



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Monografia de Final de Curso

Aluno: Rodolfo Von Zuben Pacchi Moura

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques

Ano de Conclusão do Curso: 2008

TCC 477

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
BIBLIOTECA



Prof. Dr. Guilherme Elia Pessanha
Henriques

Rodolfo Von Zuben Pacchi Moura

**O uso de pilares intermediários nas reabilitações
protéticas sobre implantes osseointegrados**

Monografia apresentada à Faculdade
de Odontologia de Piracicaba, da
Universidade Estadual de Campinas,
para conclusão do curso de graduação
em odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha
Henriques

Piracicaba
2008

Unidade FOP/UNICAMP
N. Chamada
.....
Vol. Ex.
Tombo BC/

C.T. 787438

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

M865u Moura, Rodolfo Von Zuben Pacchi.
O uso de pilares intermediários nas reabilitações
protéticas sobre implantes osseointegrados. / Rodolfo Von
Zuben Pacchi Moura. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2008.
21f.

Orientador: Guilherme Elias Pessanha Henriques.
Monografia (Graduação) – Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese dentária fixada por implante. 2. Análise do
estresse dentário. I. Henriques, Guilherme Elias Pessanha.
II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de
Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Dedico este trabalho

Ao meu pai Sebastião, à minha mãe Rosana e a meu irmão Ricardo por serem minha fortaleza, sempre me apoiando e incentivando a superar as barreiras no caminho de sucesso em minha vida.

Agradecimentos

À Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP/UNICAMP), na pessoa do seu Diretor **Prof. Dr. Francisco Haiter Neto**, pela oportunidade e ótimo ensino prestado para minha formação.

Ao **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, pela atenção e dedicação prestada para que fosse possível a realização deste trabalho e pela ótima pessoa que é na condição de professor.

Aos meus amigos e amigas de faculdade, pelos momentos inesquecíveis que passamos juntos que sentirei muita saudade e pela amizade incondicional que criamos nestes anos de faculdade.

Aos meus amigos (as) de Campinas pela irmandade e por terem sido pessoas fundamentais para que eu conseguisse superar todos os meus obstáculos através do apoio e amizade prestados.

À **Ana Carolina Veloso Augusti** por ser protagonista de meu crescimento pessoal/profissional e pelo companheirismo, amor e conforto nos momentos bons e maus desta etapa de minha vida.

A todos que, de alguma forma, contribuíram para que minha formação profissional se tornasse realidade.

Sumário

1. Resumo.....	1
2. Introdução.....	2
3. Revisão de literatura.....	3
4. Discussão.....	13
5. Conclusão.....	14
6. Referências bibliográficas.....	15

1. Resumo

Este trabalho teve por propósito avaliar através de uma revisão da literatura, o uso de diferentes pilares protéticos nas reabilitações em próteses fixas implanto-retidas. A revisão deu ênfase principalmente os componentes: UCLA calcinável, esteticone e mult-unit. O maior objetivo foi analisar a relação desses pilares com o assentamento passivo da prótese, seus índices de desadaptação, e as diferentes tensões que estes causam ao implante de maneira geral após a instalação. Os desajustes de componentes protéticos em próteses fixas com mais de um elemento, causam tensões de instalação permanentes. Estas por sua vez, podem causar quebra de parafuso, da estrutura metálica, periimplantite ou até a perda deste. Teoricamente, se imagina que o componente UCLA calcinável, seja o menos adequado para reabilitações como estas estudadas, uma vez que passam por processo de fundição, passo este que causa grande deformação do pilar, aumentando desajuste e diminuindo o íntimo contato do componente com o implante e também o assentamento passivo. Desta mesma forma, o Esteticone e o Multi-unit, por serem confeccionados em CAD/CAM, tendem a ser mais convenientes para este tipo de prótese, com menores possibilidades de causar tensões, dando mais segurança e longevidade para a prótese. Todos os trabalhos analisados foram claros com relação à importância do assentamento passivo e anulação das tensões geradas e sobre os riscos no caso de falha destes. No entanto, a revisão se mostrou pouco conclusiva com relação à real necessidade de uso de pilares intermediários como Multi-unit e Esteticone ao invés do UCLA calcinável, uma vez que, mesmo que se tenha sido mostrado que este causa maiores desadaptações, estas em muitos trabalhos, não foram significativamente maiores que os outros. No entanto, viu-se que os intermediários permitem a correção de divergências entre os implantes e conduzem ao assentamento passivo das próteses, tornando menor a possibilidade de perda de implantes, fratura de parafusos, e de estruturas protéticas por tensões de instalação.

Palavras-chave: prótese dentária fixada por implante, análise do estresse dentário.

2. Introdução

No âmbito da reabilitação estética e funcional, em odontologia, para pacientes desdentados parciais ou totais, a utilização de sistemas restauradores implanto-retidos representa em teoria ser a mais satisfatória, sendo muito discutida e difundida na área científica e social.

Apesar de ser de extrema importância a correta colocação e planejamento dos implantes para seu sucesso cirúrgico em relação à osseointegração, evidências clínicas de prosvações feitas em próteses implanto-retidas mostram que o assentamento passivo e o íntimo posicionamento entre componentes protéticos são de extrema relevância para a longevidade do conjunto em longo prazo para o paciente (Jemt & Lekholm, 1998).

Millington & Leung em 1995 descrevem que o assentamento passivo nada mais é que a colocação da prótese sobre os implantes, tendo a adaptação com o menor desajuste possível sem a indução de força para que isto aconteça. Desta forma não há transmissão de tensões aos implantes e ao tecido ósseo.

Tensões causadas por instalação de próteses fixas com mais de um elemento sem assentamento passivo e desadaptações são permanentes e constantes. Desta forma, são a causa de falha do sistema de implantes por perdas ósseas marginais rápidas chegando à perda de implantes em longo prazo. Também pode ocorrer fratura de pilares intermediários, parafusos ou até da estrutura metálica da prótese (Zarb & Schmitt, 1991; Naert *et al.*, 1992).

Uma das grandes frentes de estudo para a neutralização ou minimização das tensões induzidas aos implantes e osso periimplantar é o uso de diferentes tipos de pilares protéticos que conectam a prótese aos implantes: os chamados abutments. Podem ser diferentes nos materiais e na forma de confecção, na geometria, nas dimensões e no tipo de conexão com a prótese. Especula-se em casos de reabilitações, principalmente nas que envolvem maior número de elementos e nos casos de desalinhamentos ou de arranjos compensados dos implantes, os pilares intermediários atuem decisivamente na longevidade das restaurações. (KARL *et al.*, 2007)

O presente trabalho teve como propósito buscar em antecedentes na literatura, informações que procurem avaliar os tipos de pilares intermediários utilizados nas reabilitações sobre implantes, suas reais necessidades e a repercussão de seu emprego na indução de tensões aos implantes.

3. Revisão de literatura

Em 1981, ADELL *et al.*, afirmou que o processo de osseointegração se determina, através do íntimo contato osso/implante mantendo contato firme e durável, sem a formação de outro tecido entre eles. Para se obter sucesso no processo de osseointegração é necessário que seja feita técnica cirúrgica adequada, cuidadosa e planejamento correto. Ainda assim, é preciso um longo período de reparo e distribuição correta das forças após a instalação das próteses. Durante um período de 15 anos (1965-1980), 2768 implantes foram instalados em 410 mandíbulas edêntulas de 371 pacientes. Todos os pacientes receberam próteses parciais removíveis provisórias e foram examinadas através de prosvações anuais. A técnica cirúrgica e protética foi realizada e avaliada num estudo piloto por um período de cinco anos. Os resultados dos procedimentos, sob um tempo de observação de cinco a nove anos refletiram o potencial do método. Nesse grupo, 130 mandíbulas foram reabilitadas com 895 implantes, e, dentre esses, 81% dos maxilares e 91% dos mandibulares mantiveram-se estáveis. Durante o período de reparo e o primeiro ano após a integração com a prótese, o valor médio para perda óssea marginal foi de 1,5 mm. Após esse período, somente 0,1 mm foi perdido anualmente. Os resultados clínicos alcançados por próteses sobre implantes osseointegradas preencheram os requisitos para o sucesso dos procedimentos de implantação dentária determinados pela Conferência de Harvard de 1978.

SKALAK, em 1983, discutindo sobre a biomecânica de implantes osseointegrados analisa que a íntima relação entre o osso e o implante de titânio é a principal característica da transmissão de estresses do implante ao osso. A ausência de uma camada fibrótica, permite que os estresses sejam transmitidos sem qualquer alteração progressiva no contato entre o osso e o implante. O autor utilizou uma estrutura com *cantilevers* fixada a seis implantes distribuídos em toda a extensão de um arco mandibular. Através de cálculos matemáticos, a carga estimada para cada implante foi estudada pelos vetores de força resultantes. Observou-se que a distribuição das cargas dependeu da rigidez da estrutura, do número de implantes e do posicionamento destes. Foi ressaltado que a rígida ferulização de todos os implantes proporcionou a redução de tensões na interface implante-osso, sendo detectado que desajustes entre os componentes protéticos e as unidades de suporte resultaram na elevação das tensões. Os *cantilevers* acarretaram maior sobrecarga aos implantes mais próximos e desde que aplicados com moderada extensão, foram bem tolerados. O autor concluiu que o evento da transmissão de forças do implante ao osso circunjascente deve ser minimizado com o emprego de materiais restauradores estéticos que possuam a capacidade de amortecer o carregamento proveniente das forças mastigatórias, como dentes de resina acrílica.

Em 1984, ROBERTS *et al.*, avaliou a adaptação óssea ao carregamento contínuo de implantes rígidos endósseos. Para o estudo, implantes de titânio,

com tratamento ácido de superfície, foram parafusados em orifícios de 3 mm de diâmetro, distantes 1 cm, cuidadosamente preparados brocas cirúrgicas com irrigação interna, em fêmures de coelhos com idade entre 3 a 6 meses. Durante os 3 primeiros dias após a cirurgia, marcadores fluorescentes mostraram extensiva formação óssea, particularmente na margem endóstea do defeito cirúrgico, indicando preservação de uma alta capacidade osteogênica. O tecido ósseo começou a encapsular o implante em 3 dias. No final de 6 semanas, notou-se a formação de osso maduro ao redor do implante, alcançando uma rígida interface entre osso e implante. Hipertrofia subperiosteal foi notada em 6 semanas após a colocação dos implantes em animais jovens, em fase de crescimento (3 meses de idade), mas não em adultos (6 meses de idade). Após 6 a 12 semanas de reparo, uma carga de 100 g foi aplicada de 4 a 8 semanas, pela colocação de uma mola de aço inoxidável entre os implantes. Dos vinte implantes testados, somente um não permaneceu rígido. O carregamento imediato de quatro pares de implantes resultou em fraturas espontâneas do fêmur em 1 semana. Esses resultados indicaram que (1) implantes de titânio relativamente simples e baratos permitem uma rígida interface óssea, (2) 6 semanas num período adequado de reparo antes do carregamento, para promover estabilidade e prevenir fraturas espontâneas, (3) implantes constantemente carregados permanecem estáveis ao osso, (4) a formação óssea é observada nas superfícies periosteais submetidas à compressão, (5) osso trabecular orienta-se perpendicularmente entre dois implantes, aparentemente correspondente a linha de estresse, (6) novos ósteons secundários são propagados na superfície ou próximos a ela, dos implantes carregados, (7) o ciclo para remodelação do osso compacto de coelhos tem duração de 6 semanas, e (8) implante endósseo apresentam potencial como uma fonte de ancoragem em osso firme para ortodontia e ortopedia dento - facial.

Em 1991, ZARB & SCHMITT, realizaram um estudo prospectivo na Universidade de Toronto, reportando uma avaliação longitudinal de 5 a 10 anos do tratamento de pacientes edêntulos com implantes osseointegrados suportando próteses. O estudo foi composto por 46 pacientes, selecionados pelo insucesso do tratamento com próteses convencionais e por apresentar saúde para a realização da cirurgia. 274 implantes foram cirurgicamente posicionados e 233 ou 86,04% desses implantes foram utilizados para reter 43 próteses fixas e 5 overdentures. Nove implantes, já osseointegrados, não foram expostos e não foram utilizados para reter as próteses. 48 dos 49 arcos permanecem em condições de ser restaurados através de próteses sobre implantes com sucesso.

RANGERT *et al.*, em 1991 realizaram testes *in vitro* de implantes padrão Branemark, revelando que a junta parafusada que fixa o cilindro de ouro ao *abutment* transmucoso à fixação forma um sistema flexível. Essa flexibilidade inerente parece igualar a mobilidade vertical de um dente suporte conectado ao implante. Cálculos de distribuição de cargas verticais baseados nos dados de medida de flexibilidade demonstram que as forças são distribuídas quase igualmente entre o dente e o implante mesmo sem levar em consideração a flexibilidade do osso circundante ou a prótese. O tratamento com um único implante Branemark conectado a um dente natural deve ser considerado sem

nenhum elemento adicional de natureza flexível. Testes mecânicos e considerações teóricas indicam que a mobilidade transversa do dente conectado deve ser limitada e que a conexão da prótese ao dente deve ser rígida para prevenir a perda do parafuso de ouro.

NAERT *et al.*, em 1992, realizou um estudo clínico avaliando os aspectos protéticos de 589 implantes retentores de próteses fixas completas. Em 91 pacientes, 103 maxilares foram reabilitados com próteses fixas completas, suportadas por implantes *Branemark*. Como um resultado de perda de fixação em cada um de dois pacientes (dois maxilares), uma overdenture ao invés de uma prótese fixa foi instalada. Para um paciente (dois maxilares), dados não foram disponibilizados após a conexão com a prótese. Ao final do sétimo ano, as taxas de falhas para as 99 próteses alcançaram 4,9% em mandíbula e 10,1% em maxila. Após o carregamento, 12 implantes mostraram sinais de falha na osseointegração, mas somente um paciente necessitou reverter o tratamento para prótese total convencional. Nem a localização do implante, nem o comprimento do *cantilever* revelaram diferença significativa na perda de osso marginal ao redor dos implantes. Pacientes com próteses fixas suportadas por implantes em ambos maxilares mostraram mais perda óssea marginal que aqueles com apenas uma prótese fixa antagonista à dentição natural (50%) ou uma prótese total convencional (50%). Complicações com componentes foram limitadas à fratura da fixação (3/564), fratura do parafuso do *abutment* (5/564), e fratura do parafuso de ouro (7/564). A previsibilidade dos implantes *Branemark* no tratamento de maxilares completamente edêntulos foi confirmada.

Em 1993, GLANTZ *et al.*, utilizaram *strain gauges* para captação de tensões em componentes protéticos após esforço oclusal mastigatório numa prótese total fixa implanto-retida em simulação clínica e num ensaio laboratorial. Foi selecionado paciente com rebordo mandibular edêntulo e que recebeu 6 implantes entre os forames mentonianos para a confecção de uma reabilitação com *cantilevers* distais conforme preconizado pelo protocolo *Branemark*. A arcada superior direita, estendendo-se até o segundo molar superior esquerdo. Previamente a realização dos ensaios de tensão, *strain gauges* foram colocados a superfície externa dos *abutments* tipo *standard* distando 3 mm da junção com o implante. Para cada *abutment* os dispositivos foram arranjados de modo a formar um quarto de ponte de *wheatstone*. Durante os ensaios de tensão, o paciente foi orientado a mastigar, após a instalação da prótese, por no máximo 10 vezes e mantendo uma separação entre as arcadas por 5 a 10 segundos. Porções de alimento em cubos com medidas 20 x 20 x 20 mm foram trituradas. Já para a realização da simulação laboratorial, os implantes seguiram idêntico posicionamento, tendo sido aplicado carregamento axial sob área de *cantilever* da prótese. Os resultados demonstraram não haver diferença entre os registros de tensões geradas mediante esforço funcional entre as situações experimentais *in vitro* e *in vivo*. Os autores concluíram que o processo mastigatório é bem mais complexo do que apenas uma análise de cargas axiais e que novos estudos deveriam verificar o efeito de esforços aplicados em diferentes sentidos.

Os princípios de distribuição de forças aplicados no diagnóstico e tratamento das próteses implanto-suportadas foram descritos por WEINBERG *et al.*, em 1993. A distribuição de tensões no sistema esteve em função da relação de dureza/flexão de cada membro do sistema. A pouca flexão do tecido ósseo e a ausência de micromovimentos dos implantes osseointegrados fez com que a distribuição de tensões não fosse igual ao que ocorreu com dentes naturais. As cargas verticais tenderam a concentrar forças no ápice dos implantes e as cargas laterais resultaram em elevada tensão na crista óssea. Segundo os autores, a melhor forma de minimizar tensões na crista do rebordo foi a elaboração de uma relação oclusal cúspide-fossa ou a redução da inclinação das vertentes cúspide-fossa ou a redução da inclinação das vertentes cuspidas para minimizar a área de impacto. Nas reabilitações implanto-suportadas foi demonstrado que o parafuso de ouro que reteve a prótese representou a porção mais flexível do sistema com maior movimentação. O uso de *abutments* angulados ou *cantilevers* geraram maior sobrecarga no parafuso do *abutment* ocorreu maior tensão no parafuso de ouro, causando a sua fadiga e fratura. Em situações de elevado esforço, o parafuso do *abutment* se apresentou mais forte que o parafuso de ouro e, conseqüentemente, mais resistentes às falhas. Os autores concluíram que, em virtude da flexibilidade do ligamento periodontal, nos dentes naturais a distribuição adequada de forças entre os retentores dependeu da confecção de uma estrutura rígida, enquanto que nos implantes a propagação de forças esteve diretamente relacionada à deformação do parafuso de ouro.

As tensões induzidas a uma simulação de tecido ósseo foram medidas e comparadas por CLELLAND *et al.*, em 1995, através do parafusamento de barras para *overdenture* com vários graus de desajuste marginal. Resina fotoelástica foi vazada num molde de silicone de mandíbula endêntula com dois implantes *Branemark* 3,75 x 13 mm. Dois *strain gauges* foram incorporados à resina para determinação das principais tensões em dois locais. Quatro grupos de 3 barras para *overdenture* apresentando 0-, 180-, 360-, e 500-micrômetros foram fabricadas. Essas barras foram seqüencialmente torquadas aos implantes 10 M-cm. As leituras de tensão foram realizadas 3 vezes para cada barra. A magnitude dessas tensões aumentou significativamente de acordo com o aumento no desajuste marginal. Tensões foram muito maiores mesialmente a fixação do que distalmente. Os autores concluíram que tensões são transferidas ao osso quando próteses desajustadas são parafusadas. Algumas das tensões mesialmente às fixações parecem ser desfavoráveis às regiões com menor densidade óssea.

MILLINGTON & LEUNG, em 1995, avaliaram o relacionamento entre a magnitude e a localização das desadaptações e a quantidade e distribuição de tensões superficiais em uma infra-estrutura protética. Os autores basearam seu experimento no fato de que tensões eram induzidas ao conectar estruturas protéticas aos implantes, principalmente em função do aperto de parafusos protéticos. Outro fator considerado foi a geração de tensão estática causada pela falta de adaptação entre estrutura e pilares intermediários. Quando essas tensões eram submetidas às cargas funcionais poderiam causar falhas no sistema prótese/implante. Entretanto, o nível de desadaptação aceitável sempre foi muito controverso, chegando a torno de valores entre 30 e 150 μ m.

Para a realização do experimento, uma estrutura protética foi confeccionada em ouro tipo IV sobre uma matriz em forma de mandíbula, a qual alojava quatro réplicas de implantes de 10 mm tipo Branemark (A, B, C e D). A peça foi parafusada com torque de 10 Ncm sobre pilares intermediários e estes últimos a novas réplicas de implantes. Este conjunto foi fixado em outros orifícios da matriz com resina Araldite, de forma a simular uma adaptação passiva. O efeito da desadaptação era dado em um pilar através da colocação de uma cunha metálica nos três pilares remanescentes e aplicando o torque necessário. O quarto parafuso era então apertado no local da desadaptação. Para avaliar a indução de tensões, um polariscópio de reflexão foi utilizado para se medir tensões em doze anos ao longo da estrutura. Os padrões de tensões foram registrados através de fotografias dos padrões de franjas. Desadaptações de 6, 17, 27, 40, 55, 68, 81, 91 e 104 μm foram testadas separadamente nos pilares C e D. Os resultados mostraram uma relação positivas entre a magnitude de desadaptação e tensão na estrutura. No entanto, o aumento das tensões não se mostrou linear aos aumentos de desadaptação.

BRYNE *et al.*, em 1998, avaliaram adaptação marginal de pilares intermediários implanto-retidos em dois locais específicos: interface de adaptação entre o implante e a borda de adaptação do pilar e na interface entre a cabeça do parafuso protético de retenção e a base de assentamento deste parafuso no pilar. Segundo aos autores, havia informações insuficientes sobre a adaptação dos pilares implanto-retidos, especialmente com relação à interface de adaptação, entre o pilar e o parafuso que o retém no implante. Os tipos de pilares testados foram: pré-fabricados, totalmente calcináveis e pré-fabricados sobre-fundidos, sendo que os pilares fundidos ou sobre-fundidos ainda foram impostos aos ciclos de queima da cerâmica. Assim, 6 combinações de pilares foram testadas: pilares CeraOne retidos à implantes Nobel Biocare, pilares STR retidos à implantes 3i, pilares calcináveis tipo UCLA submetidos aos ciclos de cocção da cerâmica retidos à implantes 3i, pilares calcináveis tipo UCLA submetidos ao ciclo de cocção da cerâmica retidos à implantes Nobel Biocare, pilares pré-fabricados UCLA sobre-fundidos com liga de ouro-paládio e submetidos aos ciclos de cocção da cerâmica e posteriormente retidos à implantes 3i. os pilares UCLA, depois de fundidos, foram submetidos ao processo de fresamento corretivo, ou acabamento, das interfaces de adaptação do pilar ao implante e ao parafuso de retenção. Para isso foi utilizado o kit 3i para acabamento de cilindros fundidos. Depois de fundidos e torquados sobre os respectivos implantes, os pilares foram incluídos em resina epóxica e seccionados em seu longo eixo. As lâminas de corte foram posicionadas em microscópio de medição (100x), onde os desajustes foram observados e quantificados em ambas as interfaces avaliadas. Observou-se que, mesmo com a utilização dos procedimentos de fresamento corretivo, os pilares fundidos apresentam uma adaptação deficiente em relação tanto aos pilares pré-fabricados quanto com os pilares sobre-fundidos. Os autores concluíram que os procedimentos de acabamento não conseguiram retificar as imprecisões dos pilares fundidos, e que, portanto, a utilização de pilares pré-fabricados do tipo CeraOne e de pilares pré-fabricados do tipo UCLA com sobre fundição resulta em melhor adaptação marginal que a utilização de pilares calcináveis.

Medidas de deformação mensuradas entre osso e infra-estrutura foram avaliadas por JEMT & LEKHOLM, em 1998, utilizando a técnica fotogramétrica tridimensional em próteses implanto-suportadas com desajustes marginais. Imediatamente após a primeira sessão cirúrgica, a qual foram inseridos 3 implantes osseointegrados na tíbia de 4 ratos, foram realizados procedimentos visando à obtenção de modelos mestres contendo réplicas dos implantes. A seguir, foram posicionados cilindros de titânio sobre os análogos e realizada a união entre os componentes por meio de barras soldadas a laser, sendo padronizado um desajuste marginal de 1 mm entre os implantes centrais e as infra-estruturas. Depois de 8 semanas, os implantes foram expostos e a infra-estrutura parafusada com torque de 15 Ncm aos implantes distais, então foi empregada a técnica de fotogrametria digital para avaliação das unidades protéticas e do tecido ósseo antes e após o apertamento do implante central com média de torque de 25,5 Ncm. As imagens obtidas foram superpostas num programa de computador que permitiu o registro do espaço marginal na junção prótese-implante e a visualização da deformação óssea por linhas que indicaram aumento ou diminuição de volume do tecido. Os resultados mostraram que devido à flexibilidade apresentada pelas infra-estruturas e pelo osso, ambos sofreram deslocamento axial de respectivamente, 177 μ m e 123 μ m, em média. Foi também observado que após o apertamento do parafuso central, foi gerada tensão de 246 N de magnitude e redução do espaço marginal. Os autores afirmaram que o estudo das deformações geradas em restaurações mal adaptadas precisa ainda de melhor entendimento quanto à sua relevância clínica, sendo que o fenômeno pode estar associado ao processo de remodelação óssea inicial, ocorrido durante o primeiro ano de função.

A distribuição de tensões em próteses sobre implantes parafusadas foi estudada por WATANABE *et al.*, em 2000. Para o estudo, quatro tipos de infra-estruturas sobre implantes foram comparadas e analisadas. Implantes do sistema IMZ foram posicionados no centro de um bloco de poliuretano (30 X 40 X 30 mm), e um total de 16 infra-estruturas foi confeccionado através de 4 métodos: monobloco; monobloco, secção e soldagem; soldagem e ajuste passivo. Seis *strain gauges* foram posicionados na superfície do bloco, distantes 1 mm. Três implantes foram numerados, e uma prótese parcial fixa foi posicionada sobre esses implantes e parafusada com torque de 14,5 Ncm. Esse procedimento foi repetido 7 vezes para cada prótese parcial fixa, e a tensão foi medida quando o último parafuso foi apertado. Em todas as próteses, tensões foram geradas ao redor dos implantes quando os parafusos eram apertados e eram liberadas após o destorque dos mesmos. A magnitude das tensões foi maior no método do monobloco ou do monobloco seguido de secção e soldagem do que os métodos de soldagem e o método passivo. Nos dois métodos de soldagem, quando o parafuso do implante central era apertado antes dos dois implantes terminais, a magnitude das tensões era menor com o método de soldagem do que com o método monobloco seguido de secção e soldagem. Quando a ordem de apertamento dos parafusos era alterada, houve diferenças significativas na magnitude das tensões em cada *strain gauges* do método de soldagem. Com o método de ajuste passivo, não houve diferenças na magnitude das tensões atribuídas à ordem de apertamento dos parafusos. A magnitude das tensões produzidas ao redor de

uma prótese sobre implantes retida por parafuso foi significativamente menor com o método do ajuste passivo quando comparada aos outros três métodos de confecção. Conclui-se também que os implantes submetidos ao método do ajuste passivo não foram afetados pela ordem de parafusamento.

SAHIN & ÇEHRELI, em 2001, levantaram os fatores que afetam a adaptação das próteses sobre implantes. Assentamento passivo corresponde ao posicionamento da infra-estrutura sobre os respectivos implantes sem geração de tensões entre eles. Adaptação marginal corresponde ao posicionamento da infra-estrutura sobre os respectivos implantes resultando na menor distância horizontal possível entre estes componentes. Desta forma, pode-se encontrar uma infra-estrutura com boa adaptação, mas sem assentamento passivo. A adaptação marginal e o assentamento passivo são pré-requisitos fundamentais para a manutenção da osseointegração e longevidade tanto dos implantes quanto das próteses sobre implantes. Segundo os autores, os métodos clínicos e laboratoriais, existentes para a confecção das infra-estruturas protéticas, na são precisos e, portanto não permitem a obtenção de assentamento passivo absoluto, sendo necessária a utilização de métodos alternativos para melhorá-los. Isto ocorre, devido a distorções que ocorrem em todas as etapas de confecção das infra-estruturas, sendo que a distorção mais pronunciada ocorre no plano horizontal, principalmente em peças curvas. O seccionamento com posterior soldagem da infra-estrutura é um dos métodos alternativos mais empregados. Entretanto, nem a soldagem convencional, nem a soldagem laser promovem o assentamento passivo absoluto e sim a redução nas tensões ao redor dos implantes.

OCHIAI *et al.*, em 2003, avaliaram se a seleção do tipo de pilar intermediário afeta a distribuição de cargas em próteses instaladas sobre dente e implante através de fotoelasticidade. Dois implantes de 3,75 X 13 mm (3i) foram instalados em um modelo de mandíbula humana, com ausência do primeiro e segundo molares do lado esquerdo. Duas próteses parciais fixas de 3 elementos foram confeccionadas em liga de ouro-paládio, unindo dente (prémolar) aos implantes, alternando-se o uso de pilares ULCA e pilares cônicos (3i). A simulação de carga foi aplicada sobre prótese unindo dente e dois implantes e dente a um implante do primeiro molar. A análise de tensões foi realizada em um polaroscópio circular com células de cargas verticais apoiadas em diferentes variações de carregamento em pontos oclusais marcados nas próteses. A aplicação de carga foi utilizada em função de promover uma situação clínica real. A avaliação das tensões foi realizada através de observação visual das ordens de franjas. Os resultados mostraram que a distribuição de tensões e a magnitude para a prótese apoiada sobre dente e dois implantes foi similar para ambos os tipos de pilar, a magnitude das tensões foi similar para ambos os pilares na situação da prótese apoiada sobre dente e implante e a distribuição de tensões para a condição de um único implante com pilar UCLA apresentou melhor distribuição não-axial de tensões que o pilar cônico.

Em 2004, KOKE *et al.*, compararam estruturas fundidas em duas ligas (Co-Cr e Ti c.p.) avaliando as tensões transmitidas aos abutments quando

obtidos em monobloco e por soldagem a laser. Foram fixadas em um bloco de alumínio por meio de resina epóxica dois implantes do tipo hexágono interno com diâmetros de 5,5 mm, distando 21 mm um do outro. Dois grupos contendo estruturas fundidas em monobloco (10 em Co-Cr e 10 em Ti c.p.) e um terceiro grupo, 10 estruturas em Co-Cr foram soldadas a laser. Todas as peças foram posicionadas sobre os abutments e tiveram seus parafusos apertados 18 Ncm. Os desajustes marginais foram medidos por microscópio óptico num aumento de 160X e precisão de aproximadamente 1,7 μm . as tensões foram avaliadas por *strain gauges* medindo 1,2 X 0,6 mm, alocados no espaço entre os implantes e os abutments. Os resultados indicaram que espaços marginais nas infra-estruturas de Co-Cr foram maiores (72 μm) quando comparadas com as obtidas com as peças em Ti c.p. (40 μm). as estruturas em Co-Cr obtidas após soldagem de seguimentos mostraram desajustes significativamente menores ($p < 0,001$) que as peças em Cr - Co obtidas pela técnica em monobloco. Os *strain gauges* registraram o deslocamento horizontal e vertical dos *abutments* após o procedimento de torque. Os autores concluíram que as infra-estruturas transmitiam maiores tensões aos abutments à medida que os valores de desajuste marginal eram maiores.

KARL *et al.*, em 2007, avaliaram a influência do modo de retenção e da curvatura da supra-estrutura na geração de tensões em próteses parciais fixas sobre implantes. Foram mensuradas as tensões em próteses de 3 e 5 elementos, cimentadas e parafusadas. Além disso, a influência do mecanismo de retenção e a curvatura da prótese foram avaliadas. Para o estudo, 3 implantes *Straumann* foram fixados num modelo simulando a situação clínica. *Strain gauges* foram fixados mesialmente e distalmente adjacentes aos implantes, nos pânticos das supra-estruturas. Quando comparados os 4 grupos, não houve diferenças significantes na magnitude das tensões. A comparação da curvatura das próteses também não revelou diferenças estatísticas ($p = 0,67$ para próteses de 3 elementos e $p = 0,25$ para próteses de 5 elementos). A comparação entre os métodos de retenção também não mostrou diferenças significativas ($p = 0,18$ para cimentadas e $p = 0,22$ para parafusadas). Os autores concluíram que a curvatura da prótese e o mecanismo de retenção parecem exercer somente uma mínima influência na geração de tensões em próteses sobre implantes. Como as restaurações em prótese sobre implantes têm mostrado sucesso ao longo do tempo, a questão é se um assentamento absolutamente passivo é mesmo um pré-requisito para um sucesso das restaurações sobre implantes.

A influência de diferentes intermediários protéticos (UCLA, esteticone e *micro-unit*) na indução de tensões em infra-estruturas implanto-suportadas soldadas a laser, foi avaliada por DAMACENO, em 2007, através de análise fotoelástica. Foram confeccionadas 3 infra-estruturas em Ti c.p. através da técnica de monobloco, sobre uma matriz metálica com forma e dimensões similares ao arco mandibular, sendo: 1) infra-estrutura confeccionada com pilares UCLA; 2) infra-estrutura confeccionada sobre pilares Esteticone; 3) infra-estrutura confeccionada sobre pilares *Micro-unit*. Após avaliação em microscopia óptica e análise de passividade em polariscópio circular, as peças foram seccionadas e submetidas à soldagem vertical a laser. As peças foram novamente avaliadas em relação à adaptação e posteriormente submetidas à

análise fotoelástica para comparação do padrão de tensões. Os resultados mostraram a efetividade da soldagem a laser na redução de tensões induzidas pelas infra-estruturas. Os maiores valores de ordem de franja foram encontrados para infra-estrutura confeccionada sobre pilares UCLA, seguida daquela sobre pilares Esteticone e por último da infra-estrutura confeccionada sobre pilares *Micro-unit*. No entanto, a distribuição de tensões ao redor dos implantes foi melhor equilibrada quando os pilares Esteticone e *Micro-unit* foram utilizado. Os valores de desadaptação vertical após soldagem a laser, encontrados para os diferentes tipos de pilares foram de 147,9, 389 e 179,4 μm , respectivamente para os pilares UCLA, Esteticone, *Micro-unit*. Conclui-se que a técnica de soldagem a laser de infra-estruturas implanto-suportadas reduz significativamente a indução de tensões aos implantes, e que a utilização de pilares intermediários, apesar de permitir maior desajuste marginal às peças, distribui melhor o padrão de formação dessas tensões geradas ao redor dos mesmos, com maiores (Esteticone) ou menores (*Micro-unit*) valores de ordem de franja.

TRAMONTINO em 2008 avaliou o uso de pilares intermediários nos desajustes marginais e nas tensões induzidas as implantes por infra-estruturas de próteses parciais fixas de 3 elementos fundidas em Ti c.p.. Vinte infra-estruturas metálicas simulando próteses parciais fixas de 3 elementos retidas por 2 implantes osseointegrados e fundidas em Ti c.p. foram obtidas a partir de modelos de trabalho oriundos de uma matriz em aço inoxidável. As estruturas foram divididas em 2 grupos equivalentes: 1) Grupo pilar cônico; 2) Grupo Ucla. O autor concluiu que de acordo com os resultados apresentados, não houve correlação direta entre desajuste marginal e tensões induzidas às fixações. O uso de pilar intermediário cônico também não reduziu os desajustes marginais nem as tensões às fixações.

4. Discussão

Viu-se que há pilares indicados para peças múltiplas e para peças unitárias. No caso das unitárias, não há tensões geradas por desajustes de instalação ou falta de assentamento passivo, tendo como importância maior o ajuste oclusal da peça. Por isso, tanto o UCLA calcinável como o CERAONE são indicados neste caso.

O problema é maior nas próteses múltiplas, onde há geração de tensão desde a instalação da prótese. Neste caso, o uso dos intermediários passa a ser de extrema necessidade, pois estes impedem que a estrutura da prótese transmita tensões permanentes para os implantes, e permitem inserção das próteses em casos de divergência entre implantes. (DRAMACENO, 2007)

Pilares intermediários (os chamados abutments), utilizados entre os implantes e a prótese, como os pilares cônicos para peças múltiplas, são confeccionados por CAD/CAM, em teoria, conduzem a menores desajustes e tensões. Pode-se imaginar que possam atuar como rompe-forças no sistema, atenuando a indução de sobrecargas diretamente aos implantes e osso periimplantar (KOKE *et al.*, 2004). Permitem também a correção de divergências, melhorando a inserção e o assentamento das próteses.

Embora muito utilizados pelo baixo custo e popularização, os componentes UCLA plásticos posteriormente fundidos tendem a causar maior desadaptação, uma vez que o material, por ser levado à fundição, sofre grandes distorções. Pela maior desadaptação e por estarem conectados diretamente aos implantes, tendem a gerar mais tensões, possuindo desta maneira custo-benefício duvidoso. (BRYNE *et al.*, 1998)

Peças múltiplas, de acordo com a literatura, não apresentam grandes problemas quando se utilizam pilares tipo UCLA pré-fabricados, sendo metal ou zircônia. Isto ocorre, já que neste tipo de componente, não é feita a etapa da fundição, tornando a desadaptação parecida com os abutments recomendados. (OCHIAI *et al.*, 2003)

Percebe-se que o perigo de uso de UCLA calcinável é ainda maior se for analisado associado ao processo de cocção da cerâmica da peça. Este procedimento causa aumento da desadaptação da estrutura devido ao alto grau de temperatura durante as várias queimas ocorridas na sua confecção. Desta forma, como este é um procedimento inevitável, deve-se utilizar de meios que nos permitam neutralizar essa distorção. (KARL *et al.*, 2005) Por isso, o uso de cerâmica em peças grandes, como protocolos, são contraindicados, já que o número de queimas necessárias é muito grande tornando a desadaptação inviável para este tipo de reabilitação.

Entretanto, um trabalho realizado por Tramontino em 2008, comparando a utilização de componentes UCLA plásticos e pilares intermediários tipo multi-unit, não obteve diferenças significativas entre as tensões causadas de cada um. Todavia, neste estudo, as próteses analisadas, eram de maneira geral, retilíneas e de apenas três elementos.

De maneira geral, os trabalhos feitos até então, são pouco conclusivos em relação à verdadeira necessidade do uso de abutments pré-fabricados. Porém, de qualquer forma, é notório que pilares UCLA calcináveis são passíveis de maior desadaptação, trazendo maior risco de tensões principalmente em reabilitações maiores e com implantes divergentes, sendo então mais seguro, o uso de abutments pré-fabricados.

5. Conclusão

A revisão sobre o tema é pouco conclusiva em relação à seleção de pilares protéticos para reabilitações utilizando próteses fixas de 3 ou mais elementos. De qualquer forma, foi possível notar que a segurança no uso de abutments pré-fabricados é maior, já que passam por menos processos que promovem sua distorção (não são fundidos), diferentemente dos pilares UCLA calcináveis. Além disto, viu-se que os intermediários permitem a correção de divergências entre os implantes e conduzem ao assentamento passivo das próteses, tornando menor a possibilidade de perda de implantes, fratura de parafusos, e de estruturas protéticas por tensões de instalação.

6. Referências Bibliográficas

- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int Oral Surg.* 1981; 10(6):387-416.
- Bauman Gr, Mills M, Rapley JW, Hallmon WW. Plaque-induced inflammation around implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7(3):330-7.
- Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast a premachined implant abutments. *J Prosthet Dent.* 1998;80(2):184-92,
- Campbell SD, Pelletier LB. Thermal cycling distortion of metal ceramics: Part II – Etiology. *J Prosthet Dent* 1992;68(2)284-9.
- Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1994; 1:90-94.
- Clelland NL, Papazoglou E, Carr AB, Gilat A. Comparison of strains transferred to a bone simulant among implant overdenture bars with various levels of misfit. *J Prosthodont* 1995;4(4):243-50.
- Craig Rg *et al.* Restorative dental materials. 10 ed. Saint Louis: Mosby, 1997. Cap. 15: Cast and wrought base metal alloys, p. 428-432.
- Damaceno ARD. Análise fotoelástica da influência de intermediários protéticos na distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas submetidas à soldagem a laser [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2007.
- Fonseca JC, Henriques GEP, Sobrinho LC, de-Góes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dental Materials* 2003; 19(7):686-91.
- Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Randon K *et al.* On clinical loading of osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res* 1993; 4:99-105.
- Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformation induced by misfit of implant superstructures. *Clin Oral Implants Res.* 1998; 9:272-80.
- Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Strain situation after fixation of three-unit ceramic veneered implant superstructures. *Implant Dent.* 2005;14(2):157-65.

Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. *J Prosthodont*. 2007; 10[Epub ahead of print].

Koke U *et al*. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral rehabilitation*. 2004; 31:477-82.

Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part I: stresses generated on the superstructures relative to size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont*. 1995; 8(6):511-516.

Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent*. 1992; 68(6):949-56.

Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segments and nonsegments abutments. *J Prosthet Dent*. 2003; 89:495-502.

Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991; 6(2):177-86.

Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod*, 1984; 86(2):95-111.

Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implants Dent* 2001; 10(2):85-92.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983; 49(6):843-8.

Torres EM. Estudo da correlação entre adaptação marginal e tensões transmitidas as implantes por estruturas metálicas fundidas em monobloco – análise fotoelástica [dissertação]. Ribeirão Preto: USP/FOUSP; 2005.

Tramontino VS. Próteses fixas implanto-retidas: Influência do pilar intermediário e dos ciclos de cocção da cerâmica nos desajustes e nas tensões induzidas às fixações. / FOP-UNICAMP, SP: [s.n.], 2008.

Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15(2):209-18.

Zarb GA, Schimitt A. Osseointegration and the edentulous predicament. The 10-year-old Toronto study. *Br Dent J.* 1991; 170(12):439-44.