseo alveolar. O ligamento periodontal amortece e adequa a posição dos dentes a pequenos desajustes da infra-estrutura, mas os implantes têm a característica de estarem “anquilosados”, conseqüentemente, transmitindo toda carga deletéria ao osso adjacente. Os pesquisadores confeccionaram uma matriz de aço inoxidável e foram posicionados transferentes quadrados sobre seis pilares do tipo *standard* (3i Implant Innovations Inc). Foram realizadas 45 moldagens, divididas em três grupos. No grupo 1, os transferentes quadrados foram moldados diretamente. No grupo 2, os componentes de transferência foram unidos com resina acrílica. No grupo 3, os transferentes foram jateados e foi aplicado um adesivo para poliéter. Para a avaliação, uma barra usinada com perfeito ajuste sobre os implantes da matriz de aço foi posicionada com parafuso de trabalho longo sobre os modelos de gesso oriundos das moldagens e avaliou-se o desajuste marginal pela técnica do parafuso único. Como resultado, nenhuma das técnicas apresentou um modelo de trabalho fiel, mas os grupos 2 e 3 apresentaram melhor resultado do que o grupo 1.

NACONECY *et al.* (2004), em uma pesquisa laboratorial, avaliaram a influência da precisão, com o auxílio de *strain gauges* (é um dispositivo usado para medir a tensão em um objeto) posicionados diretamente sobre infraestruturas fundidas. Foram usadas três técnicas de moldagem na confecção de próteses implanto-suportadas. Inicialmente, foi produzido um modelo de resina epóxica onde foram introduzidos cinco análogos de pilares intermediários do modelo mini pilar cônico tipo micro-unit, estes dispostos de maneira a simular um protocolo mandibular de Brånemark. Moldeiras individuais foram elaboradas, reservando espaço interno uniforme de 3mm para o material de impressão. Destas, duas possuíam furos para a passagem dos parafusos de fixação dos transferentes dos pilares intermediários, sendo utilizadas, respectivamente, nas técnicas de moldagem direta, referenciada como de moldeira aberta, com os transferentes ferulizados e sem ferulização dos

transferentes. Outra moldeira foi finalizada sem furos para a técnica de moldagem indireta, chamada de moldeira fechada. As impressões foram realizadas com poliéster de consistência regular, seguido da fixação de réplicas dos pilares protéticos e preenchimento do molde com gesso especial tipo IV. Fundiram quinze infraestruturas sendo cinco para cada técnica e um total de oito pares de strain gauges foram colados sobre a superfície de cada, de modo a formar uma disposição de quatro pontes completas de Wheatstone. Sobre o modelo mestre, as estruturas metálicas tiveram seus parafusos protéticos apertados com 10 N.cm e as tensões induzidas foram calculadas por meio de um programa computacional para a unidade de microstrain ( $\mu\text{Strain}$ ). Os resultados apresentaram que a deformação foi significativamente menor nas peças metálicas provenientes do processo de moldagem direta com transferentes ferulizados, quando comparado com as demais técnicas. Concluiu-se que o procedimento mais preciso e confiável de moldagem foi representado pela técnica direta empregando a união rígida dos transferentes.

HECKMANN *et al.* (2004) avaliaram as cargas geradas entre próteses parciais fixas cimentadas e parafusadas. Foram utilizados *strain gauges* para avaliar as tensões geradas e os autores concluíram que é muito difícil atingir um nível zero de tensão. As estruturas cimentadas diretamente nos cilindros sobre os implantes demonstraram menor tensão em relação as próteses parafusadas.

KANO *et al.* (2004), em um trabalho laboratorial, pesquisou a adaptação marginal de infraestruturas metálicas feitas com ligas básicas. O objetivo foi analisar o desajuste marginal em quinze estruturas elaboradas pelo método de fundição convencional, ou seja, por cera perdida de cinco amostras de cada uma das seguintes ligas básicas e materiais: (1) cilindros plásticos fundidos em liga cobalto cromo; (2) cilindros plásticos fundidos em liga de níquel cromo; (3) cilindros pré-fabricados com cinta metálica em paládio. A análise do desajuste foi na junção pilar intermediário/cilindro protético. Foram determinados o desajuste (A) vertical, (B) horizontal e (C) profundidade de fenda. As amostras foram analisadas no microscópio ótico Mitutoyo TM505 (Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan) com 150X de aumento. Os resultados encontrados foram sempre melhores para o grupo que utilizou cilindros pré-fabricados produzidos em CNC. Após análise estatística concluiu que não foram encontradas diferenças estatísticas entre os grupos fundidos (grupo 1 e 2), porém, observaram uma adaptação marginal significativamente

superior com os cilindros pré-fabricados quando comparado aos cilindros plásticos fundidos com níquel-cromo e cobalto-cromo para todas as análises.

FRAGOSO (2005) descreveu uma nova técnica de preparação de infraestruturas metálicas implanto-retidas, e a comparou com peças metálicas fundidas em monobloco e com outras obtidas pela incorporação de cilindros cimentados. A partir de uma matriz metálica mandibular contendo cinco análogos de pilares intermediários tipo mini pilar cônico, modelo micro-unit da empresa Conexão® Sistemas de Prótese, 10 estruturas foram confeccionadas de modelos elaborados em revestimento pela fundição sobre análogos. Estruturas com cilindros incorporados mediante cimentação por agente resinoso e pela técnica convencional em monobloco foram manufaturadas a partir de 20 modelos elaborados em gesso tipo IV. As leituras de desajuste foram realizadas no microscópio óptico com aumento de 120X. Os componentes foram apertados com 10 N.cm em um único parafuso distalmente posicionado. Pela Análise de Variância e teste de Tukey foram constatadas diferenças estatísticas significativas ( $P \leq 0,01$ ) entre os valores médios de desajustes do grupo cilindro cimentado ( $27,90 \pm 6,61 \mu\text{m}$ ), monobloco ( $332,87 \pm 63,91 \mu\text{m}$ ) e fundição sobre análogos ( $97,70 \pm 40,53 \mu\text{m}$ ). Concluiu que as estruturas metálicas implanto-retidas obtidas pela técnica de fundição sobre análogos apresentaram menor desajuste marginal que as fundidas em monobloco, mas com maior desajuste que as estruturas com cilindros cimentados.

CHANG *et al.* (2005) realizaram um estudo comparando as técnicas de confecção das infra-estruturas de titânio em monobloco com a máquina de fundição a vácuo com gás argônio e a máquina de fundição com a injeção da liga de titânio por força centrífuga. Foram enceradas vinte estruturas incorporadas em pilares do tipo UCLA sobre três implantes e foram divididas entre os dois grupos. O desajuste marginal foi avaliado com o uso do teste do parafuso único. Os resultados demonstraram que a fundição com a máquina a vácuo com gás argônio teve melhor resultado, com uma média de 28 micrometros, comparado ao desajuste médio de 40 micrometros das amostras fundidas com a máquina de fundição por força centrífuga.

BABONI (2005) avaliou através de análise fotoelástica a passividade de infraestruturas fundidas em titânio e soldadas a laser, antes e após a aplicação de eletroerosão. Foi confeccionada uma matriz metálica simulando uma mandíbula

humana onde foram implantados cinco análogos de pilares Micro-Unit (Conexão São Paulo). A partir de um molde de silicone de duplicação foi confeccionado um modelo em resina fotoelástica com cinco implantes osseointegrados incorporados e pilares Micro-Unit. Sobre a matriz metálica foram realizados os procedimentos de enceramento de seis estruturas metálicas, inclusão, fundição em titânio comercialmente puro e acabamento das mesmas. Em todas as amostras foi realizada a soldagem a laser de cilindros de titânio e posterior avaliação em microscópio mensurador com precisão de 0,0005mm. A estrutura com melhor adaptação foi selecionada e submetida a análise fotoelástica conduzida pelo aperto dos parafusos em três seqüências preconizadas (1,2,3,4,5/ 5,4,3,2,1/ 3,2,4,1,5). A mesma estrutura foi submetida ao refinamento de adaptação pela técnica da eletroerosão (EDM) e subsequente análise fotoelástica. Os resultados mostraram menor formação e intensidade das franjas fotoelásticas após o refinamento por eletroerosão em todas as seqüências de aperto dos parafusos. A seqüência (3,2,4,1,5), mostrou melhores resultados em ambos os grupos e a maior quantidade de tensões foram observadas ao redor dos implantes mediais em todas as seqüências em ambos os grupos. Pode-se concluir que os processos de soldagem a laser de borda associado ao refinamento por eletroerosão melhoram significativamente a adaptação marginal das infra-estruturas sendo eficazes para o alcance do assentamento passivo.

DARÓZ (2006), em uma pesquisa laboratorial determinou o desajuste marginal de infraestruturas metálicas implanto-retidas tipo monobloco antes e após o fresamento corretivo com retificador manual. Avaliou a hipótese e que os procedimentos de fresamento corretivo poderiam ter influência sobre a confiabilidade do teste do parafuso único utilizado para averiguação de adaptação marginal de peças múltiplas sobre implantes. Foram confeccionadas 40 infraestruturas metálicas pela técnica do monobloco, sendo 20 fundidas em titânio comercialmente puro (Ti c.p.) e outras 20 fundidas em liga de cobalto-cromo (Co-Cr). Utilizou uma matriz metálica para simular a disposição clínica de implantes osseointegrados na região interforames mentonianos contendo cinco análogos de mini pilares cônicos para peças múltiplas padrão Branemark e cilindros protéticos calcináveis correspondentes. As peças confeccionadas em Ti c.p. e em Co-Cr foram subdivididas em dois subgrupos (n=10) de acordo com a seqüência de retificação a

que foram impostas. Na sequência A, ocorreu o fresamento corretivo das bordas de adaptação dos cilindros protéticos seguido do fresamento corretivo da base de assentamento da cabeça do parafuso protético ao pilar. Na sequência B, foi procedido o fresamento corretivo da base de assentamento da cabeça do parafuso protético ao pilar seguido do fresamento corretivo das bordas de adaptação dos cilindros protéticos. Foram analisados quatro grupos experimentais (Ti c.p. A e B; Co-Cr A e B). Leituras de desajuste marginal foram realizadas sobre 10 a matriz metálica e com auxílio de um microscópio óptico. Para aperto foi usada a técnica do parafuso único e realizadas em cada estrutura antes e após cada etapa de retificação corretiva. Os resultados demonstraram que nos grupos Ti c.p. A e B, assim como no grupo Co-Cr A, não foi observada diferença significativa entre as condições experimentais. Porém, diferenças estatisticamente significativa foram observadas no Grupo Co-Cr B após a retificação corretiva das bordas dos cilindros fundidos. Foi concluído que os procedimentos de fresamento corretivo não mostraram efeito significativo sobre a adaptação marginal das peças de titânio. Entretanto, em um grupo de peças fundidas em Co-Cr, a retificação das bordas dos cilindros mostrou efeito adverso sobre a passividade. Os procedimentos de fresamento corretivo adotados não apresentaram influência significativa sobre a confiabilidade do teste do parafuso único.

AL-FADDA *et al.* (2007), em um estudo *in vitro*, compararam tridimensionalmente a precisão do ajuste de infraestruturas metálicas para prótese sobre implante em titânio. Analisaram a preparação pela metodologia convencional da fundição e por escaneamento a laser e usinagem da estrutura em torno CNC. Após a seleção de nove modelos de indivíduos, fundiu as estruturas metálicas e depois sobre os mesmos modelos duplicou estas estruturas por meio de escaneamento a laser e usinagem em torno CNC. A precisão do ajuste marginal foi mensurada por uma máquina para medição de contato por coordenadas e um programa computacional desenvolvido especificamente para esta proposta. Os dados foram submetidos a análise estatística por testes pareados. Os resultados foram melhores para as peças fresadas em CNC, porém os resultados significativos foram para as distorções nos planos transversal horizontal (CNC 33,7  $\mu\text{m}$  e 56  $\mu\text{m}$  contra fundição com 49,2  $\mu\text{m}$  e 85  $\mu\text{m}$  respectivamente), já que no plano vertical e sagital, estas diferenças não foram estatisticamente significantes. Concluíram que

dentro das limitações do estudo, a produção de supraestrutura metálica para prótese sobre implante utilizando a técnica de fresagem CNC resulta em um ajuste marginal mais preciso do que a técnica de fundição. Estudos *in vivo* são necessários para investigar o significado clínico da diferença registrada.

HJALMARSSON (2009), num estudo *in vitro* descreveu que as ligas de cobalto-cromo (CoCr) têm sido utilizadas na Odontologia há décadas, mas muito pouco se sabe sobre seu comportamento e impacto biológico como materiais para infraestruturas em implantodontia, visto que poucos estudos avaliaram e compararam os resultados clínicos e radiográficos. Sendo assim, investigou as infraestruturas de CoCr e de titânio comercialmente puro (CP) quanto à precisão de ajuste marginal, degradação dos materiais e possíveis respostas celulares adversas. Conjuntamente, avaliou retrospectivamente a evolução clínica e radiográfica de cinco anos de pilares de próteses confeccionadas em CoCr revestidas em porcelana, comparados próteses em titânio CP revestidas por acrílico, com ou sem pilares intermediários. Elaborou próteses fresadas e fundidas e dividiu o trabalho em três partes: I Mensurar adaptação das infraestruturas, II Mergulhar as peças em saliva artificial para observar liberação de íons metálicos, III Viabilidade das células epiteliais e cultura de fibroblastos sobre as estruturas metálicas e IV um grupo teste (n=40) composto de indivíduos tratados com as próteses realizadas ao nível do implante em liga de CoCr revestida por porcelana dental (n=15) ou em titânio CP revestido por acrílico (n=25). Um grupo controle (n=40) foi construído com próteses feitas por meio de fresagem em CNC a nível do pilar protético, elaboradas em titânio CP revestida com acrílico. Os dados clínicos e radiográficos foram avaliados após cinco anos. Como resultado para cada grupo encontrou: menor desajuste marginal vertical para as infraestruturas fresadas; maior liberação de íons cobalto do que de titânio ou cromo e todas as estruturas apresentaram rugosidade ao final; ambos os grupos celulares foram mais viáveis na superfície do titânio do que na de Co-Cr; não encontrou diferenças significativas entre sobrevivência e nível ósseo ao redor dos implantes tanto para o grupo teste quanto para o controle. Concluiu que nenhuma das infraestruturas apresentou um "ajuste passivo" perfeito. Houve indicações de ativos processos corrosivos para ambos os implantes e materiais de confecção de infraestruturas. Células epiteliais e fibroblastos tiveram maior adesão ao titânio do que nas superfícies de Co-Cr. Os comportamentos clínicos das próteses feitas no

nível da plataforma do implante em Co-Cr revestidos de porcelana ou de titânio revestidas em acrílico parece comparável a prótese de titânio revestidas em acrílico feitas ao nível do pilar protético.

BYRNE (2011) realizou pesquisa de revisão literária, onde destaca introdutoriamente que a solda usada na odontologia foi desenvolvida de uma forma bastante empírica para a produção comercial de joias. A união por soldagem continua sendo uma ferramenta importante para, superar as deficiências de adaptação e passividade de próteses fixas extensas, principalmente em implantodontia. Existem duas maneiras de se trabalhar na Odontologia: solda/brasagem e soldagem de ligas, conceitos que na Odontologia se misturam, pois o que comumente é chamado de soldagem, na verdade sob a forma conceitual é brasagem. A união por brasagem é feita abaixo de 450°C e uso de uma liga com temperatura de fusão baixa. Já para a soldagem de ligas por métodos como laser e/ou TIG (corrente elétrica) a soldagem se dá pela fusão dos metais a serem unidos sem interposição de uma liga diferente. A solda é um procedimento útil e técnico sensível. Ela pode melhorar os resultados em próteses fixas múltiplas, porém muitas variáveis afetam o resultado. CAD/CAM e soldagem a laser serão os prováveis substitutos desta técnica, que apesar das limitações ainda deve perdurar por longo tempo.

MIYAZAKI & HOTTA (2011), em uma pesquisa bibliográfica revisaram o estado da produção por meio de CAD/CAM na Odontologia. Mostraram a metodologia de produção das próteses dentais convencionais e sobre implante, ou seja, com fundição por cera perdida e aplicação personalizada de revestimentos estéticos e o início dos sistemas de CAD/CAM na década de 80. Citaram que em virtude da dificuldade do controle da fundição de titânio, pesquisadores introduziram o processamento de estruturas metálicas por meio de CAD/CAM. Discutiram sobre os materiais, técnicas e marcas comerciais, incluindo trabalhos com zircônia e porcelana na qual analisaram técnicas como às que se utiliza porcelana fresada e colada sobre supraestrutura metálica ou de zircônia. Concluíram que a tecnologia CAD/CAM na Odontologia oferecia uma inovação ao estado da arte odontológica a serviço dos indivíduos. A tecnologia laboratorial convencional e as habilidades dos técnicos em prótese dentária são importantes uma vez que a restauração sobre dentes e implantes não é somente um produto industrial, mas dispositivos funcionais

agregados ao corpo humano. Portanto, é preciso combinar as novas tecnologias com a tecnologia convencional para atender às demandas e necessidades dos indivíduos.

VAN NOORT (2012), em uma revisão da literatura das duas últimas décadas apresentou uma visão geral das mudanças ocorridas nos laboratórios de prótese como resultado das novas tecnologias digitais. Iniciou o trabalho relatando sobre a história e autores que em cada momento da produção dental laboratorial tiveram sua importância na evolução e busca pelo novo. Após uma primeira revolução digital e a chegada ao mercado odontológico de sistemas CAD/CAM, por um período de tempo agregou-se estas novas tecnologias à rotina dos laboratórios de prótese. O desenvolvimento desta tecnologia, bem como a racionalização financeira de produtos e sistemas levou ao surgimento de vários sistemas de várias marcas comerciais. Novas tecnologias surgiram e o autor citou as seguintes: CAD/CAM com as modalidades subtrativa ou aditiva, estereolitografia, modelagem por fusão e deposição, fusão seletiva por feixe de elétrons, sinterização a laser, tecnologias de impressão a jato de tinta, com suas respectivas possibilidades e aplicações. Cada uma delas apresenta melhor resultado para determinados materiais, ligas e polímeros, tanto nas reabilitações 2D dentais quanto nas ortopédicas e por isso, algumas se complementarão no futuro. Concluiu que as tecnologias digitais estão evoluindo rapidamente na Odontologia e que o desafio para a comunidade pesquisadora dos materiais dentários será selecionar a tecnologia adequada para os materiais usados na odontologia, levando potencialmente as pesquisas destes materiais a uma direção totalmente diferente.

### 3. DISCUSSÃO

Os implantes osseointegrados são uma realidade e a sua eficácia já foi comprovada em diversos estudos. Porém com o desenvolvimento dos implantes dentários problemas inerentes a sua utilização vem surgindo ao longo dos anos. A adaptação passiva das próteses sobre implantes é um fator importante para a obtenção do sucesso no tratamento com implantes osseointegráveis e a precisão desta adaptação vem gerando diversas discussões clínicas e laboratoriais.

Ao contrário do elemento dental, os implantes osseointegrados, não possuem ligamento periodontal para absorver impactos, apresentam-se como um dente “anquilosado”, fazendo com que a indução de cargas deletérias ao conjunto implante-prótese resulte em perda óssea na região periimplantar e falha sobre os componentes protéticos (BRÄNEMARK *et al.*, 1977; SHALAK, 1983; LAMBERT *et al.*, 1993; VIGOLO *et al.*, 2003). Porém, segundo estudo realizado por BURR *et al.* (1985) a reposição óssea, das áreas que receberam uma carga ao ponto de serem danificadas, no decorrer do tempo, apresentaram micro fraturas, que até certo nível, podem estimular remodelamento ósseo.

De acordo com SAHIN & ÇEHRELI (2001) a adaptação marginal precisa entre a estrutura protética e os implantes é considerada como um dos pré-requisitos mais significativos para a união osso-implante. DUYCK *et al.* (2001) relata que as desadaptações protéticas provocam tensão ao redor dos implantes devido as forças estáticas e a soma desses valores às cargas oclusais resultam no aumento da concentração de tensão na região marginal à fixação, porém no estudo realizado por SAHIN & ÇEHRELI (2001), a relação do nível de desadaptação marginal com o assentamento passivo das infraestruturas mesmo em circunstâncias extremas de desajustes marginal entre componentes protéticos, não foram apresentaram comprometimento na osseointegração. Para SHALAK (1983) a distribuição de cargas sobre os implantes depende da quantidade e disposição dos implantes e ajuste passivo das próteses sobre estes, sugerindo que cantilevers poderiam ser prejudiciais a biomecânica, concordando com o estudo de DONNA *et al.* (2003), em que ao se realizar uma carga anterior em uma infraestrutura com cantilevers, houve

um fechamento do espaço entre o pilar protético e sua base na barra. LINQUIST *et al.* (1988) acrescenta que quanto maior o cantilevers, maiores as perdas ósseas, principalmente ao redor dos implantes mesiais, sendo a sobre carga associada a uma má higiene, o principal motivo de perda óssea. Porém HECKMANN *et al.* (2004) relata que é muito difícil atingir um nível zero de tensão, mas que estruturas cimentadas diretamente nos cilindros sobre os implantes apresentam menor tensão em relação as próteses parafusadas.

Várias pesquisas têm sido direcionadas aos estudos de adaptação marginal das próteses, contudo, até o presente momento, não se sabe ao certo quais níveis de desajustes podem ser considerados clinicamente aceitáveis não induzindo a falhas a curto ou longo prazo (SAHIN & ÇEHRELI, 2001). Mas de acordo com, Romero *et al.* (2000) devemos considerar um assentamento passivo de 10µm. STRUB *et al.* (1997) cita que existe uma necessária mudança na produção de próteses sobre implantes, visto que o procedimento para construção de próteses parciais fixas implantossuportadas não podem seguir o mesmo protocolo de confecção convencional coroa e ponte. Frente a isso diversas técnicas foram criadas com o intuito de proporcionar um assentamento passivo prótese-implante (LAMBERT *et al.*, 1993; LYSAK, 1996; ROMERO *et al.*, 2000).

Existem diferentes técnicas de fabricação de estruturas metálicas em próteses sobre implantes. Tais técnicas podem influenciar na adaptação das estruturas aos seus intermediários. RIEDY *et al.* (1997) ao comparar os processos de confecção da estrutura em monobloco pela cera perdida e a estrutura seccionada e unida por sondagem a laser relatou que as infraestrutura maquinadas e unidas por sondagem a laser apresentam melhor adaptação marginal e menos desajuste. HELDÉN *et al.* (1999) acrescentam que a técnica da cera perdida convencional na fabricação de monobloco de infraestrutura implantossuportadas produz resultado insatisfatório em relação ao assentamento passivo das mesmas, gerando forte tensão sobre os implantes. Porém, KANO *et al.* (2004) ao analisar o desajuste marginal em estruturas elaboradas pelo método de fundição convencional, ou seja, por cera perdida, em três ligas metálicas, notou que a adaptação marginal foi significativamente superior com cilindros pré-fabricados com cinta metálica em paládio, em relação aos cilindros plásticos com níquel-cromo e cobalto-cromo.

Para que seja possível uma menor deformação na confecção das infraestruturas, NACONECY *et al.* (2004), relatam que em peças provenientes de moldagem direta com transferentes ferulizados apresentam uma deformação significativamente menor, quando comparada a demais técnicas, sendo mais confiável e preciso a técnica direta empregando a união rígida dos transferentes. LINQUIST *et al.* (1988) acrescenta que para assegurar que toda infraestrutura tenha uma adaptação adequada, devemos realizar um procedimento de moldagem criterioso e verificar a precisão do modelo utilizando um guia de resina acrílica, confeccionado com 24 horas de antecedência.

Segundo GOLL (1991) o uso de componentes usinados diminuiria a quantidade de erros e proporcionaria a obtenção de infraestruturas implantossuportadas com assentamento passivo. Para FRAGOSO (2005), as estruturas metálicas implanto-retidas obtidas pela técnica de fundição sobre análogos apresentaram menor desajuste marginal que as fundidas em monobloco, mas com maior desajuste que as estruturas com cilindros cimentados. De acordo com STRUB *et al.* (1997) os cilindros fundidos tem a desvantagem de terem sido pré-contornados nas regiões marginais, necessitando assim de processamento mecânico adicional do mesmo, com provável subcontorno. Mas, segundo CHANG *et al.* (2005) quando a infraestrutura em monobloco é fundida com a máquina a vácuo com gás argônico o resultado obtido é superior quando comparado com amostras fundidas com máquina de fundição por força centrífuga. Para BABONI (2005) os processos de soldagem a laser de borda associado ao refinamento por eletroerosão melhoram significativamente a adaptação marginal das infraestruturas sendo eficazes para o alcance do assentamento passivo.

De acordo com VAN NOORT (2012) as tecnologias digitais estão evoluindo rapidamente na Odontologia, e que o desafio para a comunidade pesquisadoras dos materiais dentários, será selecionar a tecnologia adequada para os materiais usados na odontologia. Dentre essas tecnologias podemos citar o CAD/CAM, que de acordo com HELDÉN *et al.* (1999), essa tecnologia associada à eletroerosão ou à fresagem realizada por uma máquina apropriada tem apresentado melhores resultados, podendo eliminar os problemas da técnica por fundição. No estudo realizado por TAKAHASHI *et al.* (2003) ao compararem diferentes técnicas de produção para avaliar o desajuste marginal, notaram que o melhor ajuste das

estruturas foram produzidas pelo sistema CAD/CAM. MIYAZAKI & HOTTA (2011) relatam que em virtude da dificuldade do controle da fundição de titânio, pesquisadores introduziram o processamento de estruturas metálicas por meio de CAD/CAM, sendo esta uma tecnologia que irá fornecer uma inovação para a Odontologia. BYRNE (2011) acrescenta que o sistema CAD/CAM e soldagem a laser serão os prováveis substitutos da técnica de solda. STRUB *et al.* (1997) acrescentam que o sistema Procera estabelece novos padrões quanto ao ajuste passivo das restaurações, em virtude da união entre componentes pré-fabricados para pilares padronizados e pela personalização de infraestruturas fresadas por um sistema de CAD/CAM.

Porém para DAROZ (2006) os procedimentos de fresamento corretivo não mostram efeito significativo sobre a adaptação marginal nas peças de titânio, ao contrário de peças fundidas em Co-Cr, em que a retificação mostrou efeito adverso sobre a passividade. Para AL-FADDA *et al.* (2007) ao se utilizar a técnica de fresagem CNC, resulta em um ajuste marginal mais preciso do que a técnica de fundição. Para AL-FADDA *et al.* (2007) ao se utilizar a técnica de fresagem CNC, resulta em um ajuste marginal mais preciso do que a técnica de fundição. HJALMARSSON (2009), ao elaborar peças fresadas e fundidas, notou que o desajuste marginal vertical foi menor para estruturas fresadas, porém tanto as fresadas quanto as fundidas apresentaram rugosidade ao final. Acrescentou que independente da técnica utilizada nenhuma conseguiu um ajuste passivo perfeito.

Diversos fatores intrínsecos aos métodos e técnicas de confecção de estruturas múltiplas na obtenção da passividade, fatores laboratoriais inerentes as suas confecções devem ser analisados. Logo, o conhecimento e habilidade do cirurgião quanto do protético têm papel decisivo na passividade das próteses.

#### 4. CONCLUSÃO

Através dessa revisão de literatura podemos concluir que, com o passar dos anos e a constante evolução na implantodontia, buscamos uma adaptação melhor entre implante/componente protético e prótese.

A passividade entre todas as estruturas é de grande importância para a longevidade das reabilitações protéticas implantosuportadas.

Com a fabricação de infraestruturas pelos sistemas Cad-Cam, conseguimos uma maior passividade em estruturas monobloco, onde sabemos que as mesmas confeccionadas com a técnica da fundição por cera perdida não conseguiríamos tais resultados.

Porem tanto as estruturas fresadas ou fundidas não apresentam um ajuste totalmente passivo.

Novos estudos devem ser elaborados para que se criem novas técnicas visando a maior passividade.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Al-FADDA, S. A.; ZARB, G. A.; FINER, Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthodontic frameworks. **Int J Prosthodont.**, v. 20, n. 2, p. 125-131, Mar-Apr 2007.

BABONI, C. R. **Análise fotoelástica de infra-estruturas implantossuportadas fundidas em monobloco e soldadas a laser antes e depois da aplicação da eletroerosão** [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP, 2005.

BRÅNEMARK, P. I. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-years period. **Scan J Plast Reconstr Surg Suppl.**, v. v. 11, n. 16, p. 1-132, 1977.

BURR, D. B.; MARTIN, R. B.; SCHAFFLER, M. B.; RADIN, E. L. Bone remodeling in response to in vivo fatigue microdamage. **J. Biomech**, v. 18, n. 3, p. 189-200, 1985.

BYRNE G. Soldering in Prosthodontics - An Overview, Part I. **J Prosthodont.**, v. 20, n. 3, p. 233-243, Apr. 2011.

CHANG, T.; MARUYAMA, C.; WHITE, S. N.; SON, S.; CAPUTO, A. A. Dimensional accuracy analysis of implant framework casting systems. **Int J Oral Maxillifac Implants**, v. 20, n. 5, p. 720-725, 2005.

DAROZ, L. G. D. **Fresamento corretivo de estruturas implanto-retidas: influencia na adaptação marginal e na confiabilidade do teste do parafuso único** [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2006.

DUYCK, J.; NAERT, I.; RONOLD, H. J.; ELLINGSEN, J. E.; OOSTERWYCK, H. V.; SLOTEM, J. V. The influence of static and dynamic loading on margin bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. **Clin Oral Impl Res.**, v. 12, n. 3, p. 207-218, 2001.

FRAGOSO, W. S. **Adaptação marginal de infra-estruturas implanto-retidas obtidas por técnica de fundição-sobre-análogos** [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.

HECKMANN, S. M.; KARL, M.; WICHMANN, M. G.; WINTER, W.; GRAEF, F.; TAYLOR, T. D. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. **Clin. Oral Impl. Res.**, v. 15, p. 466–473, 2004.

HELLDÉN, L. B.; DÉRAND, T.; JOHANSSON, S.; LINDBERG, A. The CrescoTi Precision method: Description of a simplified method to fabricate titanium superstructures with passive fit to osseointegrated implants. **J Prosthet Dent.**, v. 82, n. 4, p. 487-491, 1999.

HJALMARSSON, L. On cobalt-chrome frameworks in implant dentistry. **Swed Dent J Suppl.**, v. 201, p. 3-83, 2009.

KANO, S. C.; BONFANTE, G.; HUSSNE, R.; SIQUEIRA, A. F. Use of base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis. **J Appl Oral Sci.**, v. 12, n. 4, p. 37-43, Dec 2004.

LINQUIST, L. W.; ROCKELER, B.; CARLSSON, G. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, v. 59, n. 1, p. 59-63, 1988.

LYZAK, W. A. Corrected master cast procedure for intraoral luted implant frameworks. **J Prosthet Dent.**, v. 75, p. 440-442, 1996.

MIYAZAKI, T.; HOTTA, Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. **Aust Dent J.**, v. 56, n. 1, p. 97-106, Jun 2011.

NACONECY, M. M.; TEIXEIRA, E. R.; SHINKAI, R. S.; FRASCA, L. C.; CERVIERI, A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 19, n. 2, p. 192-198, Mar-Apr 2004.

RIEDY, S. I.; LANG, B. R.; LANG, B. E. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. **J Prosthet Dent.**, v. 78, p. 596-604, 1977.

ROMERO, G. G.; ENGELMEIER, R.; POWERS, J. M.; CANTERBURY, A. A. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. **J Prosthet Dent.**, v. 84, n. 6, p. 602-607, 2000.

SAHIN, S.; ÇEHRELLI, M. C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **Imp Dent.**, v. 10, n. 2, p. 85-90, 2001.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated protheses. **J Prosthet Dent.**, v. 49, n. 6, p. 843-848, 1983.

STRUB, J. R.; WITKOWSKI, S.; EINSELE, F. **Aspectos protéticos em Implantodontia**. São Paulo: Santos; p. 30-49, 1997.

TAKAHASHI, T.; GUNNE, J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. **J Prosthet Dent.**, v. 89, p. 256-260, 2003.

VAN NOORT, R. The future of dental devices is digital. **Dent Mater**, v. 28, n. 1, p. 3-12, Jan 2012.

VIGOLO, P.; MAJZOUN, Z.; CORDIOLI, G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. **J Prosthet Dent.**, v. 89, n. 2, p. 186-192, 2003.