



FACULDADE DE PINDAMONHANGABA

Fernanda Cortez

**INFLUÊNCIA DO COMPRIMENTO DO *CANTILEVER* EM
PRÓTESES TOTAIS FIXAS E SUPORTADAS POR
IMPLANTES**

Pindamonhangaba – SP

2012



Fernanda Cortez

**INFLUÊNCIA DO COMPRIMENTO DO *CANTILEVER* EM
PRÓTESES TOTAIS FIXAS E SUPORTADAS POR
IMPLANTES**

Monografia apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Diploma de Especialista pelo Curso de Especialização em Implantodontia da Faculdade de Pindamonhangaba.

**Orientador: Prof. MSc. Marcelo Gallo
Oliani**

Pindamonhangaba – SP

2012

Cortez, Fernanda
Influência do comprimento do *cantilever* em próteses totais
fixas e suportadas por implantes: revisão de literatura /
Fernanda Cortez / Pindamonhangaba-SP : FAPI Faculdade de
Pindamonhangaba, 2011.
42 f. : il.

Monografia (Especialização em Implantodontia) FAPI-SP.
Orientador: Prof. Marcelo Gallo Oliani

1 Implante. 2 Prótese implantossuportada. 3 *Cantilever*.
I Influência do comprimento do *cantilever* em próteses totais fixas e
suportadas por implantes: revisão de literatura II Fernanda Cortez



FERNANDA CORTEZ

**INFLUÊNCIA DO COMPRIMENTO DO *CANTILEVER* EM
PRÓTESES TOTAIS FIXAS E SUPORTADAS POR IMPLANTES**

**Monografia apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do
Diploma de Especialista pelo Curso de
Especialização em Implantodontia da**

Faculdade de Pindamonhangaba.

Data: _____

Resultado: _____

BANCA EXAMINADORA

Prof. _____ Faculdade de Pindamonhangaba

Assinatura _____

Prof. _____ Faculdade de Pindamonhangaba

Assinatura _____

Prof. _____

Assinatura _____

Dedico este trabalho

Aos meus pais, *Antonio e Ana Maria*

Aos meus irmãos, *Ana Paula e André*

Ao meu sobrinho *Caio*.

AGRADECIMENTOS

A Deus, em primeiro lugar.

Ao Dr. Carlos Ademar Ferreira, pela oportunidade de fazer esse curso.

Ao meu orientador Prof. MSc. Marcelo Gallo Oliani, pela paciência e dedicação em todo o aprendizado.

A todos os Professores do Curso de Especialização em Implantodontia pela excelente transmissão do conhecimento.

A todos os colegas de Curso, pelo companheirismo durante toda a jornada.

RESUMO

Este trabalho tem por objetivo avaliar a influência do comprimento do *cantilever* em próteses totais fixas e suportadas por implantes, por meio de uma revisão da literatura. Uma busca foi realizada nas bases de dados *Scielo* e *Pubmed* usando-se as palavras-chaves: *implante dental*; *próteses implantossuportadas* e *comprimento do cantilever*. Os artigos dentro do escopo do estudo foram selecionados. A maioria dos estudos sobre o tamanho do *cantilever* foi laboratorial com aplicação de variáveis simulando magnitudes esperadas clinicamente. Próteses com *cantilever* implantossuportadas ocluindo contra dentição natural apresentaram forças mastigatórias maiores em direção distal, bilateralmente, com média de 70% de forças suportadas pelos *cantilevers* e 30% pelo segmento suportado pelo implante. Estudos futuros são necessários para se determinar a eficiência clínica das próteses fixas totais e suportadas por implantes com *cantilevers* distais.

Palavras-chaves: Implante dental. Próteses implantossuportadas. *Cantilever*.

ABSTRACT

This study aims to evaluate the influence of the cantilever length on implant-supported fixed complete dentures, through a literature review. An electronic search was executed in *Scielo* and *Pubmed* databases using the key-words: dental implant, implant-supported dentures, implant cantilever length. The studies showing this study objective were selected. Most of the studies on the cantilever length were laboratorial applying variables simulating magnitudes clinically expected. Cantilever implant-supported fixed complete dentures occluding against natural teeth showed greater masticatory forces toward distal direction, bilaterally, with mean of 70% of the forces supported by the cantilevers and 30% by the implant. Further studies are necessary to determine the clinical efficacy of cantilever implant-supported complete fixed dentures.

Key-words: Dental implant. Implant-supported dentures. Implant cantilevers.

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO..... | 08 |
| 2 REVISÃO DE LITERATURA..... | 09 |
| 2.1 Considerações gerais..... | 09 |
| 2.2 Tamanho do <i>cantilever</i>..... | 14 |
| 3 DISCUSSÃO..... | 33 |
| 4 CONCLUSÃO..... | 37 |
| REFERÊNCIAS..... | 38 |

1 INTRODUÇÃO

A aplicação inicial dos implantes dentais, como descrito por Branemark, baseava-se na reabilitação de pacientes completamente edêntulos com o uso de próteses fixas suportadas por implantes, composta por dois braços de alavancas distais (*cantilever*) (SUEDAM et al., 2009).

Assim, o uso de implantes osseointegrados como retentores de próteses fixas parciais, ou totais, tem se tornado uma opção de tratamento para pacientes parcialmente edêntulos, especialmente aqueles insatisfeitos com sua prótese total.

Este tipo de prótese apresenta características peculiares de distribuição de forças porque toda a força aplicada na região posterior do braço de alavanca é transmitida para os implantes colocados na área entre os forâmens mentuais, e conseqüentemente, ao osso adjacente (SERTGÖZ; GÜNEVER, 1996; SUEDAM et al., 2009).

Estudos têm demonstrado que o número, a angulação, o diâmetro e a distribuição dos implantes afeta o sucesso desse tipo de prótese (NACONECY, 2006; SIMAMOTO-JUNIOR et al., 2007; OLIVEIRA et al., 2010).

Quando próteses fixas suportadas por implantes apresentando um *cantilever* unilateral são avaliadas, tem se considerado o tamanho do mesmo, já que a força exercida sobre a prótese seria resultante da multiplicação da força mastigatória pela dimensão méso-distal do *cantilever* (GREENSTEIN; CAVALLARO, 2010).

Considerando-se os fatores supracitados, dependendo do número de implantes colocados, o tamanho do braço de alavanca (tamanho do *cantilever*) pode ser modificado, (SERTGÖZ; GÜNEVER, 1996; JACQUES et al., 2009; SUEDAM et al., 2009), o que hipoteticamente poderia influenciar no sucesso e prognóstico dos casos de próteses tipo protocolo sobre implantes, gerando forças maiores ou menores sobre estes.

Este trabalho teve como objetivo avaliar a influência do comprimento do *cantilever* em próteses totais fixas e suportadas por implantes, por meio de uma revisão da literatura.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Considerações gerais

Shakalak (1983) teceu considerações biomecânicas sobre as próteses osseointegradas. De acordo com o autor, as cargas sobre o implante podem ser iguais ou maiores que a força aplicada se a geometria é suficientemente alterada, especialmente se *cantilevers* são incorporadas no design. Em casos extremos, a carga máxima por parafuso pode alcançar de 1,5 a 2 vezes a força aplicada. Isto pode ser tolerado e seguro se a capacidade de um único implante for maior que a força máxima aplicada, o que parece ser o caso da mandíbula. Além disso, o autor afirmou que os *cantilevers* aumentam a carga sobre o primeiro parafuso mais perto deste *cantilever*. *Cantilevers* moderados podem ser tolerados se os parafusos forem suficientemente fortes, enfatizou o autor.

Lundgren et al. (1987) estudaram o padrão de força oclusal durante mastigação em oito pacientes edêntulos cujas dentições foram restauradas com próteses inferiores com *cantilever* suportadas por implantes e ocluindo contra próteses totais. O padrão de mastigação foi comparável àquele relatado por indivíduos com dentições completas saudáveis ou com próteses parciais fixas. Os autores encontraram que os segmentos com *cantilever* posterior ocluindo contra próteses totais exibiram regularmente as maiores forças locais.

Lundgren et al. (1989) mediram as forças de mastigação com direção axial. Foram medidas em pacientes reabilitados com próteses fixas com *cantilever* posterior suportada por implante ocluindo contra próteses totais superiores. Oito transmissores em miniatura colocados na prótese total superior permitiram o registro das forças locais e totais sobre a prótese inteira simultaneamente. Em oclusão básica, com contatos oclusais simultâneos sobre todas as unidades, as forças de mastigação foram distalmente aumentadas. Pela infra-oclusão do primeiro *cantilever* por aproximadamente 100 μm houve um decréscimo total das forças mastigatórias sobre os segmentos de *cantilever*, mas não influenciou a alavanca na união distal do *cantilever* para os implantes distais. Pela infra-oclusão dos segundo *cantilever* por aproximadamente 100 μm houve uma redução pronunciada das forças de mastigação total sobre a toda a prótese assim como sobre as unidades de *cantilever* e também resultou em um decréscimo grande (50%) na alavanca das unidades de *cantilever*.

Falk et al. (1989) analisaram as forças mastigatórias naturais em 10 pacientes com próteses inferiores suportadas por implantes com *cantilever* ocluindo contra dentição natural. As forças foram medidas usando oito transmissores em miniaturas colocados nas próteses. As forças foram

então medidas em quatro pontos de contato sobre o segmento suportado por implantes e sobre o segmento do *cantilever*. As forças totais desenvolvidas durante o máximo fechamento em oclusão habitual e mastigação foram de mesma magnitude. Os autores encontraram que as forças mastigatórias aumentaram bilateralmente na direção distal. Em média 70% das forças foram suportadas pelo segmento do *cantilever* e 30% pelo segmento entre os implantes.

Osier (1991) avaliou a carga oclusal de sistemas de implantes com *cantilever*. Três sistemas de implantes foram analisados: dois implantes, três implantes, e cinco implantes. O autor encontrou que o implante mais perto do ponto de aplicação de carga (de forma geral o implante mais posterior) suportou a maior carga compressiva. Os implantes opostos à aplicação da carga (geralmente os anteriores) estavam sob tensão. Estas cargas sobre os implantes são normalmente aumentadas sob força mastigatória e podem facilmente alcançar 2,5 a 5 vezes a carga mastigatória.

MacCartney (1992) apresentou uma alternativa para o desenho de próteses com *cantilevers* suportadas por implantes. O autor afirmou que próteses inferiores suportadas por implantes instalados entre os forâmens mentuais restringem o comprimento dos componentes distais com *cantilever*. Implantes posteriores adicionais usados como *abutments* com conectores rígidos distribuem melhor as forças oclusais e reduzem o torque do *cantilever* sobre os implantes anteriores. Devido ao fenômeno de flexão mandibular, estes implantes posteriores poderiam estar sujeitos ao micro-dano induzido por *stress* sobre a interface osso/implante. O uso de *abutments* posteriores para suportar o *cantilever* sem conexão reduz o dano potencial do micro-dano induzido pelo *stress*.

Rodriguez et al. (1994) revisaram a biomecânica de próteses parciais fixas com *cantilever*, além de discutir a construção teórica a biomecânica do implante com ênfase especial nos *cantilevers*. De acordo com os autores, existem dois tipos de momentos de torção em uma prótese fixa suportada por implantes que não seriam tão bem toleradas como as forças axiais. O primeiro envolveria forças exercidas nos implantes anteriores durante a carga sobre o *cantilever* posterior com os implantes arrançados em forma de arco. O segundo seria o ponto de carga sobre o *cantilever* posterior e os dois parafusos adjacentes a eles funcionariam como uma gangorra com o implante terminal sendo o fulcro. Por outro lado parece que quando mais de dois implantes compartilham a carga de um *cantilever*, esta analogia de gangorra não seria estritamente aplicável.

Engstrand et al. (2003) tiveram como objetivo relatar os resultados clínicos e radiográficos em um grupo de pacientes tratados com o protocolo Branemark Novum. Noventa e cinco pacientes com mandíbulas edêntulas foram consecutivamente tratados com o protocolo supracitado. A

amostra compreendeu 53 (56%) pacientes do sexo masculino e 42 (44%) do feminino, com média de idade de 68,5 anos. Um total de 285 implantes foram instalados, 188 com diâmetro de 5mm, 89 com 4,5mm, e 8 com 4mm. No primeiro grupo de pacientes, a prótese foi entregue entre 20 e 40 dias. Conforme a técnica foi sendo aprimorada, este tempo foi cada vez mais reduzido, até a entrega da prótese no mesmo dia. As próteses fixas eram tipicamente de 12 unidades, indo de molar a molar, com *cantilevers* de 9 a 22 mm medidos a partir do centro do implante lateral até as superfícies distais dos dentes mais posteriores (Figura 1). Os exames clínicos foram realizados após 3, 6 meses; 1 ano; e anualmente até 5 anos. A média do tempo de acompanhamento foi de 2,5 anos. Os exames clínicos incluíram avaliações estéticas e funcionais, e condições de tecido mole. Se qualquer sinal de mobilidade da infra ou sobre-estrutura eram detectados, os parafusos eram removidos e a estabilidade da barra principal e dos implantes individualmente eram manualmente testados. Uma prótese era considerada como falida, se tivesse sido removida, por qualquer razão, ou quando uma presença de radiolusência ao redor do implante era notada. Os autores encontraram que a taxa cumulativa de sobrevivência foi de 99%. Dezoito implantes falharam em 13 pacientes. A perda óssea média foi de 0,73mm entre os períodos de 3 meses e 1 ano, e 0,16mm durante o segundo ano, e 0,13 mm anualmente durante 3 e 5 anos.

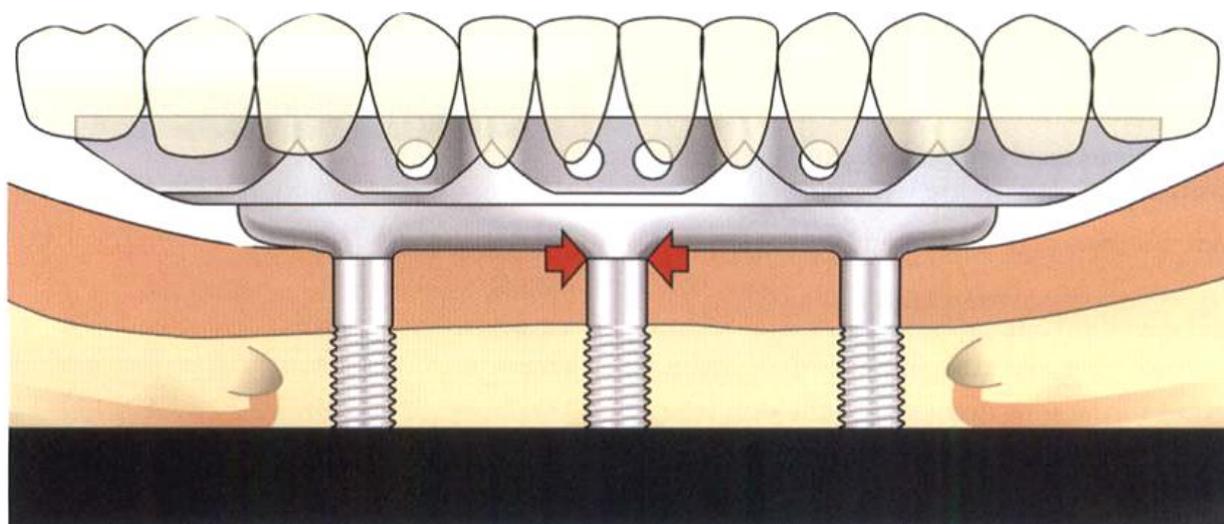


Figura 1 – Desenho esquemático dos componentes do protocolo Branemark Novum. As setas indicam pontos de referência para as medidas radiográficas realizadas por Engstrand et al. (2003)

Stellingsma et al. (2004) tiveram como objetivo revisar criticamente a literatura sobre os procedimentos relacionados ao tratamento com implantes da mandíbula edêntula, com ênfase especial sobre a mandíbula extremamente reabsorvida, a qual foi definida como altura mandibular na área da sínfise de 12 mm ou menos, medida em uma radiografia cefalométrica padronizada. De

acordo com os autores, pacientes com mandíbula edêntula severamente reabsorvida sempre sofrem de problemas com a prótese inferior, incluindo: retenção insuficiente, intolerância à carga pela mucosa, dor, dificuldades com alimentação e fala, perda do tecido mole de suporte, e aparência facial alterada. Estes problemas são um desafio para o Protesista e o cirurgião. Os implantes dentários tem fornecido uma base confiável para as próteses fixas e removíveis. Isto resultou em uma mudança drástica nos conceitos do tratamento para o manejo das mandíbulas severamente reabsorvidas. A cirurgia reconstrutiva pré protética tem mudado de uma abordagem com objetivo de fornecer osso suficiente e apoio mucoso para a prótese convencional para fornecer um volume ósseo suficiente permitindo que implantes sejam colocados em posições ótimas de um ponto de vista protético. Os autores concluíram que as opções para a restauração de mandíbulas extremamente reabsorvida com implante podem ser categorizadas como: o uso de implantes curtos em combinação com próteses fixas ou removíveis; aumento da mandíbula por meio de técnicas de distração ou procedimentos de enxertos, seguido pela instalação de implantes intra-ósseos em combinação com próteses removíveis ou fixas e a instalação de sistema de implantes trans-ósseos com próteses removíveis.

Flanagan (2005) objetivou relatar uma visão geral da reabilitação dos arcos edêntulos por implantes suportando próteses totais. De acordo com o autor, a construção de uma prótese total pela instalação cirúrgica de implantes suportando próteses fixas em cada arco, é possível. Os posicionamentos dos implantes e dentes nas próteses são fatores importantes para o resultado em longo prazo. Distribuição das forças mastigatórias oclusais sobre a maior quantidade de implantes possível é importante. Forças mastigatórias não axiais deveriam ser dirigidas para a região anterior dos arcos, onde as forças não são grandes. Os dentes posteriores deveriam ser desenhados com superfícies oclusais planas que se separem durante os movimentos excursionários da mandíbula. A flexão mediana da mandíbula causada pela contração do músculo pterigóideo mesial pode ser conseguida pela construção de uma prótese em segmentos, de modo a não ser uma entidade rígida sobre um osso flexível o que poderia causar tensão no osso, potencialmente levando perda da integração do implante e falha. Essa segmentação também garantiria um assentamento apropriado da prótese com respeito à distorção do modelo e da aplicação da porcelana. O autor enfatizou que a limpeza e a manutenção rotineira da prótese a cada 3-6 meses é essencial.

Ainda em 2005, Kim et al. tiveram como objetivo tecer considerações sobre as forças oclusais no tratamento com implantes. De acordo com os autores, as diretrizes para próteses totais sobre implantes, com relação à oclusão, seriam: oclusão bilateral balanceada com a prótese total do

arco oposto; função em grupo ou mutuamente protegida com pequena guia anterior quando em oposição à dentição natural; ausência de contatos de balanceio ou de trabalho sobre o *cantilever*; infra-oclusão sobre o segmento de *cantilever* (100 µm) e liberdade em relação cêntrica (1-1,5 mm). Segundo os autores, os objetivos da oclusão de próteses sobre implantes são: minimizar a sobrecarga sobre a interface osso/implante e a prótese; manter a carga sobre o implante dentro de limites fisiológicos da oclusão individualizada, e finalmente fornecer estabilidade em longo prazo dos implantes e da prótese. Para cumprir estes objetivos, área de suporte aumentada, direção da força melhorada, e magnitude da força reduzida são fatores indispensáveis na oclusão sobre implantes. Além disso, planos de tratamentos individualizados e procedimentos cirúrgicos e protéticos precisos baseados sobre princípios mecânicos e pré-requisitos para a oclusão ótima sobre implantes. A oclusão sobre implante deve ser reavaliada e ajustada, se necessário, de forma regular para prevenir um potencial desenvolvimento de sobrecarga sobre implantes dentários. Por outro lado, os autores enfatizaram que atualmente não existe conceito de oclusão sobre implante específicas baseadas em evidências, sugerindo estudos futuros nesta área.

O objetivo de Salvi e Bragger (2009) foi avaliar o impacto dos fatores de risco mecânicos e técnico sobre as próteses suportadas por implantes. Uma pesquisa em uma base de dados (MEDLINE) foi realizada englobando o período de 1966 a 2008. A estratégia de pesquisa envolveu os termos: desenho, implantes dentários, risco, Prótese Dentária, Prótese Dentária Fixa, Reabilitação Oral, pontes, Prótese Parcial Removível, *Overdentures*. Testes controlados aleatórios, testes controlados, e estudos prospectivos e retrospectivos com uma média de acompanhamento de pelo menos 4 anos foram incluídos. Os autores encontraram que dos 3568 artigos, 111 foram selecionados para uma análise completa do texto. Destes, 33 foram incluídos para extração de dados após o agrupamento dos resultados em 10 fatores de risco: tipo de elementos retentivos suportando *overdentures*, presença de extensões de *cantilever*, próteses fixas cimentadas versus parafusadas, *abutments* angulados, bruxismo, proporção cora/implante, comprimento da sobre-estrutura, materiais protéticos, número de implantes suportando uma prótese fixa, e história de complicações mecânicas e técnicas. Os autores concluíram que a ausência de estrutura metálica na infraestrutura, presença de extensões de *cantilever* maiores que 15mm e bruxismo, o comprimento da prótese, e história de complicações repetidas foram associadas com aumento de complicações técnicas e mecânicas. O tipo de retenção, presença de *abutments* angulados, proporção coroa/implante, e o número de implantes suportando a prótese fixa não estiveram associados com aumento das

complicações mecânicas e técnicas. Nenhum dos fatores de risco mecânicos teve um impacto sobre as taxas de sobrevivência e sucesso dos implantes.

Zurdo et al. (2009) analisaram por meio de uma revisão sistemática o efeito potencial da incorporação do *cantilever* sobre a taxa de sobrevivência de próteses suportadas por implantes e a incidência de complicações técnicas e biológicas. Os autores utilizaram a base de dados MEDLINE. Os autores encontraram que a taxa de sobrevivência de 5 anos das próteses com *cantilever* variou entre 89,9% e 92,7% sendo a fratura do implante a maior causa de falhas. Os autores concluíram que dados sobre estas prótese são limitados e assim as taxas de complicação e sobrevivência devem ser interpretadas com cuidado. A incorporação de *cantilevers* em próteses implantossuportadas pode estar associada com uma maior incidência de complicações técnicas menores.

Stafford (2010) revisaram a literatura por meio da base de dados MEDLINE e manualmente em vários periódicos. Os títulos e resumos foram inicialmente verificados por dois revisores independentes para identificar estudos longitudinais retrospectivos e prospectivos ou estudos controlados reportando próteses fixas com *cantilever* suportadas por implantes com uma média de acompanhamento de 5 anos pelo menos. Um exame clínico tinha que ser realizado ao final do acompanhamento. Os dados para a meta análise foram extraídos por dois revisores independentes. Informação com relação à sobrevivência e taxas de sobrevivência tanto dos implantes quanto das próteses foram extraídos. A sobrevivência dos implantes foi considerada se o implante estivesse presente na consulta de acompanhamento sem qualquer modificação. Com relação às complicações técnicas, todos os eventos afetando a integridade dos implantes, sobre-estrutura e infra-estrutura foram considerados. Os cinco estudos com 5 e 10 anos de acompanhamento incluídos na meta análise resultaram em uma taxa de sobrevivência cumulativa de 94,3% e 88,9%, respectivamente. Nenhuma fratura da infra-estrutura foi relatada. Os autores concluíram que próteses fixas com *cantilever* suportadas por implantes representam um tratamento previsível e confiável. Entretanto, evidência ainda é esparsa sobre os efeitos de vários desenhos de prótese (extensão do *cantilever* distal ou mesial), número de implantes suportando a prótese e conceitos de oclusão sobre a incidência de complicações destas próteses.

2.2 Tamanho do *cantilever*

Shackleton e Slabbert (1994) examinaram a sobrevivência de próteses fixas suportadas por implantes usando comprimentos diferentes de *cantilever*. Os registros de um grupo de pacientes

tratados com implantes foram verificados. A amostra foi limitada aos pacientes cujos arcos edêntulos tivessem sido tratados com cinco ou seis implantes Branemark suportando próteses fixas. Vinte e oito arcos, incluindo 24 mandíbulas e 4 maxilas, em 25 pacientes, foram tratados com próteses fixas implantossuportadas. Os dados relacionados com os comprimentos dos *cantilevers* direito e esquerdo (medidos a partir da superfície distal do *abutment* até o final da infraestrutura metálica), dados da instalação da prótese, manutenção, e consultas de emergência foram coletados. Baseados na literatura, os autores dividiram a amostra em dois grupos com relação ao comprimento do *cantilever*: até 15 mm e maior que 15 mm. Esses dois grupos foram ainda subdivididos em lado direito e esquerdo. Os autores encontraram que o comprimento do *cantilever* variou de 5 a 22mm. Das 28 próteses, 12 tiveram que ser refeitas ou substituídas devido a falhas. Quando a sobrevivência das prótese foi analisada com relação ao *cantilever* do lado direito, foi encontrado que as próteses com *cantilever* até 15 mm estavam ainda em função, enquanto que as com *cantilever* maior que 15 mm exibiram uma diminuição no número de próteses em função, sendo esta diferença estatisticamente significativa. Já para o lado esquerdo, os autores também encontraram diferença estatisticamente significativa, sendo o *cantilever* até 15 mm com desempenho muito melhor que o *cantilever* maior que 15 mm. Os autores concluíram que próteses com *cantilever* menor apresentaram uma taxa de sobrevivência melhor que as com *cantilever* maior. Quando o paciente necessitar de *cantilevers* mais longos, estes devem ser advertidos do alto risco de falha, enfatizaram os autores. Estes ainda sugeriram que o uso do ponto a 15 mm para a confecção do *cantilever* parece ser um valor razoável.

White et al. (1994) determinaram os efeitos do tamanho do *cantilever* sobre a transferência de carga para a mandíbula. Um modelo foto-elástico de uma mandíbula humana moderadamente reabsorvida com cinco implantes Branemark de 13 mm foi construída. Cargas oclusais simuladas (45 N) em vários comprimentos do *cantilever*, em incrementos de 5mm, foram aplicadas à superfície oclusal da crista óssea sobre a superfície distal do implante distal para todos os tamanhos de *cantilevers*, até um comprimento máximo de *cantilever* de 30 mm posterior ao último implante e 15 mm anterior a este. Cargas de 89N foram aplicadas em locais a partir do centro do implante mais distal, nos dois lados até 30 mm posterior ao último implante de cada lado. Cargas de 134 N foram aplicadas nos mesmos locais até 20 mm posterior ao implante mais distal. Cargas de 134 N foram também aplicadas aos cinco sítios anteriores aos implantes distais. Os autores encontraram que tanto em relação com o comprimento do *cantilever* e a carga aplicada, as tensões mais altas estiveram concentradas na crista óssea adjacente à superfície distal do último implante sobre o lado

de carga e foram de natureza compressiva. Tensões menores foram desenvolvidas no ângulo distal do ápice do implante mais distal reciprocamente ao efeito de inclinação sobre o *cantilever*, e as combinações complexas de tensão e compressão estiveram localizadas ao longo dos implantes. Distribuições similares foram encontradas para o segundo implante mais distal e para os implantes centrais. Os autores concluíram que é possível que o uso mais conservativo dos *cantilevers* poderia melhorar as já excelentes taxas de sucesso das próteses totais suportadas por implantes.

Roriguez et al. (1994b) resumiram a literatura com relação à determinação do comprimento aceitável do *cantilever* para próteses fixas sobre implantes além de discutir os estudos examinando os efeitos possíveis do *stress* biomecânico sobre a prótese e osso de suporte. Os autores encontraram que comprimentos específicos do *cantilever* não foram encontrados variando de 20 mm para 5 ou 6 *abutments* ou 15 mm se 4 *abutments* são usados. Com relação à reabsorção óssea, os autores afirmaram que longos *cantilevers* tiveram uma média de 0,95 mm de perda ao redor dos implantes mesiais, enquanto que *cantilevers* curtos tiveram uma média de perda de 0.61 mm ao redor dos mesmos implantes.

Melo et al. (1995) investigaram os desenhos de próteses osseointegradas nos casos de extremo livre por meio da análise de *stress* interpretadas pelo método do elemento finito. Sete próteses fixas de extremo livres com vários desenhos de conexão. Os valores de *stress* dos modelos carregados com força vertical oclusal foram analisados. Quando a prótese não estava conectada ao dente natural mas sim suportada por dois implantes e *cantilever*, os menores níveis de *stress* no osso foram notados. Por outro lado, encaixes não rígidos incorporados às próteses não reduziram significativamente os níveis de *stress* no osso.

Sertgoz e Gunever (1996) investigaram a distribuição do stress na interface osso/implante com uma análise de elemento finito tridimensional por meio do uso de três comprimentos diferentes de *cantilevers* e implantes, em uma prótese fixa parcial suportada por implante. Modelos de simulação foram criados como uma prótese fixa com *cantilever* bilateral suportada por seis implantes inseridos em um modelo de osso mandibular. Nove modelos de simulação diferentes tiveram três comprimentos diferentes de *cantilevers* (7, 14, 28 mm) e implantes (7, 15, 20 mm). Forças verticais de 75 N e horizontais de 25 N foram aplicadas ao final distal do *cantilever*. As análises das forças von Mises para as interfaces osso/implante revelaram que o stress máximo ocorreu na interface osso/implante mais distal localizada no lado de carga e aumentou significativamente com o comprimento do *cantilever*. Entretanto, não houve diferença estatisticamente significativa associada com o comprimento dos implantes.

O objetivo de Tashkandi et al. (1996) foi determinar o efeito da carga sobre a distribuição da tensão no osso circundante, por meio de aplicação vertical desta no implante terminal suportando a infraestrutura em incrementos de 5 mm ao longo do comprimento do *cantilever*. O modelo experimental designado para este estudo envolveu um segmento de osso bovino no qual três implantes intra-ósseos foram instalados, paralelamente, simulando condições de osseointegração. O tamanho do *cantilever* não variou. Medidores de tensão foram unidos às superfícies do osso em seis locais diferentes. A sobre-estrutura foi fabricada para encaixar nos implantes com uma liga de ouro-paládio. A secção do *cantilever* foi desenhada de forma a permitir a carga em várias posições ao longo do seu comprimento. Três implantes Branemark foram instalados cirurgicamente na amostra óssea por meio do protocolo cirúrgico. O embricamento com a cortical foi verificado por meio de radiografias. A distância entre os centros dos implantes foi mantida em 15 mm para fornecer espaço para os medidores de tensão. O espécime ósseo foi congelado antes do experimento. Em seguida moldagens foram realizadas para obter um modelo de trabalho e confeccionar a sobre-estrutura com uma seção de *cantilever* de 30 mm a partir do centro do implante mais distal. O *cantilever* possuía uma largura de 6 mm e espessura de 5 mm. Iniciando no centro do implante mais posterior e diretamente sobre a abertura do parafuso de acesso, um acesso para a carga foi confeccionado com um disco de carborundum fino. Estes acessos foram também preparados a 5, 10, 15, 20, e 25 mm em direção posterior a esta carga inicial. Os seis medidores de tensão foram então posicionados e cimentados nestes sítios. Em seguida, as cargas foram aplicadas nestes pontos pré-determinados, sendo o centro do implante usado como controle por ser a aplicação de carga realizada no longo eixo do implante. As cargas foram de 10 e 20 libras, 5 vezes em cada sítio para determinar a reprodutibilidade em cada medidor de tensão. Os três fatores examinados principais foram a carga, o comprimento do *cantilever* ou distância, e os seis medidores de tensão. Os autores concluíram que quando uma força foi aplicada sobre a infraestrutura, uma tensão significativamente maior foi registrada no ápice do implante imediatamente adjacente ao *cantilever*. Conforme a carga era aplicada mais posteriormente sobre o *cantilever*, uma tensão significativamente maior era registrada em todos os medidores e particularmente no medidor no ápice do implante terminal. O tamanho combinado resultante de um primeiro e segundos molares artificiais na prótese é de 18 a 20mm, e do pré-molar e primeiro molar de 15 a 16 mm; deste modo, neste estudo quando a carga foi aplicada a 20 mm ou mais, a tensão verificada no osso foi excessiva e demonstrou potencial para complicações e falhas das próteses, enfatizaram os autores.

Em 2000, McAlarney e Stavropoulos investigaram os efeitos das variáveis clínicas sobre os comprimentos teóricos dos *cantilevers*, os quais não causariam afrouxamento do parafuso de ouro ou falha de fadiga. As variáveis investigadas incluíram número e distribuição de implantes, arcos instalados, e o tamanho do *cantilever* considerado ótimo pelo dentista. A localização do implante e da prótese foi obtida de modelos de estudo de 55 casos clínicos. A distribuição de uma força vertical de 143 N aplicada aos implantes foi calculada. A sobrecarga do conector de ouro foi assumida em 200 e 250 N na compressão e tensão. Os comprimentos calculados foram comparados com as variáveis clínicas. Para um número de implantes, a relação entre o tamanho do *cantilever* calculado e a extensão ântero-posterior foi linear. A soma do comprimento nos dois lados *versus* o comprimento da prótese entre os implantes mais distais foi linear, independente do número de implantes. O nível de satisfação predizível foi definido como o comprimento calculado maior que o comprimento ótimo obtido pelos dentistas. As taxas de satisfação foram 100%, 56%, 33%, 85 e 0% para casos suportados por 8 e 7, 6, 5, 4, e 3 implantes (taxa total de 44%), respectivamente. Noventa e oito por cento dos casos com extensão ântero-posterior maior que 11,1 mm foram satisfatórios. Os autores concluíram que as complicações dos conectores de ouro seriam reduzidas se: o tamanho do *cantilever* foi menor que o calculado pelas equações do estudo, e se o espaço ântero-posterior foi maior que 11,1 mm.

Maló et al. (2003) tiveram como objetivo demonstrar o desenvolvimento do conceito padronizado “All-on-four” e apresentar documentação clínica. Quarenta e quatro pacientes foram tratados com próteses totais imediatamente suportadas por 4 implantes na mandíbula, instalados entre os forâmens mentuais, totalizando 176 implantes. Quarenta e cinco destes implantes (12 pacientes) foram colocados em alvéolos pós extração. Em adição a estes 176 implantes imediatamente carregados, 24 dos primeiros 30 pacientes tiveram 62 implantes submersos colocados tanto anterior quanto posterior ao forâme. Estes não foram incorporados à prótese provisória. Os pacientes eram 11 do sexo masculino e 19 do feminino, com idade variando de 30 a 79 anos, média de 59 anos. Uma prótese de acrílico foi entregue 2 horas após a cirurgia. Esta foi planejada para ter um mínimo de 10 dentes devido ao posicionamento angulado do implante posterior (Figura 2). A prótese final foi entregue 4 a 6 meses após a cirurgia. Os primeiros 7 pacientes receberam próteses metalo-cerâmicas convencionais, os outros 23 receberam próteses com infraestrutura usinada de titânio. Os autores observaram que 5 implantes imediatamente carregados foram perdidos em 5 pacientes após 6 meses, resultando em uma taxa de sobrevivência de 96,7%. A taxa de sobrevivência das próteses foi de 100%. Devido ao uso do implante distal

angulado, o tamanho do *cantilever* foi diminuído, porém conseguindo conter até 12 dentes. Concluiu-se que o conceito proposto apresentou-se viável.

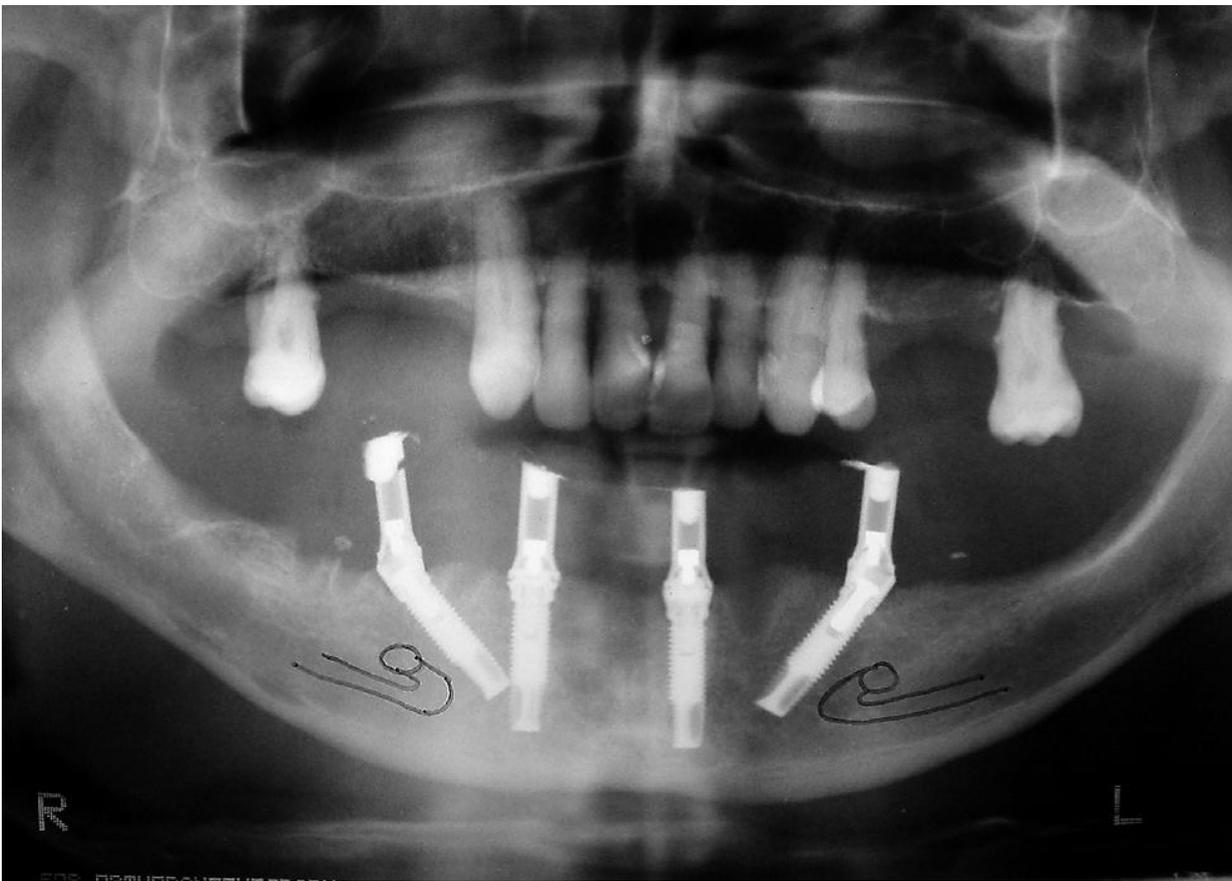


Figura 2 – Posicionamento dos implantes no estudo de Maló et al. (2003).

Becker (2004) relatou os achados do acompanhamento de 10 anos de próteses fixas retidas por implantes ITI. Não foram encontradas fraturas dos implantes, assim como dos *abutments*, porcelana e das próteses. Não houve recessão do tecido gengival ou perda óssea radiográfica. Todas as 60 próteses permaneceram em função satisfatória. O autor concluiu que resultados positivos de longo prazo podem ser alcançados com próteses fixas com *cantilever* suportadas por implantes por meio do uso de implantes de superfície rugosa de 4,1 mm ou maior; desenho implante/*abutment* de forma a reduzir a proporção coroa/implante; uso de um desenho de prótese cimentável que elimina a necessidade de retenção por parafuso.

Em 2004, Wood e Vermilyea resumiram por meio de uma revisão de literatura as diretrizes baseadas em evidências científicas no planejamento do tratamento com implantes osseointegrados. A literatura revisada por pares publicada na língua inglesa entre 1969 e 2003 foi revisada usando pesquisa manual e por meio da base de dados Medline. Os tópicos revisados incluíram fatores

sistêmicos do hospedeiro, tais como idade, gênero, condições medicamentosas, hábitos; fatores locais do hospedeiro, envolvendo a qualidade e quantidade do osso e tecido mole, presença e história de infecção e oclusão; fatores do desenho protético, incluindo o número e o arranjo dos implante, o tamanho e tipo de cobertura destes, *cantilevers* e conexões aos dentes naturais, e métodos para melhorar os resultados do tratamento em cada categoria. Com relação aos *cantilevers*, os autores os identificaram como fatores locais podendo melhorar os resultados do tratamento. De acordo com os autores, historicamente, as próteses suportadas por implantes foram desenhadas para pacientes completamente edêntulos e particularmente para a mandíbula edêntula. Assim, inicialmente os tratamentos envolviam a colocação de 4 a 6 implantes entre os forâmes mentuais com dois *cantilevers* distais. Estes, de forma geral apresentavam 20 mm em comprimento de cada lado. Atualmente, os autores afirmaram que o tamanho da medida clínica desejada do *cantilever* seria menor, já que se a distribuição dos implantes no arco fosse menor que 11,1 mm, o tamanho do *cantilever* (20mm) não seria suportado e então uma *overdenture* seria mais adequada do que próteses fixas com longos *cantilevers*. Apesar de esse tipo de tratamento ser uma solução efetiva para a mandíbula, ela tem sido uma solução muito menos previsível para a maxila, porque a cavidade nasal e os seios maxilares sempre interferem com a seleção do local do implante, especialmente em pacientes com reabsorção óssea severa. Assim, na maxila, *overdentures* ao invés de próteses fixas com *cantilevers* tem sido mais bem executadas, enfatizaram os autores.

Kupeyan e Clayton (2004) apresentaram uma técnica para incorporar o *cantilever* lingual em uma prótese suportada por implante, em substituição ao *cantilever* convencional (Figura 3). Segundo os autores, os *cantilevers* convencionais apresentariam efeitos colaterais devido a transferência biomecânica da concentração da força e tensão aos implantes, infraestrutura, e osso. Para redução destas tensões, tem-se sugerido o uso de resina acrílica absorvente sobre a superfície oclusal, alívio dos contatos oclusais, e evitar o uso de porcelana ou ouro. Outra opção seria o uso do *cantilever* lingual. Sua vantagem estaria em reduzir a tensão no osso distal ao implante mais distal. Além disso, a rotação seria diminuída, já que o ponto do fulcro seria movido para frente. O *cantilever* lingual ajudaria compensando essa rotação. Como desvantagens estariam o uso de procedimentos adicionais e aumento do custo.

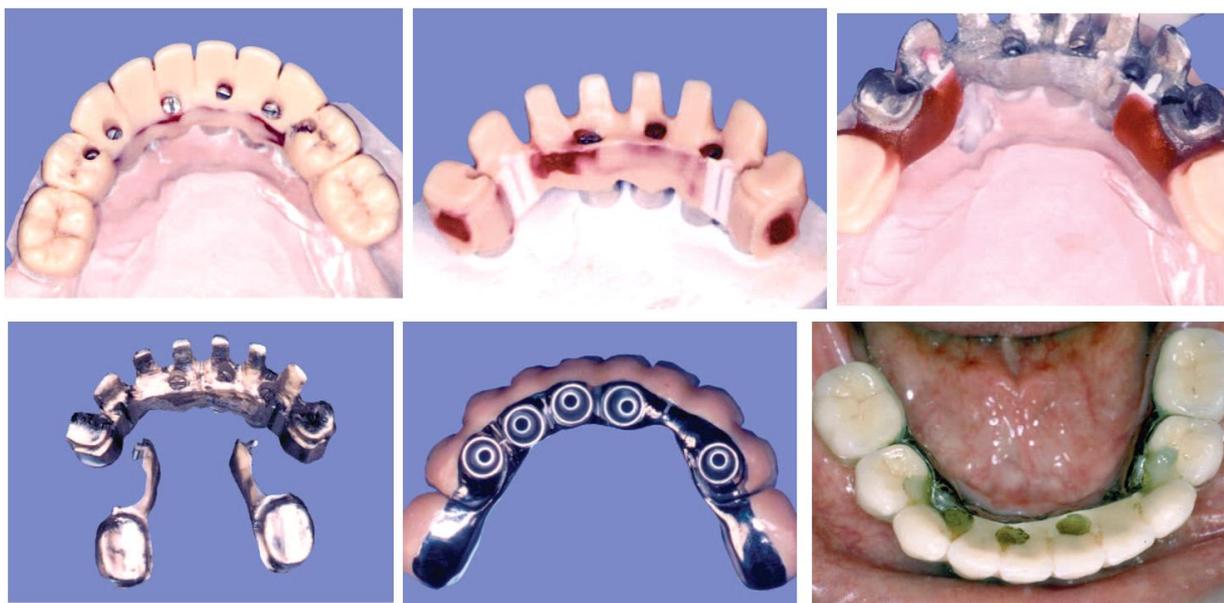


Figura 3 – Fotografias mostrando a técnica da confecção do *cantilever* lingual.
Fonte: Kupeyan; Clayton (2004).

Anderson (2005) analisou a literatura por meio da base de dados Pubmed sobre a taxa de sobrevivência de 10 anos de implantes suportando próteses fixas com *cantilever*. Após a análise dos artigos, os autores encontraram uma taxa de sobrevivência estimada de 81,8% e uma proporção de sucesso de 63%. Os autores concluíram que as taxas de sucesso e sobrevivência para prótese implantossuportadas com *cantilever* são mais pobres quando comparadas com próteses sem *cantilever* e acompanhadas por frequentes complicações biológicas e técnicas.

O objetivo de Hart et al. (2006) foi determinar o efeito do uso de um fio de preenchimento em infraestruturas de titânio fundidas por *laser* com *cantilevers* sobre a resistência flexural e à fadiga das conexões fundidas. Sessenta infraestruturas implantossuportadas com cantilevers de 12 mm foram fabricadas em 4 grupos (n=15), usando 4 protocolos de usinagem a *laser* diferentes. O volume de fio de preenchimento usado foi determinado pela medida do comprimento do fio antes da fundição de cada conector. As infraestruturas eram então montadas sobre réplicas de implantes em um aparelho e os *cantilevers* eram submetidos aos procedimentos de teste de resistência flexural e à fadiga. Uma carga de 200 N foi usada para o teste de fadiga clínica das infraestruturas fundidas, a 10 mm do *abutment*. Os autores encontraram que o uso do fio de preenchimento dobrou o valor da resistência flexural e à fadiga do conector, o que implicaria em um maior tempo de vida clínica às próteses com *cantilever*.

Naconecy (2006) teve por objetivo analisar as forças de tração, compressão e momentos fletores exercidos nos pilares de sustentação de próteses tipo protocolo Brånemark em função da

variação do número de pilares (três, quatro ou cinco) e da inclinação dos implantes distais (retos ou inclinados). Foram fabricadas dez barras metálicas em liga de Prata-Paládio, as quais simularam uma prótese fixa tipo Protocolo Brånemark sobre dois modelos-mestre: um modelo com todos os implantes retos e paralelos entre si (n=5 barras) e outro com os dois implantes distais inclinados (n=5 barras). Extensômetros foram colados nos pilares protéticos de cada modelo-mestre para medir a deformação quando da aplicação de uma carga estática de 50 N no extremo livre (15 mm) de cada barra metálica. Os valores de deformação foram medidos quando as barras foram testadas sobre três, quatro e cinco pilares dos modelos reto e inclinado. O pilar 1 (adjacente ao cantilever sob carga) apresentou força e momento ântero-posterior significativamente maiores do que os demais pilares em todas as configurações. Para força no pilar 1, independentemente do número de pilares, o modelo reto apresentou maior força do que no modelo inclinado. O momento geral foi maior com três pilares em relação às configurações com quatro ou cinco pilares. Nas configurações com quatro e cinco pilares, independente da inclinação dos implantes, a média de força foi menor do que na configuração de três pilares. Os resultados sugerem que a inclinação dos implantes posteriores permite uma melhor distribuição de forças e momentos fletores em pilares para próteses tipo Protocolo Brånemark nas configurações com quatro e cinco pilares em relação à configuração com três pilares.

O objetivo de Zampelli et al. (2007) foi avaliar se a angulação dos implantes afetaria na distribuição das tensões no osso ao redor do pescoço do implante, além de investigar se o uso de implantes angulados como *abutments* seria biomecanicamente superior ao uso de *cantilevers* distais. Um modelo de análise de elemento finito bidimensional foi criado usando dois implantes de 13 mm esplantados por uma barra de titânio de 16 x 3 mm. Os implantes foram imersos em blocos de osso, simulando diferentes propriedades ósseas. Uma pequena cratera foi criada no osso marginal ao redor do implante angulado para simular a remodelação óssea fisiológica. O modelo com um *cantilever* distal de 7mm foi comparado com o uso de um implante distal (13 ou 19 mm) foi angulado em 45 graus e suportava a extremidade final da prótese. Uma força de 50 N foi aplicada. A tensão no contato mais coronal da interface osso/implante foi identificada independente da angulação, demonstrando que esta não resultou em maiores tensões. O modelo com *cantilever* mostrou que o uso destes resultou em maior tensão no osso marginal ao redor dos implantes. Esta tensão foi reduzida a um valor considerado normal, quando o implante distal foi angulado anulando o *cantilever*. Os autores concluíram que parece haver uma vantagem biomecânica no uso de implantes distais angulados ao invés de extensões de *cantilever*.

Simamoto-Jr et al. (2007) avaliaram a influência *in vitro* da alteração do número (três e cinco) e do diâmetro (regular/3,75 mm e largo/5,00 mm) de implantes dentários em protocolos tipo Branemark. Foram confeccionadas nove infra-estruturas metálicas em Ti, com medidas aproximadas do protocolo tipo Branemark Novum e cantilever de 15 mm, divididas em três grupos: Grupo Controle com cinco implantes, 3,75 mm de diâmetro (n=5); Grupo Regular, com três implantes, 3,75 mm de diâmetro (n=3); e, Grupo largo com três implantes e 5,00 mm de diâmetro. A análise do gradiente de tensões foi feita através da técnica da fotoelasticidade de transmissão plana, utilizando nove modelos fotoelásticos confeccionados de forma a simular aproximadamente a região anterior da mandíbula. Os modelos foram montados em suporte próprio e levados ao polariscópio circular, com carregamento de 1,39 kgf em um dos cantilevers. Foram analisados 16 pontos distribuídos a aproximadamente 1 mm do contorno externo dos implantes. Os valores encontrados para tensão cisalhante mostraram que o diâmetro dos implantes influencia a distribuição das tensões no modelo experimental, diminuindo os valores absolutos e distribuindo melhor as tensões pelo conjunto. O Grupo Regular apresentou maiores valores absolutos de tensão que os demais, sendo que nas áreas opostas a aplicação da força, os níveis de tensão foram bastante reduzidos. Os autores concluíram que os maiores níveis de tensão ocorrem no implante externo próximo ao carregamento aplicado sendo independente do diâmetro e do número de implantes.

Em 2008, Bevilacqua et al. avaliaram a transmissão de carga usando diferentes inclinações de implantes e tamanhos de *cantilever* por meio da análise de elemento finito tridimensional. Um modelo de mandíbula edêntula foi criado usando um programa de computador. No primeiro teste realizado, um implante único de parede paralela (4 x 13 mm) com inclinações variando entre 0, 15, 30, e 45° foi virtualmente inserido na área de molares e verticalmente carregado com 150 N. Em seguida, os valores de tensão von Mises do osso periimplantar no osso esponjoso e cortical foram avaliados. No segundo teste, 4 implantes rosqueáveis de paredes paralelas (4 x 13 mm) foram virtualmente inseridos na área interforaminal da mandíbula, simulando o tratamento clínico de um paciente com uma prótese total fixa. Esta compreendia uma infraestrutura de metal virtual com oclusão de primeiro molar e esplintagem de todos os implantes. Os conectores entre a infraestrutura e os implantes foram projetadas como rígidas. Uma carga de 150 N foi então aplicada sobre o segmento de *cantilever* distal para simular uma força de mordida. Quatro configurações foram testadas, mantendo-se o comprimento da infraestrutura constante: 1) os implantes bilaterais distais foram inseridos verticalmente e os *cantilevers* tinham 15 mm de comprimento; 2), 3), 4) os implantes posteriores foram inclinados com 15, 30, e 45° distalmente e as extensões de *cantilever*

ficaram com 11,6, 8,3, e 5 mm, respectivamente. Os valores de tensão von Mises dos testes foram comparados com o valor osso periimplante. No teste 1, o único implante angulado, submetido à carga vertical, demonstrou um maior valor de tensão periimplantar que o implante vertical submetido à mesma carga. As tensões aumentaram conforme o aumento da inclinação dos implantes. Quando os implantes foram espiantados pela prótese total fixa (teste 2), o uso de implantes distais inclinados com comprimentos de *cantilevers* reduzidos, resultaram em uma tensão mecânica menor sobre o osso periimplantar em relação aos implantes verticais com *cantilevers* maiores. Uma redução da tensão ao redor dos implantes anteriores foi observado com os implantes distais angulados comparado com os verticais. Com relação à tensão na infraestrutura, valores menores foram observados com os implantes angulados comparados com os verticais. Os autores concluíram que a redução do comprimento do *cantilever* associados com o desenho de prótese total sobre implantes angulados tem papel importante na diminuição dos valores de tensão periimplantar.

Osswald e Owen (2008) determinaram a resistência à fratura de próteses de resina acrílica e de resina acrílica reforçada por metal submetidas à forças compressivas lineares verticais sobre o *cantilever* distal. Dez sobre-estruturas de cada tipo foram suportadas por 5 implantes. Força foi aplicada aos braços de *cantilever* de 15 mm distais ao implante mais distal. Em cada amostra, a fratura da resina acrílica foi notada no implante mais distal. Entretanto, nas amostras sem reforço, a resina acrílica fraturou completamente, sem afetar os implantes. Os autores concluíram que *cantilevers* até 15 mm com implantes bem distribuídos podem ser justificados em termos do desenho protético mecânico. Entretanto, o reforço de metal parece ser desnecessário, especialmente desde que valores menores registrados para os braços do *cantilever* foram 541 N e 424 N para amostras não reforçadas e reforçadas, respectivamente, as quais são bem além das forças mastigatórias normais geradas *in vivo*.

O objetivo do estudo de Galucci et al. (2009) foi avaliar a taxa de sobrevivência, de sucesso e as complicações primárias associadas com as reabilitações fixas suportadas por implantes com *cantilevers* distais durante 5 anos de função. Neste estudo prospectivo, multi-centro, 45 pacientes totalmente edêntulos foram tratados com próteses híbridas com *cantilevers* de extensão distal. Os dados foram coletados em vários momentos, incluindo, mas não limitado a: instalação do implante, do *abutment*, entrega da prótese final, 3 meses e 5 anos após a carga. Parâmetros biológicos definindo a sobrevivência e sucesso foram avaliados para cada implante incluindo: índice de sangramento do sulco em 4 sítio por implante, largura da gengiva queratinizada lingual e vestibular (mm), nível da mucosa periimplantar, índice de placa modificado em 4 sítios por implante,

mobilidade e radioluscência periimplante. A sobrevivência foi definida como implantes ou próteses que não tiveram necessidade de serem substituídos. A taxa de sucesso foi definida por meio de critérios bem estabelecidos para indicar mucosa periimplantar saudável, osseointegração, sucesso das próteses e complicações. Um total de 237 implantes em 45 pacientes completamente edêntulos foram incluídos no estudo. Em cada paciente, quatro a seis implantes foram instalados para suportar próteses híbridas com *cantilevers* distais. O comprimento do *cantilever* direito variou de 6 a 21 mm, com uma média de 15,6 mm; a média do *cantilever* esquerdo variou de 7 a 21 mm, com média de 15,7 mm. As idades dos pacientes variaram de 34 a 78 anos, com média de 59,5 anos. A maioria dos pacientes (n=41) recebeu uma base de acrílico e os dentes montados em uma infraestrutura metálica. Os outros 4 pacientes receberam restaurações metalo-cerâmicas. A taxa de sobrevivência dos implantes foi de 100% e das próteses de 95,5% (2 falharam). A taxa de sucesso geral do tratamento foi de 86,7%. Dos problemas técnicos relacionados com as próteses, as fraturas da base acrílica ou dos dentes de acrílico foram responsáveis por 20 eventos, sendo, portanto o efeito adverso mais frequente. Isto seria explicado pelo módulo de deformação da infraestrutura, quando os *cantilevers* distais estão presentes. Entretanto, os autores não puderam correlacionar o número e tipo das complicações com um lugar específico na prótese. Somente uma prótese fraturou no *cantilever* distal. Com relação ao tamanho do *cantilever*, tendências claras não puderam ser encontradas entre o aumento do comprimento deste e os tipos de complicações experimentadas, já que dos sete pacientes com *cantilevers* mais longos, nenhum experimentou qualquer complicação. Os autores concluíram que as complicações técnicas ocorreram em frequência mais alta que as biológicas.

Jacques et al. (2009) analisaram *in vitro* a distribuição do stress sobre os componentes de próteses inferiores suportadas por implantes com *cantilever* com infra-estruturas em ligas de cobalto-crômio ou prata-paládio, de acordo com o comprimento do *cantilever*. As infra-estruturas foram fabricadas em ligas de cobalto-crômio ou prata-paládio e parafusadas em *abutments* padrões posicionados em um modelo mestre contendo cinco réplicas de implantes. Uma carga vertical de 100 N foi aplicada no braço do *cantilever* nas distâncias de 10, 15 e 20 mm a partir do centro do *abutment* distal e os valores absolutos da deformação absoluta foram registrados. Diferentes padrões de deformação do *abutment* foram observados de acordo com a liga da infra-estrutura. A liga de cromo-cobalto resultou em níveis mais altos de deformação do *abutment* que a infra-estrutura da liga de prata-paládio. A deformação do *abutment* foi maior com extensões de *cantilever* mais longas. Os autores concluíram que as propriedades físicas das ligas usadas na infra-estrutura

interfere com os padrões de deformação dos *abutments*. Extensões de *cantilevers* muito longas tem que ser evitadas.

Suedam et al. (2009) tiveram como objetivo verificar quantitativamente a deformação dos *abutments* de diferentes alturas em próteses com cantilever completas suportadas por implantes. Um modelo mestre circular com cinco perfurações contendo réplicas de implantes (3,75 mm de diâmetro) foi usado. Dois grupos foram formados de acordo com os tipos de liga da supra-estrutura (cromo-cobalto ou prata-paládio). Três supra-estruturas foram fabricadas para cada grupo a ser testado com *abutments* de 4, 5,5 e 7 mm. Uma carga de 100 N foi aplicada em um ponto 15 mm a distal do centro do implante terminal. A deformação causada pela tensão e compressão foi observada em todos os espécimes com o *abutment* terminal recebendo a maior carga. Um aumento na deformação foi observado no *abutment* terminal conforme a altura foi aumentada. O uso de uma liga de alto módulo e elasticidade (cromo-cobalto) também causou um aumento da deformação do *abutment*. Os autores concluíram que a altura do *abutment* e a liga da supra-estrutura influencia a deformação dos *abutments* de próteses implantossuportadas com *cantilever*.

O objetivo de Aglieta et al. (2009) foi, por meio de uma revisão sistemática, verificar as taxas de sobrevivência de próteses dentárias fixas com *cantilever* implantossuportadas e a incidência de complicações biológicas e técnicas após um período de observação de pelo menos 5 anos. Uma pesquisa eletrônica por meio da base de dados MEDLINE complementada por pesquisa manual foi realizada para identificar estudos prospectivos e retrospectivos relatando dados de pelo menos 5 anos. Informações com relação às taxas de sobrevivência e complicações tanto dos implantes quanto das próteses foram extraídas dos estudos. A sobrevivência do implante foi considerada se o implante estivesse presente no momento do exame de acompanhamento. A sobrevivência da prótese foi determinada se esta estivesse presente no momento da consulta de acompanhamento, sem modificações. Periimplantite e complicações do tecido mole foram incluídas na categoria de complicações biológicas. Como complicações técnicas, todos os eventos afetando o implante e/ou a integridade da infra e supra-estrutura foram consideradas. Dentre eles, as seguintes categorias foram definidas: fraturas dos implantes, fraturas da porcelana, fratura da infraestrutura, fraturas do *abutment* ou parafuso, perda de retenção, afrouxamento do parafuso. As fraturas de porcelana representaram a complicação técnica mais frequentemente encontrada. Uma perda óssea levemente maior ao redor dos implantes em proximidades com as extensões de *cantilever* foram encontradas. Nenhum efeito deletério com relação aos tecidos periimplantares foi observado nos implantes próximos do *cantilever*. Os autores concluíram que esta modalidade de tratamento seria

válida e que nenhum efeito deletério pode ser esperado no nível ósseo devido a presença do *cantilever* por si só.

O estudo de Greco et al. (2009a) avaliou por meio da análise de elemento finito tridimensional as tensões geradas por diferentes padrões de desocclusão (guia canina e oclusão bilateral balanceada) em um prótese total mandibular implantossuportada. O modelo de elemento tridimensional da prótese total mandibular implantossuportada foi fabricada de acordo com o protocolo Branemark. Cinco implantes rosqueáveis de 3,75 x 13 mm foram modelados para o estudo. Os implantes foram instalados na região inter-forames mentuais com os componentes protéticos de 3mm de altura conectados com uma infraestrutura de níquel-cromo com *cantilever* bilateral de 12 mm. As propriedades mecânicas dos componentes foram inseridas no modelo e um carga de 15 N foi estabelecida em pontos fixos, em cada uma das simulações. Os autores encontraram que a guia canina gerou tensões maiores na região do primeiro implante, enquanto que a oclusão balanceada gerou grandes tensões na estrutura metálica inteira. A tensão máxima encontrada na simulação da oclusão balanceada bilateral foi 3,22 vezes maior que a encontrada na desocclusão pela guia canina. Os autores concluíram que a desocclusão pelo canino deve ser o padrão de escolha, sendo contraindicado o uso da oclusão balanceada bilateral em próteses totais com *cantilevers* suportadas por implantes.

Greco et al. (2009b) analisaram o comportamento biomecânico de implantes e componentes protéticos suportando uma prótese total inferior por meio do método de elemento finito tridimensional. Cinco implantes foram simulados como pilares, localizados na região inter-foraminal do mento, sobre os quais uma prótese total foi simulada com uma infraestrutura de níquel-cromo, com doze dentes artificiais, distribuídos observando uma distância de 4mm entre suas plataformas. Todos eram cilíndricos, com 13 mm de altura e 3,75 mm de diâmetro, com hexágono externo e plataforma de 4,1 mm. Os componentes protéticos, também feitos de titânio, tinham 3 mm de altura e plataforma de 4,1 mm, instalados com torque de 20 N para garantir um assentamento adequado. A infraestrutura foi simulada com uma espessura de 6mm, altura de 4 mm e comprimento total de 58,75mm, fornecendo uma extensão distal de 12 mm em cada uma das extremidades da prótese. Uma carga de 15 N foi aplicada, distribuída na superfície oclusal dos diferentes dentes de acordo com três simulações: carga aplicada sobre o primeiro pré-molar; carga distribuída sobre o primeiro e segundo pré-molares; carga distribuída sobre o primeiro e segundo pré-molares e primeiro molar. A força foi aplicada a 13 mm do primeiro implante. As maiores tensões foram localizadas próximo dos pontos de carga, sobre a infraestrutura metálica ao redor do

primeiro implante. A partir do segundo implante em diante, em direção ao extremo livre do lado de balanceio, as tensões diminuíram gradualmente, em todas as três simulações. Quando as forças foram aplicadas mais distalmente, a tensão sofrida pela infraestrutura foi consideravelmente maior na segunda e terceira simulações. Os autores concluíram que quanto maior o tamanho do *cantilever* mais comprometida será a infraestrutura metálica de níquel-cromo, os componentes protéticos e os implantes. Independente do tipo de *cantilever*, as maiores tensões sempre estarão localizadas na região do implante mais perto do ponto de aplicação da carga.

O estudo de Bellini et al. (2009) teve como objetivo avaliar os padrões de tensão no osso cortical induzido pelos desenhos de próteses suportadas por implantes angulados ou não angulados representando uma restauração do arco mandibular completa com 12 dentes, além de os padrões de tensão no osso cortical induzido por um desenho de prótese suportado por implantes angulados com diferentes comprimentos de *cantilever*, representando restaurações de arcos mandibulares com 12 e 14 dentes. O desenho da prótese suportada pelo implante angulado lembrava a configuração *All-on-4*. O ápice do implante distal foi trazido mesialmente para inclinar o implante em 30°, e a posição mesial do implante foi definida pela anatomia da mandíbula anterior. Uma sobre-estrutura representando uma prótese fixa suportada por implante foi construída. Comprimentos de *cantilever* de 5mm e 15mm foram considerados, para permitir que a prótese tivesse 12 e 14 dentes, respectivamente. A configuração com implante não angulado foi uma configuração Toronto-Branemark que incluía 5 implantes, com *cantilever* de 15 mm, representando 12 dentes. Uma força concentrada de 100 N representando a força mastigatória foi aplicada na porção do *cantilever* distal da sobre-estrutura. Concluiu-se que não houve diferenças significativas nos padrões de tensão entre os modelos com implantes angulados e *cantilever* de 5 mm e 15 mm. A configuração com implante angulado e *cantilever* de 15 mm foi encontrado para induzir valores de tensão maiores que a configuração com implante angulado e *cantilever* de 5 mm.

O objetivo do estudo de Kokat et al. (2009) foi qualificar e quantificar a tensão óssea ao redor de implantes imediatamente carregados suportando próteses fixas mandibulares com relação ao número de implantes. A tensão foi medida na superfície óssea vestibular de 5 implantes Straumann instalados na região da sínfise mandibular de duas mandíbulas completamente edêntulas de cadáveres humanos frescos. Uma prótese total fixa foi fabricada para cada mandíbula e 2 células de carga foram integradas na região do *cantilever* das próteses. Os desenhos com 5, 4, e 3 implantes foram consecutivamente testados. As maiores magnitudes de tensão foram encontradas para os desenhos com 3 implantes, seguido pelos desenhos com 4 e 5 implantes. Os autores concluíram que

as tensões ao redor de prótese fixas mandibulares suportadas por três implantes foram significativamente maiores que àquelas ao redor dos desenhos com 4 e 5 implantes, e isto pode levar à fratura dos implantes.

Bevilacqua et al. (2010) avaliaram a transmissão de carga para o osso periimplantar, usando inclinações de implantes e tamanhos de *cantilever* diferentes, por meio da análise de elemento finito tridimensional, simulando a instalação de implantes na maxila edêntula. Quatro implantes cilíndricos rosqueáveis com ápices lisos e 4mm de diâmetro foram virtualmente instalados na pré-maxila, simulando um tratamento clínico de um paciente edêntulo por meio de prótese fixa. A infraestrutura de metal virtual foi planejada com oclusão de primeiro molar e conectada aos implantes. As conexões entre a sobre-estrutura e os implantes foram determinadas como conectores rígidos. Uma força vertical (150 N) foi aplicada no lado direito do *cantilever* posterior do infraestrutura protética. Convencionalmente, as próteses apresentam *cantilevers* distais para suportar os molares, os quais nesta configuração tinham 13 mm de comprimento. Na segunda, terceira, e quarta configurações, os implantes posteriores foram angulados 15, 30, e 45 graus para distal, respectivamente; e, as extensões dos *cantilevers* foram de 9, 5, e 0 mm de comprimento, respectivamente. O comprimento dos implantes distais também foi modificado: 15 mm na configuração de 15 e 30 graus e 18 mm na configuração de 45 graus. Em cada teste, os valores mais altos das forças de tensão Von Mises no osso periimplantar e na infraestrutura de metal foram registrados após a aplicação da carga de 150 N. Os autores encontraram que geralmente, quando os 4 implantes foram espiantados com a prótese fixa rígida, a tensão no osso periimplantar diminuiu nos implantes distais e mesiais conforme as inclinações dos implantes aumentavam e os comprimentos dos *cantilevers* eram diminuídos. Concluiu-se que o uso de implantes angulados, com conseqüente redução do *cantilever*, resultou em uma diminuição das tensões no osso periimplantar e na infraestrutura metálica, sendo considerada uma abordagem válida para o tratamento terapêutico em alternativa ao tratamento com implantes verticais e próteses com *cantilever*.

O objetivo de Greenstein e Cavallaro-Jr (2010) foi verificar se *cantilevers* suportados por implantes seriam uma opção terapêutica previsível para pacientes parcialmente edêntulos, revisando a biomecânica das próteses unilaterais e sugerindo diretrizes para evitar complicações biológicas e técnicas associados com esse tipo de construção. Os autores procuraram na literatura por estudos clínicos nos quais os investigadores verificaram as taxas de sobrevivência e as complicações (fisiológicas e técnicas) associadas com próteses fixas suportadas por implantes com *cantilever*. Os

autores encontraram uma taxa de sobrevivência de 94,3% após 5 anos. Estas próteses estiveram associadas com problemas técnicos menores, como afrouxamento do *abutment* ou parafuso, perda de retenção, quebra do *venner*, os quais não resultaram em falha das próteses. Os autores concluíram que a prótese com *cantilever* suportada por implantes pode ser usada posicionando o pântico em um local com falta de osso ou com presença de estruturas anatômicas que não permitam a instalação de um implante.

Oliveira et al. (2010) avaliaram, em supraestruturas metálicas implanto-suportadas, a força máxima necessária para fratura ou flexão de *cantilevers* com três diferentes configurações de barras cilíndricas pré-fabricadas em titânio ASTM grau 5 (Ti-6Al-4V) soldadas pelo método TIG (Tungsten Inert Gás), tendo como controle supraestruturas soldadas a laser. Foram confeccionadas doze supraestruturas implanto-suportadas em titânio, obtidas a partir de modelo mestre em resina de poliestireno com três análogos de implantes regulares (3,75 mm x 13 mm) seguindo disposição similar ao sistema Brånemark Novum®. Cada supraestrutura consistia de três pilares UCLA em titânio unidos entre si por barras de 3,18 mm de diâmetro e duas extremidades livres (direita e esquerda) variando o diâmetro e o número das barras, mas padronizando o comprimento de 15 mm na barra distal superior e 7,5 mm na barra distal inferior. Foram divididos quatro grupos (n=6), sendo um controle (GC), com barras distais simples de $\varnothing 3,18\text{mm}$ soldadas a laser, e três experimentais, todos soldados a TIG: (GDS) com barras distais simples de $\varnothing 3,18\text{mm}$; (GDD) com barras distais duplas de $\varnothing 2,5\text{ mm}$ soldadas entre si; e (GDDM) com barras distais duplas mistas de $\varnothing 3,18\text{ mm}$ e $\varnothing 2,5\text{ mm}$ soldadas entre si. Após a soldagem, as supraestruturas metálicas foram submetidas ao teste de flexão por compressão pela aplicação de força perpendicular nas extremidades das barras distais até que devido à flexão ou fratura não houvesse mais nenhuma resistência. Os resultados mostraram que o grupo Controle apresentou diferenças estatisticamente significantes com os grupos GDS e GDD, tendo valores mais elevados de força do que estes, e que quando comparado a GDDM não houve diferenças estatísticas significantes. Assim sendo, concluiu-se que GDDM, em relação aos demais grupos experimentais, é o mais promissor já que seu desempenho se assemelha ao das supraestruturas de titânio soldadas a laser. Entretanto, mais estudos laboratoriais simulando outros testes mecânicos ainda são necessários antes da indicação de testes clínicos.

Rubo et al. (2010) analisaram por meio do método de elemento finito tridimensional as variáveis clínicas das próteses implantossuportadas. Um modelo geométrico representado o segmento anterior da mandíbula humana tratada com 5 implantes suportando uma infraestrutura foi

criado para realizar os testes. As variáveis introduzidas no modelo computadorizado foram o tamanho do *cantilever*, módulo de elasticidade do osso esponjoso, comprimento do *abutment*, comprimento do implante, e liga da infraestrutura (prata-paládio ou cromo-cobalto). O computador foi programado com as propriedades físicas dos materiais e uma carga vertical de 100 N foi usada para simular a força oclusal. As tensões foram geradas nos elementos perto do ponto de carga. O aumento da tensão foi proporcional ao aumento do comprimento do *cantilever* e inversamente proporcional ao módulo de elasticidade do osso esponjoso. Tensões na interface implante-*abutment* aumentaram 45% quando o comprimento do *cantilever* foi aumentado de 10 para 15mm e 30% de 15 para 20 mm, quase o dobro da tensão obtida quando o *cantilever* de 10mm foi usado. Esta tendência foi também observada em outros sítios. O aumento do *cantilever* de 10 para 15 mm também resultou em tensão significativamente aumentada na infra-estrutura. Por outro lado, a tensão diminuiu quando o *cantilever* foi mudado de 15 para 20 mm. Isto seria explicado porque a aplicação da carga sobre a infraestrutura produz uma deformação de energia no sistema que causa deflexão. Se uma grande quantidade de deformação de energia é consumida pela infraestrutura, uma redução da energia transmitida ocorre, diminuindo a tensão nela. Os autores concluíram que o aumento no comprimento do *cantilever* é proporcional ao aumento na concentração das tensões.

Neste mesmo ano, Ogawa et al. avaliaram as forças axiais e os momentos de inclinação sobre implantes suportando uma prótese fixa com *cantilever* distal de 10 mm comparado com uma prótese suportada por um implante posterior inclinado ou curto (7 mm ao invés de 13 mm) por meio de um medidor de tensão. Nove implantes de titânio Branemark foram instalados em uma mandíbula de resina edêntula. As condições de carga mecânica foram avaliadas por meio das seguintes situações: (1) implantes distais curtos suportando um *cantilever*; (2) implantes distais longos inclinados; e (3) nenhum implante distal suportando um *cantilever*. Uma carga vertical de 50 N foi aplicada na posição do primeiro molar e as forças axiais e momentos de inclinação resultantes foram medidos para as três situações supracitadas, para três números diferentes de suporte por implantes (três, quatro, ou cinco), e três diferentes materiais das próteses (titânio, acrílico, e acrílico reforçado por fibra). Os autores encontraram que a média dos momentos de inclinação, assim como os valores máximos das forças axiais e dos momentos de inclinação, foram significativamente maiores no modelo com *cantilever* comparado com aqueles com implantes distais angulados ou curtos. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os modelos com o implante distal angulado contra o implante distal curto. Os autores concluíram que o uso dos implantes posteriores

reduziu as forças axiais e os momentos de inclinação suportando próteses fixas comparados com àqueles em que o *cantilever* foi usado.

3 DISCUSSÃO

A severa atrofia do arco inferior e do osso basal subjacente frequentemente resulta em problemas com a prótese inferior, incluindo retenção insuficiente da prótese, intolerância à carga pela mucosa, perda de tecido mole de suporte, dor, dificuldades de fala e mastigação, e aparência facial alterada (STELLINGSMA et al., 2004; FLANAGAN, 2005).

Na tentativa de resolver esse problema, Branemark, em 1970, criou os implantes dentários osseointegrados para suportar próteses fixas ou removíveis, sendo atualmente uma modalidade de tratamento bem sucedida (FLANAGAN, 2005).

O protocolo original era composto de uma técnica em dois estágios para permitir o remodelamento do osso antes da carga funcional, com a instalação de 5 a 6 implantes na região interforaminal da mandíbula, com o tempo de cicatrização recomendado de 3 a 4 meses para o osso mandibular (ENGSTRAND et al., 2003; STELLINGSMA et al., 2004; WOOD; VERMILYEA, 2004).

Anos mais tarde, um conceito em um estágio foi estabelecido por meio de uma técnica cirúrgica precisa usando guias, esplintagem fixa dos implantes no momento da instalação e componentes cirúrgicos e protéticos pré-fabricados (ENGSTRAND et al., 2003).

A presença de uma parede anterior do seio maxilar ou do nervo alveolar inferior e do forâmen mentoniano frequentemente impede a inserção de implantes longos (> 10 mm) na região posterior tanto da maxila quanto da mandíbula, especialmente em pacientes com reabsorção óssea avançada, levando a várias alternativas de tratamento não cirúrgicas como a inclusão de um *cantilever* distal, inclinação de um implante longo para suportar a porção posterior da prótese, ou a instalação de um implante curto na região posterior (BEVILACQUA et al., 2008; OGAWA et al., 2010).

Próteses totais fixas e suportadas por implantes com a presença de *cantilever* são consideradas híbridas por causa da combinação da ancoragem rígida da prótese removível por meio da esplintagem dos implantes com diferentes materiais tais como as próteses metalo-cerâmicas ou metalo-plásticas suportadas por implantes (GALLUCCI et al., 2009).

De acordo com Gallucci et al. (2009) as principais vantagens deste desenho seria a estabilidade, retenção e custo-benefício aumentados por causa da instalação de um menor número de implantes.

Zurdo et al. (2009) e Sttaford (2010) encontraram uma taxa de 5 anos de sobrevivência de implantes suportando próteses com *cantilevers* variando de 89,9% e 94,3%. Mais ainda, a

incorporação de *cantilevers* em próteses implantossuportadas pode estar associada com uma maior incidência de complicações técnicas menores (ANDERSON, 2005; ZURDO et al., 2009).

O tamanho do *cantilever* em si poderia causar resultados desfavoráveis (SALVI; BRAGGER, 2009). Segundo Wood e Vermilyea (2004), o tamanho do *cantilever* foi arbitrariamente limitado em 20 mm de comprimento em cada lado. E Kim et al. (2005) afirmaram que um *cantilever* extenso poderia gerar sobrecarga, possivelmente resultando em perda óssea e falhas protéticas.

Para Shakalak (1983) e Rodriguez et al. (1994), em próteses suportadas por implantes com *cantilever*, o implante anterior estaria sujeito a uma força proporcional ao braço de alavanca; já o implante posterior estaria sujeito à uma força compressiva que seria a soma da carga aplicada ao *cantilever* com a força de tensão compensatória. Isto se daria porque o ponto de carga sobre o implante posterior junto com os dois implantes posteriores funcionariam como uma gangorra com o implante final sendo o fulcro. A força de tensão seria de maior preocupação por causa da sua tendência para separar os componentes. Por outro lado, esses mesmos autores afirmaram que a quantidade de carga transferida para o lado sem carga da prótese dependeria da quantidade de osso e da flexibilidade da prótese e não poderia ser prevista pela teoria da gangorra.

Osier (1991) afirmou que minimizar o tamanho do *cantilever* seria extremamente desejável e quando uma prótese com *cantilever* é necessária, cuidado deve ser tomado quando um tamanho exagerado está sendo planejado.

Os estudos encontrados por este trabalho de revisão de literatura trataram do efeito do tamanho do *cantilever* nas tensões geradas no implante mais distal (RODRIGUEZ et al., 1994b; WHITE et al., 1994; SERTGOZ; GUNEVER, 1996; TASHKANDI et al., 1996; MALÓ et al., 2000; WOOD; VERMILYEA, 2004; NACONECY, 2006; ZAMPELLI et al., 2007; SIMAMOTO-JR et al., 2007; BEVILACQUA et al., 2008; GALUCCI et al., 2009; JACQUES et al., 2009; SUEDAM et al., 2009; AGLIETA et al., 2009; GRECO et al. 2009a; BELLINI et al., 2009; BEVILACQUA et al. 2010; RUBO et al., 2010; OGAWA et al., 2010) e da influência do tamanho do *cantilever* sobre o desempenho da prótese em si (SHACKLETON; SLABBERT, 1994; MCALARNEY; STAVROPOULOS, 2000; KUPEYAN; CLAYTON, 2004; HART et al., 2006; OSSWALD; OWEN, 2008; GRECO et al., 2009b; SALVI; GRABBER, 2009; GREENSTEIN; CAVALLARO-JR, 2010; OLIVEIRA et al., 2010).

De forma geral, os autores afirmaram que o osso adjacente aos implantes distais das próteses totais fixas com *cantilever* e suportadas por implantes podem estar sujeitos a tensões excessivas

(WHITE et al., 1994; TASHKANDI et al., 1996; KIM et al., 2005; BELLINI et al., 2009; GRECO et al., 2009a; OGAWA et al., 2010).

Bellini et al. (2009) e Greco et al. (2009a) encontraram que quanto maior o *cantilever*, maior serão as tensões geradas sobre os implantes próximos a ele, e a aplicação da carga (vertical, horizontal, ou látero-horizontal) sobre o *cantilever* produzirá uma tensão de compressão sobre o implante posicionado mais distalmente, e uma força de tração sobre os implantes posicionados mais proximalmente. Ainda segundo estes autores, seria recomendável que os arcos com próteses de extremo livre fossem esplintados por uma infra-estrutura metálica de forma que os implantes de um lado ajudariam a balancear as tensões geradas no outro lado.

Por outro lado, Rodriguez et al. (1994b) encontrou uma maior perda óssea nos implantes mesiais, e não nos distais, em próteses sobre implantes com *cantilever* maior que 15 mm comparado com próteses sobre implantes com *cantilever* menor que 15 mm.

Uma avaliação criteriosa do implante a ser instalado próximo do *cantilever* deve ser realizada para se determinar o tamanho deste, de forma que se o implante final não tiver suporte e tamanho suficiente, o braço do *cantilever* terá que ser drasticamente reduzido ou o seu uso tem de ser evitado (GRECO et al., 2009a). Por outro lado, Kim et al. (2005) e Gallucci et al. (2009) não encontraram tendências claras entre o tamanho aumentado do *cantilever* e o número e tipo de complicações experimentadas.

Uma alternativa seria a inclinação do implante distal de forma a diminuir o tamanho do braço do *cantilever* e conseqüentemente as tensões geradas sobre este e o osso adjacente ao implante terminal (BEVILACQUA et al., 2008; OGAWA et al., 2010). Outra alternativa, segundo Greco et al. (2009b) seria o uso de uma oclusão com guia canina, ao invés de função em grupo, pois a primeira induziu menos tensão no osso adjacente.

Uma deformação e deflexão da infra-estrutura é esperada devido à produção de certa quantidade de energia de deformação sobre o sistema devido à aplicação de carga sobre a infra-estrutura (GRECO et al., 2009a). Ogawa et al. (2010) sugeriram o uso de um material com alto módulo de elasticidade por ter uma menor deformação sobre carga e portanto permitir uma distribuição mais eficiente da carga funcional. Já Osswald e Owen (2008) não encontraram necessidade de reforçar a infra-estrutura metálica, porque os padrões de fratura foram semelhantes na porção do *cantilever* quando as infra-estruturas reforçadas foram comparadas com as sem reforço.

Becker (2004) encontrou resultados positivos de longo prazo com próteses fixas com *cantilever* suportadas por implantes por meio do uso de implantes de superfície rugosa de 4,1 mm ou maior; desenho implante/*abutment* de forma a reduzir a proporção coroa/implante; uso de um desenho de prótese cimentável que elimina a necessidade de retenção por parafuso.

Já MacCartney (1992) e Melo et al. (1995) encontraram que uma conexão rígida demonstrou menores níveis de *stress* no osso comparado aos conectores não rígidos em próteses suportadas por implantes com *cantilever*.

Outro fator importante analisado por Ludgren et al. (1989) e Falk et al. (1989) é a dentição superior, pois próteses com *cantilever* implantossuportadas ocluindo contra dentição natural apresentaram forças mastigatórias maiores em direção distal, bilateralmente, com média de 70% de forças suportadas pelos *cantilevers* e 30% pelo segmento suportado pelo implante. Porém, em outro estudo (LUDGREN et al., 1987) foi encontrado que próteses com *cantilever* implantossuportadas ocluindo contra próteses totais apresentaram maior força local.

A maioria dos estudos sobre o tamanho do *cantilever* foi laboratorial com aplicação de variáveis simulando magnitudes esperadas clinicamente. Estudos futuros são necessários para se determinar a eficiência clínica das próteses fixas totais e suportadas por implantes com *cantilevers* distais.

4 CONCLUSÃO

Por meio desta revisão de literatura podemos concluir que:

- 1 - O osso adjacente aos implantes distais das próteses totais fixas com *cantilever* e suportadas por implantes podem estar sujeitos a tensões excessivas;
- 2 - Uma avaliação criteriosa do implante a ser instalado próximo ao *cantilever* deve ser realizada para se determinar o tamanho deste, de forma que se o implante final não tiver suporte e tamanho suficiente, o braço do *cantilever* terá que ser drasticamente reduzido ou o seu uso tem de ser evitado.
- 3 - Próteses com *cantilever* implantossuportadas ocluindo contra dentição natural apresentaram forças mastigatórias maiores em direção distal, bilateralmente, com média de 70% de forças suportadas pelos *cantilevers* e 30% pelo segmento suportado pelo implante.
- 4 - Estudos futuros são necessários para se determinar a eficiência clínica das próteses fixas totais e suportadas por implantes com *cantilevers* distais.

REFERÊNCIAS

- AGLIETTA, M. A systematic review of the survival and complications rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. **Clin Oral Impl. Res.**, v. 20, p. 441-451, 2009.
- ANDERSON, J. D. Ten-year survival rate for cantilevered fixed partial dentures. **Evid Based Dent.**, v. 6, n 4, p. 96-97, 2005.
- BECKER, C. M. Cantilever fixed prostheses utilizing dental implants: a 10-year retrospective analysis. **Quintessence Int.**, v. 35, n. 6, p. 437-41, 2004.
- BELLINI, C. M. et al. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 24, p. 511-17, 2009.
- BEVILACQUA, M. et al. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. **Int J Prosthodont.**, v. 21, p. 539-42, 2008.
- BEVILACQUA, M. et al. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-support fixed dentures. **J Prosthet Dent.**, v. 105, p. 5-13, 2010.
- ENGSTRAND, P. et al. Prospective follow-up study of 95 patients with edentulous mandibles treated according to the Branemark Novum Concept. **Clin Implant Dent & Relat Res.**, v. 5, n.1, p. 3-10, 2003.
- FLANAGAN, D. An overview of complete artificial fixed dentition supported by endosseous implants. **Artificial Organs**, v. 2, n. 1, p. 73-81, 2005.
- GALUCCI, G. O. et al. Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. **Clin. Oral Impl. Res.**, v. 20, p. 601-607, 2009.
- GRECO, G. D. et al. Biomechanical analysis of the stresses generated by different disocclusion patterns in an implant-supported mandibular complete denture. **J Appl Oral Sci.**, v. 17, n. 5, p. 515-20, 2009.
- GRECO, G. D. et al. Stress analysis on the free-end distal extension of an implant-supported mandibular complete denture. **Braz. Oral Res.**, v. 23, n. 2, p. 182-189, 2009.
- GREENSTEIN, G.; CAVALLARO Jr. J. Cantilevers extending from unilateral implant-supported fixed prosthesis: a review of the literature and presentation of practical guidelines. **J Am Dent Assoc.**, v. 141, n. 10, p. 1221-1230, 2010.

HART, C. N. et al. Evaluation of welded titanium joint used with cantilevered implant-supported prostheses. **J Prosthet Dent.**, v. 96, p. 25-32, 2006.

JACQUES, L. B. et al. Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported prostheses. **Clin Oral Implants Res.**, v. 20, n. 7, p. 737-741, 2009.

KIM, Y. et al. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. **Clin Oral Impl. Res.**, v. 16, p. 26-35, 2005.

KOKAT, A. M. et al. Human ex vivo tissue strains around immediately-loaded implants supporting mandibular fixed prostheses. **Implant Dent.**, v. 18, n. 2, p. 162-171, 2009.

KUPEYAN, H. K.; CLAYTON, J. A. The lingual arm cantilever. **J Prosthet Dent.**, v. 92, p. 90-92, 2004.

LUNDGREN, D. et al. Occlusal force pattern during mastication in dentitions with mandibular fixed partial dentures supported on osseointegrated implants. **J Prosthet Dent.**, v. 58, n. 2, 1987.

LUNDGREN, D.; FALK, H.; LAURELL, L. The influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentitions with implant-supported fixed prostheses occluding with complete dentures. **Oral Maxillofac Implants**, v. 4, p. 277-283, 1989.

MALÓ, P. et al. "All-on-four" immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. **Clin Implant Dent & Relat Res.**, v. 5, supl. 1, p. S2-S9, 2003.

MCALARNEY, M. E.; STAVROPOULOS, D. N. Theoretical cantilever lengths versus clinical variables in fifty-five clinical cases. **J Prosthet Dent.**, v. 83, p. 332-43, 2000.

MACCARTNEY, J. W. Cantilever rests: an alternative to the unsupported distal cantilever of osseointegrated implant-supported prostheses for the edentulous mandible. **J Prosthet Dent.**, v. 68, p. 817-9, 1992.

MELO, C. et al. Comparative stress analyses of fixed free-end osseointegrated prostheses using the finite element method. **J of Oral Implantology**, v. 21, n. 4, p. 290-94, 1995

NACONECY, M. M. Força e momento fletor em pilares de prótese tipo protocolo *Branemark* em função da inclinação dos implantes distais e do número de pilares. 2006. 100 f. **Tese** (Doutorado em Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia da PUCRS, Porto Alegre, 2006.

OGAWA, T. et al. Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an in vitro study. **Int J Prosthodont.**, v. 23, p. 566-73, 2010.

OLIVEIRA, N. C. M. et al. Avaliação da força máxima necessária para fratura ou flexão de *cantilevers* em protocolos totais fixos sobre implantes. **Horizonte Científico**, v. 4, n.1, 2010.

OSIER, J. F. Biomechanical load analysis of cantilevered implant systems. **J Oral Implant.**, v. 27, n.1, p. 40-47, 1991.

OSSWALD, M.A.; OWEN, P. Fracture resistance of acrylic resin and metal-reinforced acrylic resin distal extension cantilevers of fixed implant-supported prostheses. **Int J Prosthodont.**, v. 21, p. 413-14, 2008.

RODRIGUEZ, A. M.; AQUILINO, S. A.; LUND, P. S. Cantilever and implant biomechanics: a review of the literature, Part 1. **J Prosthodont.**, v. 3, n.1, p. 41-46, 1994.

RODRIGUEZ, A. M.; AQUILINO, S. A.; LUND, P. S. Cantilever and implant biomechanics: a review of the literature, Part 2. **J Prosthodont.**, v. 3, p. 114-118, 1994.

RUBO, J. H.; SOUZA, E. A. C. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 12, n. 2, p. 105-113, 2010.

SALVI, G. E.; BRAGGER, U. Mechanical and technical risks in implant therapy. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 24, p. S69-S85, 2009.

SHAKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent.**, v. 49, n. 6, p. 843-48, 1983.

STAFFORD, G. L. Survival rates of short-span implant-supported cantilever fixed dental prostheses. **Evid Based Dent.**, v. 11, n. 2, p. 50-1, 2010.

STELLINGSMA, C. et al. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. **Crit Rev Oral Biol Med.**, v. 15, n. 4, p. 240-48 2004.

SERTGÖZ, A. GÜNEVER, S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. **J Prosthet Dent.**, v. 76, n. 2, p. 165-169, 1996.

SIMAMOTO-JÚNIOR, P. C. et al. Distribuição de tensão em implantes dentários com protocolo tipo Branemark. **17º POSMEC, FEMEC/UFU**, 2007. Disponível em: <
<http://www.posgrad.mecanica.ufu.br/posmec/17/PDF/37.pdf> > Acesso em: 19 fev. 2011. 20:15:10.

SHACKLETON, J.L.; SLABBERT, J. C. G. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. **J Prosthet Dent.**, v. 71, p. 23-6, 1994.

SUEDAM, V. et al. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implant-supported prosthesis. **Clin Oral Implants Res.**, v. 20, n. 2, p. 196-200, 2009.

TASHKANDI, E. A.; LANG, B. R.; EDGE, M. J. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. **J Prosthet Dent.**, v. 76, p. 158-64, 1996.

WHITE, S. N. et al. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. **J Prosthet Dent.**, v. 71, p. 493-9, 1994.

WOOD, M. R.; VERMILYEA, S. G. A review of selected dental literature o evidence-based treatment planning for dental implants: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. **J Prosthet Dent.**, v. 92, p. 447-62, 2004.

ZAMPELIS, A.; RANGERT, B. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. **J Prosthet Dent.**, v. 97, p. S35-S43, 2007.

ZURDO, J.; ROMÃO, C.; WENNSTROM, J. L. Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers: a systematic review. **Clin Oral Implant Res.**, v. 20, n. suppl. 4, p. 59-66, 2009.