Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto

HUMBERTO OLIVEIRA PINTO

**ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES EM IMPLANTES
SUORTE DE PRÓTESE TOTAL FIXA EM FUNÇÃO DO NÚMERO E
INCLINAÇÃO DOS IMPLANTES, TIPO DE LIGA, PRESENÇA OU
AUSÊNCIA DE CANTILEVER E FORMA DA SECÇÃO TRANSVERSAL
DA INFRAESTRUTURA**

Ribeirão Preto

2011

HUMBERTO OLIVEIRA PINTO

**ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES EM IMPLANTES
SUPORTE DE PRÓTESE TOTAL FIXA EM FUNÇÃO DO NÚMERO E
INCLINAÇÃO DOS IMPLANTES, TIPO DE LIGA, PRESENÇA OU
AUSÊNCIA DE CANTILEVER E FORMA DA SECÇÃO TRANSVERSAL
DA INFRAESTRUTURA**

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo, para
obtenção do título de Doutor no
Programa de Reabilitação Oral.

Área de concentração: Reabilitação
Oral

Orientadora: Profa. Dra. Rossana
Pereira de Almeida Antunes

Ribeirão Preto

2011

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

**Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central
do Campus USP - Ribeirão Preto**

Oliveira Pinto, Humberto

Análise da distribuição das tensões em implantes suporte de prótese total fixa em função do número e inclinação dos implantes, tipo de liga, presença ou ausência de cantilever e forma da secção transversal da infraestrutura.

Ribeirão Preto, 2011.

232 p. : 132 il. ; 30cm

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto/USP. Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes

FOLHA DE APROVAÇÃO

Humberto Oliveira Pinto

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor no Programa de Reabilitação Oral.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____ / ____ / ____

Banca Examinadora

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

Dedico este trabalho

À minha amada esposa

Kylvia,

Luz da minha vida

A meus lindos filhos

Ana Beatriz e João Davi,

Minha razão de ser

A meus pais

João Batista e Maria das Graças,

Alicerces da minha caminhada

Às minhas irmãs

Andréia, Adriana e Arianne,

Exemplos de dignidade e perseverança

A meus sogros

Januncio e Fátima,

Exemplos de serenidade e amor

Dedico este trabalho especialmente

À minha orientadora

Profa.Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes

Pela extrema confiança e total apoio

Pelas horas dedicadas

Pelo carisma arrebatador

Pelo incessante ato de construir e

Ensinar a todos os seus alunos o amor

pela Odontologia

A meu grande mestre

Prof.Dr. Ricardo Faria Ribeiro

Mestre na essência da palavra

Sempre disponível, mesmo sendo o mais atarefado

Honesto, leal, ser humano absolutamente reto

Um dos grandes incentivadores deste trabalho

Agradecimientos

A Deus, pelo sublime dom da vida

À minha avó Maria Feliciano da Costa, que partiu para a convivência do Pai neste mês de fevereiro e me deixou órfão, pois era minha segunda mãe

A meu avô Joaquim Correia de Oliveira, por ter que suportar uma dor tão lancinante quanto perder sua companheira dos últimos 65 anos

A toda minha família, tios, primos, padrinhos, sobrinhos e agregados

À minha linda cunhada Bárbara, flor suave no meio de tantos espinhos

À minha cunhada Débora, super mãe dos meus filhos

À minha nova família em Brasília, minha cidade por adoção após o término da pós-graduação, nas pessoas de Kelma, Chico e Geralda. Obrigado pela recepção tão carinhosa

À minha querida e já saudosa Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo pela acolhida tão especial. Devo tudo a esta extraordinária instituição

Às Professoras Maria da Glória Chiarello de Mattos e Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli, pelo excelente convívio

Às funcionárias Adriana Cláudia Lapria Faria e Ana Paula Macedo pela inestimável ajuda na condução deste trabalho

A todos os professores que contribuíram para minha formação

À minha queridíssima amiga Alessandra Azevedo, nova mamãe e grande nome da Odontologia de Belém do Pará

Aos amigos Toni Malheiros e Abílio Coppedê pela amizade que ficará para sempre

À pós-graduanda Karina que mesmo com o pouco tempo de convívio se dispôs a ajudar no trabalho

A todos meus amigos de pós-graduação pelos excelentes momentos

A todos os funcionários da FORP, em especial Regiane de Cássia Tirado Damasceno, Luiz Sérgio Soares, Marcelo Aparecido Vieira, Lício Firmino Júnior, José de Godoi Filho, Isabel Cristina Galino Sola, Regiane Cristina Moi Sacilotto, Paulo Sérgio Ferreira, Odair Rosa Silva e Paulo César Teodoro.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pela bolsa de auxílio à pesquisa dada a nosso grupo de trabalho

A Capes pela bolsa de estudos durante o programa de Doutorado

À empresa Neodent que doou parte dos materiais para a execução da pesquisa

A todos, que direta ou indiretamente contribuíram para minha formação profissional, incluindo meus professores e colegas no IEO - Bauru e na AORP – Ribeirão Preto

Epígrafe

“Não é preciso saber as respostas,
apenas procure compreender as perguntas.”

Confúcio

Resumo

Resumo

PINTO, HO. Análise da distribuição das tensões em implantes suporte de prótese total fixa em função do número e inclinação dos implantes, tipo de liga, presença ou ausência de cantilever e forma da secção transversal da infraestrutura. Ribeirão Preto, 2011. 232 p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2011.

A fotoelasticidade é um método analítico usado para avaliar e calcular as tensões existentes em qualquer ponto da superfície de um material. É uma ferramenta para análise de tensões bidimensionais, usa luz monocromática polarizada e modelos de resina. O objetivo do presente estudo foi comparar as tensões induzidas na interface osso-implante em diferentes planejamentos de próteses fixas totais implantossuportadas – protocolo de Branemark. As variáveis nos modelos foram: número de implantes, tipo de liga, presença ou ausência de cantilever, inclinação dos implantes distais e secção transversal da infraestrutura. Foram confeccionados 32 modelos fotoelásticos e foram realizadas análises qualitativa e quantitativa das tensões induzidas. Os modelos sofreram carga estática no valor de 50 N na porção central e distal da barra. Os implantes central e distal foram analisados sob as cargas central e distal individualmente. Os pilares receberam torque de 20 N.cm e os parafusos protéticos de fixação da barra receberam 10 N.cm. Antes de qualquer avaliação, foi certificado que os modelos fotoelásticos encontravam-se livres de tensões residuais. A tensão (MPa) acumulada nos implantes distais sob carga distal foi aproximadamente 7 vezes maior que nas outras situações de carga. Além disso, 69% de toda tensão acumulada no sistema se manifestou no implante distal sob carga distal. Houve uma clara vantagem para as estruturas fundidas em cobalto-cromo em relação às fundidas em titânio concernente à distribuição de tensões. A análise da secção transversal demonstrou que na comparação entre viga convencional e viga I, houve distribuição aleatória de resultados. Também ficou evidente que o número maior de implantes favorece a uma melhor distribuição de tensões. Já quando foram comparadas barras de protocolo apresentando ou não cantilever, as infraestruturas sem cantilever apresentaram um resultado marcadamente superior àquelas com cantilever. Finalmente, as infraestruturas com implantes distais retos apresentaram uma melhor distribuição de tensões. Com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que o método de fotoelasticidade é um método laboratorial apropriado para análise de tensões; próteses tipo protocolo de Branemark com 5 implantes provêm uma melhor condição de distribuição de tensões do que com 4 implantes; a secção transversal da supraestrutura metálica e o tipo de liga utilizado na fundição não apresentaram relação direta com o padrão de distribuição de tensões nos implantes; a distribuição de tensões nos implantes dentários em uma prótese tipo protocolo é mais eficiente com implantes distais retos e sem extensão em cantilever.

Palavras-chave: Implantes dentários; Fotoelasticidade; Prótese total fixa; Liga metálica; Cantilever; Infraestrutura metálica; Pilares angulados.

Abstract

Abstract

PINTO, HO. Analysis of stress transfer in fixed complete prosthesis supporting implants varying the number of implants, cast metal alloy, presence or absence of cantilever, angulation of distal implants and superstructure cross-sectional shape. Ribeirão Preto, 2011. 232 p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2011.

Photoelastic analysis is a method used to evaluate and calculate stresses at a material surface. It is a tool for bidimensional stresses analysis. Polarized monochromatic light and resin models for stresses evaluation were used. The purpose of this study was to compare the induced stresses in the bone-implant interface using different implant supporting complete fixed prostheses – Branemark protocol. The variables studied in the models were: the number of implants, cast metal alloy, presence or absence of cantilever, angulation of distal implants and superstructure cross-sectional shape. It were prepared thirty-two photoelastic models and perceived quantitative and qualitative analysis of the induced stresses. 50 Newtons static load was exerted on the central and the distal part of the superstructure. Central and distal implants were analyzed under central and distal loads individually. The abutments were tightened with a 20 N.cm torque and the prosthetic screws with a 10 N.cm torque. Before the evaluations took place, it was checked if the implants presented residual stresses. Stresses accumulated in the distal implants under distal load were nine times greater than in the other loading situations and received approximately 69% of all stresses scattered in the whole system. There was a clear advantage for cobalto-chromium cast superstructures over titanium ones about stress transfer. The analysis of the cross-sectional superstructure shape evinced that when comparing conventional beam with i-beam there was an aleatoric results distribution. It was also evident that a superstructure with more implants collaborates to a better stresses distribution. Comparing Branemark protocol bars presenting or not cantilever extension, those with no cantilever presented remarked superior results than those with cantilever. Finally, superstructures with straight implants had a better stress transfer than those with angulated ones. Based upon the obtained results, it was concluded that the photoelastic method is a laboratorial evaluation method suitable for stress transfer analysis. Five implants complete fixed prostheses provide a better stress than those with four implants. Cross-sectional metal superstructure shape and the type of cast alloy demonstrate no direct correlation about the stress transfer pattern over the implants. The stress distribution over dental implants in a Branemark protocol prosthesis is more efficient with straight distal implants and a bar with no cantilever extension.

Key words: Dental implants; Photoelastic analysis; Fixed total prosthesis; Metal alloy; Cantilever; Metallic superstructure; Angulated abutments.

Lista de Figuras

Lista de Figuras

Figura 1. Matrizes metálicas em alumínio	91
Figura 2. (a) Placa de vidro com cera utilidade nas laterais, (b) matriz posicionada	91
Figura 3. (a) Silicone master manipulado; (b) silicone vertido sobre a matriz na placa de vidro	92
Figura 4. (a) Resina acrílica duralay polimerizada; (b) após 30 minutos removida do molde de silicone	92
Figura 5. a) Padrão de duralay para 4 implantes sem cantilever e viga I; b) 4 implantes sem cantilever viga convencional.....	93
Figura 5. c) Padrão de duralay para 4 implantes com cantilever viga I; d) 4 implantes com cantilever viga convencional.....	93
Figura 5. e) Padrão de duralay para 5 implantes sem cantilever e viga I; f) 5 implantes sem cantilever viga convencional	94
Figura 5. g) Padrão de duralay para 5 implantes com cantilever e viga I; h) 5 implantes com cantilever viga convencional	94
Figura 6. a) Padrão fixado na base de borracha; b)anel de fundição pronto para receber o investimento.....	95
Figura 7. Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição em Ti cp	96
Figura 8. Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição em Co-Cr.....	96
Figura 9. Máquina Discovery Plasma.....	97
Figura 10. a) Anel após o processo de fundição; b) barra desincluída	98
Figura 11. Barra para 4 implantes sem cantilever viga convencional – cobalto-cromo e titânio	100
Figura 12. Barra para 4 implantes sem cantilever viga I – cobalto-cromo e titânio	101
Figura 13. Barra para 4 implantes com cantilever viga convencional - cobalto-cromo e titânio	101
Figura 14. Barra para 4 implantes com cantilever viga I – cobalto-cromo e titânio	101
Figura 15. Barra para 5 implantes sem cantilever viga convencional – cobalto-cromo e titânio	102

Figura 16. Barra para 5 implantes sem cantilever viga I – cobalto-cromo e titânio	102
Figura 17. Barra para 5 implantes com cantilever viga convencional – cobalto-cromo e titânio	102
Figura 18. Barra para 5 implantes com cantilever viga I – cobalto-cromo e titânio	103
Figura 19. Análogos fixos na matriz para posterior captura dos cilindros protéticos	104
Figura 20. Cilindros parafusados aos análogos e cimento resinoso Rely X™ U100	105
Figura 21. Manipulação do cimento seguindo as recomendações do fabricante	105
Figura 22. Procedimento de cimentação da infraestrutura.....	105
Figura 23. Fotopolimerização do cimento resinoso e a infraestrutura com os cilindros capturados	106
Figura 24. Confeção em silicone dos moldes para posterior replicação dos modelos fotoelásticos para 4 e 5 implantes.....	107
Figura 25. Conjuntos pilares-implantes parafusados na infraestrutura metálica.....	108
Figura 26. Barras com implantes e pilares; molde de silicone para confecção do modelo fotoelástico	108
Figura 27. Minipilar angulado, encaixando passivamente na infraestrutura metálica e transferindo a angulação de 30° para o implante dentro do modelo fotoelástico.....	109
Figura 28. Resina fotoelástica na câmara de vácuo para eliminação de bolhas.....	110
Figura 29. Dezesesseis infraestruturas parafusadas aos modelos fotoelásticos com a configuração de quatro implantes	111
Figura 30. Dezesesseis infraestruturas parafusadas aos modelos fotoelásticos com a configuração de cinco implantes	112
Figura 31. Polariscópio preparado para análise qualitativa. 1 - Fonte de luz; 2 – Primeiro filtro polarizador; 3 – Aplicador de carga; 4 – Segundo filtro polarizador e analisador; 5 – Máquina fotografica; 6 – Leitor de carga	114
Figura 32. Ordens de franjas isocromáticas inteiras	115

Figura 33. Exemplificação dos parâmetros utilizados para análise qualitativa	116
Figura 34. Carga central (ponto médio entre os dois implantes centrais), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal)	117
Figura 35. Carga distal (no centro do implante distal), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal)	117
Figura 36. Carga central (ponto médio entre os dois implantes centrais), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal)	118
Figura 37. Carga distal (12 mm atrás do centro do implante distal), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal)	118
Figura 38. Carga central (no centro do implante central), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal)	119
Figura 39. Carga distal (no centro do implante distal), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal)	119
Figura 40. Carga central (no centro do implante central), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal)	120
Figura 41. Carga distal (12 mm atrás do centro do implante distal), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal)	120
Figura 42. Pontos marcados: 2 mm abaixo da margem cervical e a 2 mm da linha que passa no centro do eixo do implante	121
Figura 43. Ponto 1 – mesial do implante central; ponto 2 – distal do implante central; ponto 3 mesial do implante distal; e ponto 4 – distal do implante distal	122
Figura 44. Polariscópio preparado para análise quantitativa	122
Figura 45. Filtro analisador do polariscópio	124
Figuras 46 a 61. Comparação de 4 implantes x 5 implantes	128
Figuras 62 a 77. Comparação de Titânio x Co-Cr	143
Figuras 78 a 93. Comparação de com cantilever x sem cantilever	158
Figuras 94 a 109. Comparação de distais retos x distais inclinados	172
Figuras 110 a 125. Comparação de viga convencional x viga I	186
Figura 126. Gráfico das tensões acumuladas nos implantes em todos os ensaios	200

Lista de Tabelas

Lista de Tabelas

Tabela 1. Configuração das estruturas metálicas para cada tipo de liga	99
Tabela 2. Ordem de franja e quantidade de tensão nos pontos dos implantes – comparação 4 x 5 implantes	136
Tabela 3. Ordem de franja e quantidade de tensão nos pontos dos implantes – comparação Titânio x Co-cr	151
Tabela 4. Ordem de franja e quantidade de tensão nos pontos dos implantes – comparação com cantilever x sem cantilever	166
Tabela 5. Ordem de franja e quantidade de tensão nos pontos dos implantes – comparação distais retos x distais inclinados	180
Tabela 6. Ordem de franja e quantidade de tensão nos pontos dos implantes – comparação viga I x viga convencional	194

Sumário

Sumário

Resumo	13
Abstract	15
Lista de Figuras	17
Lista de Tabelas	21
1. Introdução	26
1.1. Teste biomecânicos	26
1.1.1. Métodos de análise computacional	26
1.1.2. Extensometria	28
1.1.3. Fotoelasticidade	29
1.2. Distribuição de tensões	31
1.3. Oclusão em próteses implantossuportadas	34
1.4. Carga oclusal	35
1.5. Implantes em pacientes susceptíveis à doença periodontal	37
1.6. Perda óssea marginal	38
1.7. Overdentures	41
1.8. Desenho do implante e da interface pilar/implante	44
1.9. Carga imediata	50
1.10. Aspectos biomecânicos relacionados à estabilidade da prótese	52
1.11. Adaptação da estrutura metálica aos pilares/implantes	54
1.12. Base de evidência para próteses dento e implantossuportadas	55
1.13. Ligas metálicas para protocolo	57
1.14. Fundição e CAD/CAM	61
1.15. Desenho da secção transversal da barra	62
1.16. Implantes inclinados	66
1.17. Efeitos do cantilever	78
2. Proposição	88
3. Material e Métodos	90
3.1. Obtenção do molde de silicone e padrões em resina acrílica	91
3.2. Inclusão e fundição	93

3.3. Desinclusão e acabamento	98
3.4. Estruturas metálicas	99
3.5. Captura e cimentação dos cilindros protéticos.....	103
3.6. Confeção dos moldes de silicone para replicação dos modelos fotoelásticos.....	106
3.7. Fixação dos implantes e pilares à barra e confeção do modelo fotoelástico	107
3.8. Confeção dos modelos fotoelásticos	109
3.9. Análise fotoelástica qualitativa	113
3.10. Análise fotoelástica quantitativa	121
4. Resultados.....	126
5. Discussão.....	202
5.1. Titânio vs cobalto-cromo.....	205
5.2. Viga I vs viga convencional.....	208
5.3. Número e angulação dos implantes; efeitos do cantilever.....	209
6. Conclusões	218
7. Referências.....	220

Introdução

1. Introdução

1.1. Teste biomecânicos

Para considerarmos adequados, os aparelhos que fazem análises biomecânicas devem ser funcionais, ter resistência mecânica e custo acessível. Especialmente em reabilitação oral, um dos principais requisitos é que a prótese resista à demanda biomecânica a qual será imposta e que não frature em função. Os principais métodos de investigação e análise biomecânica de aplicação protética são: (1) análise de elementos finitos, (2) análise birrefringente (fotoelasticidade), (3) extensometria, e (4) avaliação da resistência de adesão entre e implante e tecido ósseo, por meio de tração, compressão e cisalhamento.

1.1.1. Métodos de análise computacional

Os métodos de elementos finitos permitem calcular a distribuição e concentração de tensão e também a deformação de componentes de um sistema por meio de uma estrutura computadorizada bidimensional ou tridimensional. Este método foi originado na indústria aeroespacial nos anos 1950, e foi apresentado pela primeira vez por Turner et al¹. Na odontologia, o método de elementos finitos tem sido utilizado em diversos estudos para verificar a magnitude e distribuição de tensões sobre dentes suporte em próteses com extensão distal, ao redor de dentes que possuem núcleos metálicos, dentes com diferentes

tipos de suporte periodontal em casos de próteses fixas, em dentaduras mandibulares convencionais e em implantes como suporte posterior para extensão distal^{2,3}.

A análise de elementos finitos tem sido utilizada para avaliar as tensões induzidas ao redor dos componentes dos implantes e no tecido ósseo circunjacente. Para estudar um problema mecânico complexo, a AEF pode ser usada para dividir o problema em uma coleção de elementos muito menores e mais simples. Estruturas geométricas complicadas são convertidas em uma malha em terminal de computador. Esta estrutura consiste de elementos, seus respectivos nós e condições de ligação pré-definida. Os nós são divididos em um número de elementos finitos de mesmo tamanho interconectados uns aos outros por ângulos. Deslocamento e tensões causados por carga em cada nó podem, então, ser calculados por um programa de computador⁴. Dados de imagem obtidos com a ajuda de uma tomografia computadorizada ou imagens de ressonância magnética são usados para captar informações em 2 ou 3 dimensões e a malha necessária para análise de elementos finitos⁵.

AEF pode ser usada para avaliar diferentes materiais. Por exemplo, estruturas não-homogêneas do osso podem ser subdivididas em componentes cortical e trabecular. Além disso, esta análise pode resultar em imagens tridimensionais do deslocamento e tensões calculadas. Em arcos dentais parcialmente edêntulos, a localização dos

implantes é mais linear que em restaurações de arco completo sendo, conseqüentemente, mais afetada pelos momentos de força.

Uma vez que o método de elementos finitos é baseado na construção de modelos virtuais que simulam condições reais, os testes de laboratório podem ser realizados para obtenção de um protótipo virtual adequado. Os testes mais amplamente utilizados para validação do método de elementos finitos são fotoelasticidade e extensometria⁶.

1.1.2. Extensometria

A análise por extensometria é um método tanto *in vivo*, quanto *in vitro* utilizado para mensuração de carga, onde dados precisos são obtidos relacionando forças geradas por meio do uso de sensores apropriados chamados extensômetros. A análise usa pequenas resistências elétricas que alteram a resistência à corrente elétrica sob mínima deformação. O sinal elétrico é, então, enviado a uma plataforma de aquisição de dados para ser transformado em um sinal digital para posterior leitura em um computador. Esta técnica associada à fotoelasticidade é útil para avaliar o uso de ligas na construção de estruturas metálicas para próteses implantossuportadas, pilares angulados na geração de tensões próximas aos sítios dos implantes, o desenho de implantes, e a transferência de carga na interface osso/implante, assim como, o efeito do número de dentes esplintados

sobre a distribuição de carga para estruturas de suporte em casos de próteses com extremidade livre⁷.

A análise por *strain gauge* permite avaliar a tensão em áreas pré-determinadas, entretanto, um grande número de resistências elétricas e cálculos matemáticos sofisticados são necessários para estudar a distribuição em um objeto específico. Pelo exposto, a fotoelasticidade é um método mais adequado para tais estudos, com vantagem na precisão e facilidade de uso.

1.1.3. Fotoelasticidade

A fotoelasticidade é usada principalmente para avaliar a possibilidade de falha de um equipamento específico. Juntamente com outros métodos analíticos, ela permite calcular as condições existentes em cada ponto da superfície do material (tensões e deformações) ou, pelo menos, naqueles pontos tidos como críticos. As falhas ocorrem, geralmente, porque a demanda é superior à resistência do material. Além disso, o conhecimento dos pontos críticos do material evidencia a utilidade dos mesmos. Nos casos de trabalhos reabilitadores de grande porte, uma situação biomecânica complexa pode contar com possíveis falhas.

A análise fotoelástica é uma ferramenta para o exame crítico de tensões bidimensionais. Usa luz monocromática polarizada e modelos de resina para avaliação das tensões. Consiste em método laboratorial

que permite a análise da tensão em estruturas mecânicas complexas. O processo fotoelástico detecta a distribuição de tensão por meio da estrutura, provendo uma visão geral do comportamento da tensão, demonstrando a qualidade, a quantidade e a distribuição de forças em um objeto com imagens que aparecem em uma série de bandas coloridas (isocromáticas) no modelo experimental⁸. Os valores de tensão são representados por bandas coloridas chamadas ordens de franjas. Entretanto, modelos complexos com diferenças na densidade da resina fotoelástica são difíceis de obter.

A principal limitação da análise fotoelástica é a incapacidade de prover uma análise tridimensional verdadeira. A fotoelasticidade tem sido usada para investigação em diferentes áreas da medicina e odontologia. Na odontologia, tem sido utilizada para melhorar o desenvolvimento de materiais e estudar as propriedades biomecânicas de aplicação protética. A fotoelasticidade reflectiva é uma técnica de monitoramento de distribuição de tensão em uma aplicação protética *in vivo*⁹. Variações morfológicas, diferenças individuais dos pacientes e variações na posição da carga são fundamentais no desenvolvimento de tensões funcionais aplicadas às próteses. Porém, na avaliação *in vivo* é mais fácil estudar as regiões anteriores, por haver uma limitação da luz polarizada em alcançar as regiões posteriores no interior da boca.

A combinação entre os métodos de fotoelasticidade e AEF é uma excelente opção para o estudo das tensões em próteses dentárias, visto que a fotoelasticidade provê melhores resultados qualitativos de

distribuição de tensão, enquanto o método de elementos finitos provê informações mais detalhadas do estado completo das tensões.

1.2. Distribuição de tensões

A previsibilidade e a longevidade de próteses implantossuportadas são excelentes, embora uma taxa de falhas significativa exista. Elas têm sido atribuídas às fases cirúrgica e protética. Atualmente, o desenho da prótese está baseado largamente na experiência clínica e no empirismo, ao invés de pautar-se em princípios determinados cientificamente. Pouco é conhecido a respeito da biomecânica da transferência de tensões ao osso por meio de próteses implantossuportadas. Modelos estatisticamente indeterminados (considerando deformações de estrutura, parafusos, cilindros e osso) são necessários para descrever o comportamento complexo de uma prótese implantossuportada sob carga¹⁰. As conexões entre próteses fixas e seus implantes de suporte suportam deformação significativa sob carga. A análise mecânica de tal situação estatisticamente indeterminada pode não ser alcançada, a menos que, todas as variáveis desconhecidas relacionadas às cargas aplicadas, condições de ligação, comportamento mecânico dos pilares e suas interfaces possam ser determinadas¹¹.

O desenho original das próteses implantossuportadas para pacientes edêntulos utilizam uma prótese fixa com cantilever de

aproximadamente 20 mm a partir do centro do pilar distal¹². Observações experimentais e cálculos numéricos encontraram uma correlação direta entre regiões altamente tensionadas e reabsorção óssea. Tais tensões sobre o osso de suporte e materiais restauradores podem surgir de cargas funcionais. Em particular, este fenômeno está especialmente pronunciado quando momentos de força induzidas por carga no cantilever ocorrem¹³.

O comportamento da célula óssea é influenciado por fatores sistêmicos e locais complexos. Em relação aos implantes dentais, a tensão transmitida via prótese é claramente um destes fatores, porém pouco é conhecido acerca dos níveis de tensão que influenciam a remodelação óssea. Implantes pobremente desenhados podem criar regiões de tensão aumentada no osso periimplantar e induzir severa reabsorção, levando ao desapertamento gradual e finalmente perda completa do implante. Além disso, uma análise da distribuição de tensões sobre o osso com respeito a diferentes sistemas de implantes poderia contribuir para a melhora do desenho dos mesmos. Um número de estudos foi conduzido sobre a tensão no osso com diferentes sistemas de implantes utilizando métodos de elementos finitos. É essencial para o sucesso de um implante osseointegrado ser desenhado para distribuir tensões de fratura ao osso. Formas diferentes de implantes levam a variações significativas na distribuição de tensão ao osso mandibular. A tensão ao osso é distribuída mais efetivamente com o

comprimento, diâmetro do implante e passo de rosca aumentados. Implantes cônicos têm estabilidade primária melhor que os cilíndricos, que são superiores na distribuição de tensões¹⁴. A mecânica dos implantes e pilares de conexão influencia a distribuição de tensão ao osso por diferentes mecanismos de transferência de carga e diferenças no tamanho da junção entre pilar e implante¹⁵. Entretanto, há necessidade de mais estudos sobre a relação entre distribuição de tensões ao osso e o tipo de pilar, especialmente entre sistemas de implantes de uma peça, hexágono interno e hexágono externo.

A falha na osseointegração do implante pode estar relacionada a vários fatores, tais como: pobre higiene oral, fatores biomecânicos, qualidade óssea deficiente, e status médico do paciente. A resposta biológica do osso às cargas mecânicas afeta a longevidade dos implantes. Na ausência de gengivite relacionada à placa, a perda óssea ao redor dos implantes pode estar associada com condições de carga desfavoráveis¹⁶. Logo que a carga é transferida ao osso por meio da prótese e do implante, planejamento e execução cuidadosos da prótese são fatores importantes para alcançar a distribuição de tensão apropriada ao osso. Recentemente, a distribuição de tensão ao osso correlacionada com o desenho da prótese implantossuportada foi investigada, principalmente, por meios de análise de elementos finitos bi- e tri-dimensionais. Resultados de análise de elementos finitos 3D quando comparadas com medidas de extensometria *in vivo* e com

configurações experimentais *in vitro*, os resultados se equipararam em tendência. Ocorre que a reabsorção óssea para próteses totais implantossuportadas com longos braços de cantilever e perda óssea marginal está correlacionada com altas tensões no osso em próteses totais com cantilever¹⁷.

1.3. Oclusão em próteses implantossuportadas

Uma grande controvérsia existe na literatura sobre como os padrões de desocclusão podem ser estabelecidos nas reabilitações implantossuportadas. Desde a introdução do conceito da osseointegração e o protocolo de Branemark, o qual uma prótese fixa com 5 ou 6 implantes era colocada na região do mento com cantilevers bilaterais, tem existido, não apenas, interesse em se demonstrar e identificar fatores oclusais mais adequados que possam permitir uma desocclusão mais harmoniosa e eficiente, mas também o entendimento de suas relações com o sistema estomatognático.

A associação destes fatores foi investigada para determinar sua relação com os músculos da mastigação, eficiência mastigatória, bruxismo, articulação temporomandibular e tecidos e estruturas adjacentes. Entretanto, poucas conclusões consistentes foram alcançadas. Guias caninas têm sido usados mais frequentemente em movimentos de contato na dentição natural. O padrão oclusal pode ser

considerado um fator crítico para a longevidade dos implantes osseointegrados, ainda que na dentição natural a presença do ligamento periodontal tenha um comportamento diferente dos implantes osseointegrados. Desta maneira, as tensões transmitidas aos componentes protéticos e à interface osso/implante são completamente diferentes daqueles verificados na dentição natural. Se as forças de oclusão excedem a capacidade de absorção do sistema, o implante poderá falhar devido à sobrecarga e distribuição inadequada das forças mastigatórias e outros fatores¹⁸. Há necessidade de mais avaliações qualitativas e quantitativas a respeito dos efeitos das tensões geradas sobre dentaduras e, conseqüentemente, sobre componentes protéticos, implantes e estruturas ósseas de suporte.

1.4. Carga oclusal

A sobrecarga é considerada uma das principais causas de falhas de implantes. E levar à perda da osseointegração. A aplicação de implantes osseointegrados para pacientes parcialmente desdentados está aumentando e tem sido sugerido que o risco de sobrecarga é maior nos casos parcialmente edêntulos comparados com casos totalmente desdentados¹⁹. Entretanto, períodos de observação são, em geral, relativamente curtos e as características de transferência de tensões de próteses parciais implantossuportadas não têm sido bem documentadas quando comparadas com casos unitários e totalmente

desdentados. Dentre os pacientes parcialmente desdentados, os casos de extensão distal são um desafio por causa da pobre qualidade óssea na região posterior. Além disso, existem limitações anatômicas, tais como o nervo alveolar inferior ou seio maxilar, e forças oclusais são maiores que em dentes anteriores. Em tais situações, implantes de largo diâmetro e comprimento reduzido têm potencial para reduzir a geração de altas tensões em osso suporte e podem ser recomendados clinicamente²⁰.

Pacientes podem receber uma prótese fixa implantossuportada com cantilever no arco mandibular e uma prótese total convencional no arco maxilar. Embora os tratamentos tenham uma alta taxa de sucesso a longo prazo, restaurações suportadas por implantes precisam de oclusão harmoniosa com distribuição da carga entre porções do cantilever e não-cantilever. Por outro lado, cargas excessivas podem ser colocadas em implantes específicos e a dentadura maxilar pode tornar-se instável.

A avaliação quantitativa da carga oclusal em restaurações com transdutores *strain gauge* montados na dentadura maxilar pode ser realizada. Entretanto, este método não pode ser facilmente utilizado em situações clínicas porque há necessidade de equipamento fabricado individualmente para cada paciente. Um sistema comercial (T-scan)²¹ também pode ser utilizado para avaliar a distribuição da carga oclusal entre os lados direito e esquerdo do arco dental nos usuários de

dentaduras e pode ser útil para determinar se o ajuste oclusal com remontagem se faz necessário. Entretanto, o conhecimento e a capacidade artística ainda são essenciais para os clínicos estarem aptos a ajustar a oclusão adequadamente. Um método que pode ser usado facilmente para analisar quantitativamente a distribuição de carga oclusal pode facilitar o tratamento com próteses fixas com cantilever implantossuportadas. O Dental Prescale (Fuji, Japão) foi recentemente desenvolvido e pode ser usado para detectar contatos oclusais por uma reação química que muda de cor. Um sistema computadorizado é, então, utilizado para analisar a distribuição da carga oclusal quantitativamente. A aplicabilidade deste sistema foi examinada em uma avaliação quantitativa da distribuição da carga oclusal nas próteses fixas implantossuportadas com cantilever²².

1.5. Implantes em pacientes susceptíveis à doença periodontal

A terapia de implantes tem sido avaliada em numerosos estudos, tanto para pacientes total quanto parcialmente edêntulos. Embora complicações biológicas e mecânicas possam ocorrer, foi concluído em uma revisão sistemática de estudos clínicos com pelo menos 5 anos de acompanhamento que o tratamento com implantes é uma modalidade de tratamento com resultado previsível e altas taxas de sobrevivência²³.

A susceptibilidade à periodontite associada à perda de inserção e perda óssea mostra grande variação individual. A periodontite tem sido classificada nos subtipos agressivo e crônico. Na maioria dos estudos de acompanhamento de implantes, a causalidade por trás da perda óssea antes da colocação do implante não tem sido especificada. Alguns dos pacientes presumivelmente têm perdidos alguns ou todos os seus dentes por causa da periodontite. Por essa razão, o tratamento com implantes em indivíduos susceptíveis à periodontite é frequentemente debatida. O tratamento de implantes em termos de sobrevivência das supraestruturas e implantes, como também, o status de saúde dos tecidos periimplantares em indivíduos com ou sem história de perda óssea associada à periodontite foi estudado recentemente. Os resultados mostram que pacientes susceptíveis à periodontite não estão contra-indicados a receber implantes, entretanto, a maior incidência de periimplantite pode prejudicar a longevidade do tratamento. As taxas de sobrevivência para infraestruturas e implantes nesse indivíduos são altas, mas a preservação deve incluir um programa de controle de infecção rigoroso^{24,25}.

1.6. Perda óssea marginal

A região posterior da boca oferece um cenário de desafio clínico para a reabilitação oral com implantes. A reabsorção da crista óssea

alveolar, a presença do nervo alveolar inferior ou assoalho do seio maxilar, pobre qualidade óssea e altas forças oclusais criam um ambiente clínico que pode por em risco o sucesso biomecânico e biológico das restaurações com implantes a longo prazo.

Os implantes dentais são uma opção viável para o tratamento de pacientes parciais e totalmente desdentados. Estudos clínicos sobre os implantes observaram uma média de perda na crista óssea variando 0,9 a 1,6mm ocorrendo durante o primeiro ano de função, enquanto uma média anual de perda óssea variando de 0,05 a 0,13 mm foi relatada²⁶. Como resultado, uma média anual de perda óssea na crista óssea de menos de 0,2 mm foi recomendada como um dos critérios para sucesso no implante. Tais observações também foram relatadas com sistema de implantes ITI. Estudos radiográficos de longo prazo com implantes dentais ITI^{27,28,29} demonstraram perda óssea na crista alveolar variando de 0,6 a 1,09 mm durante o primeiro ano e menor que 0,2 mm após isso. Esta perda tem sido associada a vários fatores, como idade, trauma cirúrgico, acúmulo de placa, fumo, desrespeito à distância biológica, qualidade óssea, desenho do implante e fatores biomecânicos. Diversos parâmetros clínicos periodontais foram propostos como marcadores diagnósticos para avaliar o sucesso do implante. Placa modificada e índice de sangramento podem ser usados para avaliar a higiene oral assim como a quantidade de inflamação no tecido mole periimplantar. Profundidade de sondagem periimplantar também pode tornar-se uma

valiosa ferramenta de diagnóstico para detecção de inflamação e infecção ao redor de implantes, entretanto, parece ser de pouco valor detectar mudanças no nível da crista óssea. Além destes parâmetros clínicos, a mobilidade do implante também tem sido considerada um marcador útil no diagnóstico de falha do implante. Enquanto existem avanços no debate sobre a relação entre o desenho do implante e perda óssea marginal, o impacto do desenho do implante, *attachments* protéticos e a localização anatômica dos implantes sobre a perda óssea tempo-dependente foram avaliados em uma extensa revisão sistemática da literatura e meta-análise³⁰. De um total de 46 artigos elegíveis e de 4.200 implantes de 13 fabricantes avaliados, não houve diferença na perda óssea marginal ao redor de implantes que funcionavam como suporte e retenção de overdentures mandibulares relativos ao tipo de implante ou desenho do *attachment*.

Pacientes tratados com doença periodontal avançada podem sofrer um colapso na oclusão posterior. O conceito de arco dental curto é considerado um tratamento protético conservador. Entretanto, extensão do primeiro molar parece melhorar a estética, função mastigatória, estabilidade oclusal e direcionar as forças na direção apropriada. Considerando as opções protéticas do arco dental curto estendido em tratamento periodontal-protético combinado, um cantilever de dentadura parcial fixa com arco completo pode ser preferido sobre uma dentadura parcial móvel ou restauração

implantossuportada. Reabilitações extensas com tecidos periodontais reduzidos apresentam maiores taxas de insucesso que próteses fixas sem cantilever³¹. As complicações levantadas são mais mecânicas que biológicas, primariamente relacionadas à fratura dos conectores. Conectores são regiões de alta concentração de tensão e, além disso, frequentemente envolvem complicações. Estudos clínicos têm demonstrado taxas aumentadas de falha quando conectores com dimensões convencionais foram usados em PPFs de arco total com tecidos de suporte periodontal mínimo, especialmente próximo ao pilar de retenção³². A biomecânica dos cantilevers em PPFs foram investigadas em diversos estudos, entretanto, apenas recentemente estudos de elementos finitos abordaram a incorporação do cantilever em PPFs de arco total.

1.7. Overdentures

Em odontologia reabilitadora, as sobredentaduras têm sido largamente aceitas por apresentar uma série de vantagens, tais como: preservação do rebordo alveolar e melhor retenção da prótese quando comparada às dentaduras convencionais, além de prover mais confiança e segurança para os pacientes. A qualidade de vida de pacientes edêntulos parciais e totais melhorou muito com o advento dos implantes osseointegrados. Implantes oferecem retenção e/ou suporte para próteses fixas ou removíveis. Além disso, os mecanismos de

retenção geram tensões nos dentes e implantes. Com isso, a adaptação do osso alveolar para manutenção da saúde do sistema é necessária.

Overdentures mandibulares implanto-retidas podem prover uma modalidade de tratamento efetivo para pacientes edêntulos e, em particular, àqueles que têm problemas persistentes usando uma prótese convencional mandibular. A maioria dos pacientes que sofre de instabilidade da prótese, especialmente a inferior, se beneficia significativamente, mesmo com um pequeno aumento na retenção. Geralmente, na mandíbula edêntula, o conceito de tratamento usando 2 ou 4 implantes para reter uma overdenture mandibular é válido. Tal modalidade de tratamento não demonstra nenhuma diferença no estado clínico e radiográfico de pacientes tratados com 2 ou 4 implantes retendo uma overdenture mandibular³³. Entretanto, o uso de um número mínimo de implantes que seja adequado ao suporte e retenção da prótese é também um benefício econômico ao paciente. Além disso, 2 ou 3 implantes podem ser úteis para retenção e estabilidade da dentadura. Uma relação angular entre os implantes é preferível a uma relação em linha reta.

O uso de mais de 2 implantes tem sido recomendado para reter uma overdenture mandibular em situações clínicas que requerem retenção aumentada, tais como: inserções musculares altas ou rebordos milo-hióideos proeminentes. Muitos sistemas de *attachments*

disponíveis podem ser usados para reter uma overdenture sobre implantes. Os tipos de pilares comumente usados para conexão entre dentadura e implantes interforaminais são: bola, barra, magnetos e coroas telescópicas, cada um oferecendo diferentes características biomecânicas. Entretanto, a retenção não poderia ser o único fator a considerar quando uma overdenture implanto-retida é desenhada. A função do paciente usando uma overdenture implanto-retida, cargas são transmitidas para o osso alveolar ao redor dos implantes. É importante não causar cargas excessivas sobre os implantes. Tal carga pode causar perda óssea através da indução de microdano³⁴.

Embora pesquisas tenham se concentrado sobre a influência dos *attachments* no desenvolvimento de tensões ao redor dos implantes, poucos estudos reportaram o efeito da angulação do implante sobre as tensões geradas nas overdentures. Estudos *in vitro*, como a análise fotoelástica permitem um desenho experimental que restringe as variáveis tanto do operador quanto do paciente. Esta técnica tem sido usada extensivamente na odontologia para estudar a interação da resposta dos tecidos e características físicas das restaurações protéticas e implantes. Entretanto, existem limitações inerentes na sua capacidade de modelar as características não-homogêneas e anisotrópicas do osso³⁵.

É consenso que overdenture mandibular retida/suportada por implantes é um tratamento de sucesso bem estabelecido que melhora a qualidade de vida e o bem-estar psicológico de pacientes desdentados. Diferentemente das overdentures mandibulares, o tratamento da maxila edêntula por overdentures implantossuportadas é um desafio, complicado por problemas inerentes: quantidade e qualidade óssea, implantes divergentes, posição compensada dos dentes, o que aumenta o momento de força sobre os implantes³⁰.

1.8. Desenho do implante e da interface pilar/implante

O desenho do implante se refere à estrutura tridimensional de um sistema de implante, ou seja, propriedades físicas do biomaterial, forma, junção implante-pilar, superfície com macro e microtopografia, e composição química da superfície. Análises numéricas demonstraram que a macrogeometria do implante pode afetar a transmissão de forças ao osso periimplantar³⁶. Estudos clínicos comparativos, entretanto, reportaram que o desenho do implante não parece ser um fator decisivo de influência nas reações marginais^{37,38}. As conexões pilar-implante em junta de topo ou cônica interna criam ambientes mecânicos similares em osso simulado, e isto poderia explicar porque perda óssea marginal tempo-dependente ao redor dos implantes é similar. Embora Malavez et al³⁹, tenha relatado que o desenho do implante possa afetar a perda óssea marginal, ainda não existe

evidência científica conclusiva sobre os efeitos biomecânicos do desenho do implante, particularmente o ambiente mecânico criado nas vizinhanças dos implantes no osso.

A adaptação cônica provê um método de conexão confiável entre pilar e implante. O pico das tensões de cisalhamento na interface osso-implante gerado pela interface cônica pilar-implante é menor que aquelas produzidas pela interface de topo plana⁴⁰. O implante com interface cônica pode resistir às cargas axiais maiores que implantes com interface de topo plana, e o pico do nível das tensões de cisalhamento interfacial é afetado pela forma na qual a carga axial aplicada é distribuída na interface plana e sobre o cone interno. Os resultados da comparação entre o cone morse de 8 graus e a junta de topo plana como conexões pilar/implante, com a condição de carga modelada para testes dinâmicos de longo prazo, mostraram que conexões de pilares cônicos foram mecanicamente superiores e ajudam a explicar sua estabilidade significativamente melhor em aplicações clínicas a longo prazo¹⁵.

O osso, comparado à maioria dos materiais de engenharia possui uma resistência à fadiga extremamente pobre. O microdano que ocorre diariamente é um estímulo para manutenção óssea. A fratura por estresse do osso é o resultado provável da acumulação e coalescência do microdano que ocorre quando a remodelação é insuficiente para restaurá-lo à medida que é formado. Hoshaw et al¹⁶.

inseriu implantes Branemark em tíbia canina de adulto. Após um período de cicatrização de 1 ano, os implantes foram carregados com tensão axial de 500 ciclos/dia por 5 dias consecutivos. Uma perda óssea em rede foi encontrada ao redor do pescoço dos implantes carregados. Uma análise de elementos finitos mostrou altas tensões nesta região. Isto indicou que a perda óssea foi o resultado da remodelação óssea e remodelação secundária ao microdano ósseo. Na luz desta descoberta, foi sugerido que o implante dental deveria ser desenhado de tal forma que o pico de estresse ósseo provocado pela carga no implante fosse minimizado. Desta maneira, uma carga mais leve sobre o implante disponível é alcançada. A carga sobre o implante pode ser dividida em componente vertical e componente horizontal. Usando um modelo de elementos finitos onde a interface implante-osso foi requisitada para resistir às forças de tensão, compressão e cisalhamento. O pico de estresse ósseo resultante tanto de uma carga vertical como horizontal sobre o implante ocorre no topo do osso. Isto significa que os picos de estresse ósseo destas duas origens espaciais diferentes coincidiram e desta forma foram adicionadas uma à outra.

Com o intuito de evitar estresse excessivo no osso marginal, o pescoço do implante endósseo liso permite o movimento de deslizamento entre implante e o tecido ósseo, para que o osso marginal resista aos componentes de carga horizontal enquanto os componentes de carga vertical sejam distribuídos pelo osso subjacente. A razão para

tal recomendação baseia-se no fato de que o pico de estresse ósseo causado pelo componente de carga horizontal pode ser espacialmente separado do pico de estresse causado por componentes de carga vertical. Entretanto, em um estudo de elementos finitos de um implante dental carregado axialmente, se obteve um pico de estresse de cisalhamento na interface muito maior para um nível baixo de inserção óssea que para um nível alto³⁶. Em todos os exemplos de cálculo, o pico de estresse ocorre no nível ao qual o implante começa a ser retido no osso. A razão para o uso do pescoço liso do implante evita reabsorção óssea causada por tensões excessivas.

Entretanto, resultados de outro estudo³⁹ indicou que um pescoço livre de elementos de retenção, ao invés de impedir a reabsorção óssea marginal, de fato a promove. Foi sugerido que esta perda óssea é uma consequência de insuficiente estimulação mecânica no osso marginal. Os achados indicam que o pico de estresse ósseo se inicia na parte superior da crista óssea. Entretanto, em um estudo de elementos finitos de implantes carregados axialmente⁴¹, encontrou que a localização do pico de estresse de cisalhamento na interface osso-implante depende do desenho da interface implante-pilar. Com uma interface implante-pilar de topo plana no nível da junção do osso-tecido conjuntivo, o pico de estresse de cisalhamento na interface osso-implante está localizado na porção mais cervical do osso marginal. Com uma interface cônica no nível do osso marginal, onde o pilar repousa sobre o cone interno do

implante, o pico de estresse de cisalhamento na interface osso-implante possui uma localização mais apical. Em tal estudo, a interface foi caracterizada por resistir às forças de compressão e cisalhamento, mas não às forças de tração e os elementos de retenção não foram modelados. A localização mais apical do pico de estresse de cisalhamento na interface sugere que uma interface implante-pilar cônica reduz a possibilidade de perda óssea marginal, por separar espacialmente o pico de estresse ósseo causado por componentes de carga horizontal daqueles causados por componentes de carga vertical.

As regiões posteriores da mandíbula frequentemente apresentam problemas na colocação de implantes e suas restaurações. Restrições na seleção e colocação do implante também ocorrem, frequentemente, por causa de características anatômicas da mandíbula posterior, assim como, a qualidade óssea. Um maior determinante do comprimento do implante é a altura do osso alveolar coronal ao nervo alveolar inferior. O diâmetro do implante e a orientação são determinados pela forma e grau de reabsorção dos rebordos alveolares, como também, por considerações protéticas. A transferência de estresse parece ser mais equilibrada para estruturas de suporte em implante mais longos, que distribuem toda a carga ao longo de seu eixo. Em situações de reabsorção alveolar de moderada a

severa, o máximo comprimento de implante e a orientação favorável das forças de mastigação são difíceis de ser alcançadas.

A longevidade das restaurações sobre implantes são primariamente influenciadas pelo resultado da colocação cirúrgica e a obtenção e manutenção da estabilidade implantar. Além disso, a longevidade da osseointegração pode ser comprometida por indesejáveis seleção, localização e orientação dos implantes. Além dos fatores previamente mencionados, melhoria na estabilidade do implante e características de transferência de carga podem ser alcançadas por meio da estabilização bicortical com o ápice do implante fixado na cortical óssea basal⁴². O embasamento para tal hipótese foi demonstrado em estudos usando tibia de coelho, onde os torques de remoção para implantes estabilizados bicorticalmente foram duas vezes maior que os estabilizados em apenas uma cortical⁴³. Entretanto, os mecanismos pelos quais a bicorticalização afetam a transferência de carga ainda não estão bem elucidadas. Análises fotoelásticas têm sido largamente utilizadas para estudar a biomecânica da transferência de carga aos implantes. Este método já foi demonstrado como adequado para a determinação de distribuição de tensão através do modelo. A informação obtida foi útil em prover várias diretrizes para a implementação de vários procedimentos de implantes.

O sucesso da reabilitação implantossuportada e a saúde dos tecidos circundantes são relacionados à precisão e adaptação entre os componentes, à estabilidade na interface implante/pilar, e à resistência desta interface submetida às cargas mastigatórias. A estabilidade na interface pilar/implante pode ser influenciada por diversos fatores tais como: tipo de conexão e sistema de retenção⁴⁴. A seleção do sistema de retenção é um tópico largamente discutido que pode ser determinado por preferências subjetivas. A opção por próteses cimentadas e parafusadas depende de alguns aspectos como: reversibilidade, previsibilidade da retenção, estética e complexidade da técnica laboratorial. Outro fator que influencia a força transferida à interface implante/osso é o tipo de conexão entre o pilar e o implante. As conexões podem ser externas ou internas. A conexão externa é uma junta no hexágono externo da plataforma do implante enquanto a conexão interna exhibe a interface pilar/implante dentro do implante similarmente à conexão cone morse. Entretanto, o desenho cônico das superfícies gera adaptação mais precisa com a conexão cone morse.

1.9. Carga imediata

O protocolo convencional de implantes em dois estágios com carga tardia tem alcançado excelentes resultados de longo prazo⁴⁵. Mais recentemente, foram alcançados resultados comparáveis para integração com implantes usando protocolo mais condensado de

carga imediata em um estágio. Em muitas situações clínicas, o uso do protocolo de carga imediata traz mais benefícios para o paciente que o protocolo tradicional em dois estágios, tais como: redução da ansiedade, conveniência estética e funcional. Com o protocolo de carga tardia, o paciente tem que esperar pela finalização do tratamento que dura em média de 4 a 6 meses. O paciente também tem que estar disposto a ficar sem dentes ou utilizar uma prótese removível durante o processo pós-cirúrgico de cicatrização. Além disso, são requeridas visitas freqüentes de acompanhamento ao longo do curso do período de tratamento. O uso da carga imediata reduz o tempo de tratamento e o número de visitas necessárias para completá-lo, elimina o desconforto de utilizar uma prótese móvel sobre o sítio cirúrgico.

A maioria dos dados publicados sobre a carga imediata são para implantes na mandíbula. A densidade e as propriedades mecânicas do osso estão entre as principais razões para a pouca documentação relatada para carga imediata no arco maxilar. Quando se apresentam condições cirúrgicas e biológicas adequadas, o protocolo de carga imediata pode ser altamente vantajoso para paciente e para o cirurgião-dentista.

Nas últimas décadas do século passado, ocorreu um aumento demográfico da população idosa e um aumento na expectativa de vida. A procura aumentada pela terapia de implantes resulta de uma

combinação de vários fatores, incluindo: perda óssea relacionada à idade, condição anatômica dos rebordos edêntulos, necessidades psicológicas, performance aumentada das próteses removíveis, resultados previsíveis de longo prazo das próteses implantossuportadas, e atenção aumentada tanto dos clínicos quanto dos pacientes para o benefício dos implantes. Carga imediata de próteses totais implanto-suportadas mandibular e maxilar é atualmente um procedimento previsível, associado com um alto nível de satisfação do paciente em termos de estética, fonética e funcionalidade⁴⁶.

1.10. Aspectos biomecânicos relacionados à estabilidade da prótese

A instabilidade ou afrouxamento de parafusos protéticos é uma complicação frequentemente relatada na terapia com implantes dentais. Parafusos protéticos instáveis podem levar a outras complicações mais sérias como fratura ou desaperto da prótese. Parafusos podem afrouxar por um mecanismo ou combinação deles. Carga compressiva causa desaperto de parafuso se aplicada em uma magnitude igual ou maior que a pré-carga do parafuso. Carga compressiva de magnitude alta o suficiente pode também causar o desalinhamento das espiras. Ao contrário, forças de tração devem causar deformação plástica do parafuso, o que conseqüentemente reduz a força que suporta os componentes de conexão juntos⁴⁷.

Carga oclusal cíclica do conjunto implante-prótese induz micromovimentação dos componentes, os quais podem se desgastar microscopicamente, reduzindo a intimidade do contato entre os componentes e consequentemente contribuindo para o desaperto do parafuso por redução da pré-carga. Dentre os fatores que contribuem para a instabilidade do parafuso estão: desajuste da prótese, força de apertamento insuficiente, micromovimentação, sobrecarga mecânica e diferenças no material do parafuso ou desenho. Estrutura metálica não passiva induz tensão na prótese, implantes e osso circunjacente. Tensões excessivas podem levar a falhas mecânicas da prótese, como também, dano às roscas internas e desaperto ou complicações biológicas como dor, deformação óssea, perda óssea marginal e possivelmente a perda da osseointegração. Uma prótese perfeitamente adaptada ao implante seria a condição ideal, porém pouco frequentemente alcançada na clínica diária. Baseado na dedução lógica ou experiência pessoal, níveis de adaptação aceitáveis entre 10 e 150 μm têm sido propostos⁴⁸.

Dois estudos mais rigorosos foram feitos na tentativa de quantificar adaptação aceitável e documentar os efeitos da desadaptação da prótese. A tensão induzida em uma prótese implantossuportada por uma discrepância vertical foi avaliada em um estudo fotoelástico⁴⁸. Tensões foram detectadas em uma infra-estrutura protética com uma pequena discrepância vertical de 6 μm e continuou a aumentar com

discrepâncias maiores. Em outro estudo, nenhuma correlação foi encontrada entre perda óssea marginal e desadaptação da estrutura metálica em uma discrepância média de 111 μm ⁴⁹. Isto pode sugerir uma tolerância biológica neste nível de desadaptação.

1.11. Adaptação da estrutura metálica aos pilares/implantes

A literatura ainda necessita de dados baseados em evidência sobre os níveis de tensão os quais ocorre perda da osseointegração. Abordagens fundamentais para prevenir tensões adicionais sobre o sistema permanecem críticas para o sucesso de longo prazo dos implantes osseointegrados. Desadaptação da infraestrutura é um fator de tensão adicional e pode levar a complicações biológicas nos tecidos subjacentes e complicações mecânicas como fraturas da estrutura, parafusos e material restaurador. Tensões devido à desadaptação de infraestruturas têm sido consideradas críticas para carga imediata visto que uma resposta fisiológica do tecido é essencial durante a cicatrização. Deste modo, a desadaptação de supraestruturas deveria ser evitada, e técnicas que provêm adaptação passiva são necessárias. Devido à sua relação força-peso, biocompatibilidade excelente e resistência à corrosão, o titânio tem sido sugerido como uma alternativa a outras ligas metálicas na confecção de infraestruturas.

1.12. Base de evidência para próteses dento e implantossuportadas

A possibilidade da prática do plano de tratamento baseado em evidência na área de Reabilitação Oral ainda é uma questão aberta. Idealmente, as decisões do tratamento poderiam ser baseadas nas muito bem feitas revisões sistemáticas da evidência avaliada e, se possível, na síntese de evidência quantitativa formal e meta-análise. Revisar a literatura envolve gradação de estudos disponíveis e publicados. Frequentemente, tais gradações estão baseadas no desenho do estudo. Usualmente estudos randomizados têm classificação maior que estudos observacionais. Além disso, a qualidade dos estudos e ensaios clínicos é crucial: se o material do trabalho apresenta falhas, então os achados das revisões de tal material devem estar comprometidos. Os ensaios clínicos e estudos incluídos em uma revisão sistemática e meta-análise deveriam idealmente ser de alta qualidade metodológica e livre de viés. Como uma consequência, as diferenças nos resultados do estudo entre pacientes pode ser confidencialmente atribuída à intervenção sob investigação. Se não existem estudos no nível máximo de evidência (estudos clínicos controlados e randomizados), a revisão sistemática deve ser baseada no nível máximo de evidência disponível⁵⁰ e apontar quais pesquisas adicionais deveriam ser conduzidas para fortalecer a base de evidência. Os estudos na literatura odontológica reportando próteses fixas dento-suportadas e implantossuportadas são na maioria estudos

observacionais e cohorts de um único centro. As revisões sistemáticas conduzidas até então indicam que a taxa de sobrevivência observadas em PPFs após 10 anos varia entre 85% e 95%^{31,51}.

Para fortalecer a base de evidência, mais estudos deveriam reportar resultados de longo prazo de reconstruções já inseridas. Uma pequena chave de opções deveria ser testada em ensaios clínicos controlados randomizados comparativos. Tais ensaios deveriam ser mais bem conduzidos em uma configuração multicêntrica com acompanhamento e tamanho da amostra suficientemente longos que permitem estimar as diferenças relevantes. Por exemplo, para detectar um poder de 80% e um nível de significância de 5%, uma diferença clinicamente relevante de uma taxa anual de perda de reabilitações de 1% versus 2%, um estudo de dois braços necessitaria randomizar em um ano aproximadamente 1060 pacientes e segui-los por pelo menos 4 anos, resultando em um tempo total de estudo de, aproximadamente, 5 anos. Com um acompanhamento mais longo de 10 anos seria suficiente randomizar apenas 500 pacientes. Para um cenário comparando a taxa anual de perda de reabilitações de 0,5% versus 2,5%, um acompanhamento de 5 a 10 anos necessitaria randomizar 260 ou 130 pacientes respectivamente. Não existem estudos com alto nível de evidência (RCTs) disponíveis na literatura odontológica comparando PPFs dentossuportadas com implantossuportadas. Além disso, apenas poucos estudos têm relatado a longevidade das reconstruções com

implantes com os mesmos detalhes. Consequentemente, uma série de revisões sistemáticas baseadas em critérios de inclusão e exclusão consistentes têm resumido a informação disponível sobre taxas de sucesso e sobrevivência de complicações técnicas e biológicas de PPFs convencionais, PPFs com cantilever, PPFs suportadas por dentes e implantes e PPFs implantossuportadas⁵².

1.13. Ligas metálicas para protocolo

O sucesso clínico dos implantes osseointegrados é largamente influenciado pelas tensões mecânicas transferidas do implante ao osso adjacente. Forças de maior magnitude podem prejudicar a longevidade dos implantes e próteses. O sucesso a longo prazo dos implantes é determinado por muitos fatores, tais como: a quantidade e qualidade de osso, a qualidade dos materiais, técnicas cirúrgicas e protéticas adequadas, e a escolha da estrutura metálica e componentes protéticos, os quais deveriam permitir a distribuição de forças mastigatórias de forma equilibrada para os pilares.

Por causa do alto custo das ligas áureas e algumas de suas propriedades físicas e mecânicas, uma variedade de ligas alternativas foram sugeridas para confecção de restaurações protéticas. Ligas de cobalto-cromo (Co-Cr) tornaram-se a liga padrão para estruturas metálicas de próteses parciais removíveis desde que elas foram

introduzidas na odontologia nos anos 1930. Comparadas com as ligas de ouro, as ligas de Co-Cr são mais duras e apresentam um peso específico menor (densidade), boa resistência à corrosão, baixo custo, alto módulo de elasticidade e alta temperatura de fusão. Entretanto, elas possuem menor exibição de detalhes, maior dificuldade de acabamento e polimento, maior contração pela fundição, e também requer equipamento de fundição especial. As ligas de Co-Cr têm sido largamente utilizadas na fabricação de estruturas metálicas para próteses implantossuportadas. O padrão de distribuição de tensões entre os pilares depende do tipo de liga usada para a infra-estrutura metálica⁵³. Um material com menor módulo de elasticidade oferece menor resistência flexional; estruturas feitas com ligas básicas rígidas sofrem menor deformação, sendo menos propensas à fadiga e, conseqüentemente, não sobrecarregam os parafusos. A taxa de sobrevivência é significativamente melhor para próteses com comprimentos de cantilever de 15 mm ou menos, comparadas com cantilevers mais longos que 15 mm, porém dependendo da qualidade óssea nas quais os implantes estão ancorados um comprimento de 10 a 20 mm é aceitável⁵⁴.

O comportamento biomecânico das restaurações implantarretidas pode estar comprometido por, dentre outros fatores, erros acumulados no procedimento de fundição. Estruturas fundidas podem sofrer distorções, desajuste marginal, e/ou bolhas,

consequentemente aumentando os efeitos da fadiga mecânica. Interações de tais fatores podem levar a falhas catastróficas tanto sob carga repetitiva, ou após concentração de tensões que excedam a resistência do material. Embora poucos dados científicos tenham sido publicados sobre a performance das ligas de cobalto-cromo para aplicações em próteses implantossuportadas, estruturas em cobalto-cromo são as mais largamente utilizadas na implantologia devido sua alta resistência à fratura, módulo de elasticidade e dureza, ausência de potencial alergênico e componentes carcinogênicos (como o níquel e o berílio) e o baixo custo. Ao contrário, o titânio tem se tornado mais popular em superestruturas de próteses implanto-suportadas devido sua razão força-peso superior, reconhecida biocompatibilidade e resistência à corrosão. Sem contrariar a dificuldade de fundição das ligas de titânio, usualmente se utilizam materiais de revestimento especiais, altas temperatura de fusão e uma atmosfera inerte, pouca pesquisa foi conduzida a respeito da precisão de unidade de fundição recentemente comercializada para titânio em comparação com os aparelhos de centrífuga tradicionais. A respeito da precisão dos sistemas CAD/CAM para confecção de estruturas metálicas, as tecnologias de fundição continuam a ser largamente usadas por razões econômicas⁵⁵.

O titânio tem uso crescente em próteses fixas e removíveis devido a sua excelente biocompatibilidade, alta resistência à corrosão e

propriedades mecânicas favoráveis. Não obstante tais vantagens, entretanto, titânio e ligas de titânio são, inerentemente, difíceis de fundir, pois possuem alto ponto de fusão e mostram forte reatividade ao oxigênio em tais temperaturas. Ligas de β -titânio têm sido sugeridas como uma solução para estes problemas. Elas oferecem certos benefícios tais como: menor temperatura de fusão e alta ductilidade com estruturas cúbicas centradas. Nos anos recentes, os implantes de titânio e as próteses tornaram-se de largo uso na clínica odontológica. Pode ocorrer pigmentação e descoloração ocorrendo com implantes dentários e em bases de dentaduras⁵⁶. Recentemente, em um estudo com ligas de titânio, foi encontrado que liga experimental Ti-20Cr contém 20% em massa de cromo mostrou a menor descoloração e resistência à corrosão superior em soluções salinas contendo flúor⁵⁷.

Próteses sobre implantes múltiplas e unitárias demandam a confecção de estruturas parafusorretidas precisas. Mesmo com acuidade e técnicas laboratoriais e clínicas controladas, estruturas desadaptadas ainda podem ser produzidas. No caso de estruturas macroscopicamente desadaptadas, as estruturas implantossuportadas necessitam ser seccionadas, soldadas, soldadas a laser ou descartadas e refeitas. A importância de uma adaptação precisa entre estruturas metálicas implantossuportadas e implantes têm sido discutida extensivamente. Uma adaptação imprecisa entre infraestruturas implantossuportadas e implantes pode contribuir para perda óssea

marginal ao redor dos implantes, porém adaptação passiva absoluta entre os implantes e a estrutura pode ser muito difícil de alcançar clinicamente.

O titânio é o material de escolha para os implantes, assim como a superestruturas são usualmente fabricadas em diferentes ligas metálicas. Tal polimetalismo pode induzir a uma corrosão galvânica detectável. Relatos foram realizados sobre diversos casos de falhas de restauração dental devido à falta de compreensão das propriedades da corrosão galvânica dos materiais restauradores⁵⁸. A intensidade da corrosão galvânica é ditada por um número de fatores de influência. Dentre estes, a relação entre a superfície exposta aos eletrólitos é considerada como o mais importante fator de corrosão galvânica. Visto que, restaurações dentais sempre estiveram expostas na cavidade oral, o comportamento da corrosão galvânica é também influenciado por seu ambiente eletrolítico. Foi sugerido que a atividade microbiológica influencia a corrosão em uma variedade de ambientes, incluindo a cavidade oral⁵⁹.

1.14. Fundição e CAD/CAM

Os avanços nas duas últimas décadas da tecnologia CAD (computer aided designing) CAM (computer aided manufacturing) resultaram no desenvolvimento de um número considerável de sistemas CAD/CAM para fabricação de restaurações protéticas. É sabido que as

restaurações CAD/CAM não apenas simplificaram a produção de restaurações, mas também melhoraram a qualidade dos modelos de trabalho. Além disso, foi apenas por meio desta tecnologia que as restaurações de titânio e zircônia fresadas tornaram-se possíveis. Nos dias de hoje, restaurações fabricadas por CAD/CAM são, rotineiramente, usadas na odontologia. Porém, ainda não existem evidências científicas de longo prazo que suportem o uso de restaurações sobre implantes fabricadas com CAD/CAM, principalmente quando comparadas com restaurações confeccionadas convencionalmente, para as quais já existem dados de taxa de sobrevivência e complicações de longo prazo⁶⁰.

1.15. Desenho da secção transversal da barra

Cargas sobre implantes dentais osseointegrados parecem depender de diversos fatores que incluem: (a) número, disposição e angulação dos implantes; (b) natureza da prótese (total, parcial ou unitária); (c) a resistência mecânica do implante no osso; e (d) magnitude, direção, localização e modo de ação das forças funcionais e parafuncionais sobre o implante restaurado. As propriedades dos diferentes materiais das superestruturas protéticas podem afetar, significativamente, tensões em osso simulado ao redor de implantes. Uma superestrutura composta de um material com um baixo módulo de elasticidade, como o ouro, aparentemente oferece menor resistência

às forças laterais durante a função do que as ligas rígidas não-preciosas, consequentemente, aumentando a tensão local ao osso. Além disso, diferenças nas propriedades do material, a forma da infraestrutura também pode ter efeito sobre as tensões nos implantes, assumindo que a superestrutura age com uma viga e que está deformada, principalmente, durante condições severas de mastigação. A hipotética influência da forma da secção transversal e as propriedades dos materiais de uma barra sobre implantes é melhor demonstrada por uma equação derivada da fórmula flexural da viga: $K = -M / E \cdot I$ ⁶¹.

Esta equação mostra que a curvatura (k) do eixo longitudinal de uma viga é proporcional ao momento de força (M) e inversamente proporcional à quantidade ($E \cdot I$), que representa a rigidez flexural da barra. Por essa razão, uma mudança tanto no módulo de elasticidade e/ou na forma da secção transversal de uma barra pode afetar a quantidade de deflecção da infraestrutura e, consequentemente, as tensões nos implantes. Embora um estudo prévio detalhado já tenha demonstrado a vantagem mecânica do uso da superestrutura em viga I , considerações teóricas foram limitadas a seções de cantilevers retos de uma infraestrutura mandibular e hipóteses de carga simplificadas⁶².

As forças oclusais estão concentradas nas seções terminais do cantilever nas próteses fixas implantossuportadas. O maior montante do total de forças são registrados na seção posterior do cantilever⁶³. Foi demonstrado que o segmento posterior preferido para mastigação

recebe aproximadamente 40% da carga total, enquanto o cantilever contralateral recebe 30%. Alterando ou eliminando contatos posteriores, a média das forças de mastigação giram em torno de 25 libras e a força de mastigação máxima em 36 libras na estrutura em cantilever⁶⁴.

Na evolução da fabricação das próteses, os clínicos relataram fratura da prótese primariamente ao pilar distal e na junção do cantilever. A fadiga é o fator primário de durabilidade clínica. A fadiga da liga metálica consiste: 1) na deformação e desenvolvimento de linhas e bandas de enfraquecimento do material enquanto a estrutura pode resistir às tensões recebidas; 2) a continuidade das tensões até ocorrer o crack inicial; e 3) propagação do crack até a fratura total da estrutura. As propriedades mecânicas do material e um desenho que minimize a deflexão pode ser o mais crítico⁶².

Nenhuma relação direta entre as propriedades mecânicas está disponível para prever com precisão o limite de fratura de um material. Entretanto, parece existir uma relação entre o limite de fadiga e a resistência à tração máxima das ligas metálicas (o limite de fadiga se aproxima de 50% deste valor para várias ligas metálicas). Esta relação pode ser válida, considerando o aumento aparente na resistência à fadiga do material como resultado de tensões repetitivas. O módulo de elasticidade de um material está relacionado com o limite de fadiga da estrutura. Reflete as forças interatômicas e intermoleculares do material. Outras propriedades físicas, não estão

relacionadas ao tratamento mecânico ou de calor. Fraturas no segmento em cantilever tendem a aumentar quando a superestrutura é fundida em liga metálica com resistência à tração e módulo de elasticidade aumentados.

Os desenhos longitudinais e da secção transversal de uma estrutura de cantilever estão diretamente relacionados à resistência à deflexão. O momento de força criado por um cantilever é igual à força aplicada multiplicada pelo comprimento do braço de alavanca. O comprimento do cantilever é significativo para flexão, por isso, deve ser bem justificado clinicamente. As infraestruturas apresentam boa rigidez e durabilidade melhorada pelo aumento de metal na junção do cantilever com o pilar mais distal. Entretanto, os benefícios em limitar-se as dimensões da prótese incluem interferência reduzida com as estruturas orais e acesso adequado para higiene. A extensão vertical da estrutura é determinada pela extensão mais oclusal dos dentes remanescentes. A largura vestibulo-lingual da barra é influenciada pelo posicionamento e largura do dente e relação espacial entre a língua e as bochechas. A estrutura deveria permitir pelo menos 2 mm de espaço para o tecido para higiene. A secção transversal em viga I pode minimizar a concentração de tensões na porção terminal dos implantes de uma prótese protocolo⁶⁵.

1.16. Implantes inclinados

O tratamento com implantes dentais para o tratamento do edentulismo total e parcial está bem documentado. Entretanto, na maxila posterior, o uso de implantes é, geralmente, limitado pela reabsorção óssea, pobre qualidade óssea e a presença dos seios maxilares. A impossibilidade de colocação de implantes nas regiões posteriores podem resultar no uso de próteses com longos cantilevers, aumentando o risco de falha do implante. Procedimentos diferentes foram propostos para o tratamento da maxila atrófica. O menos invasivo é o uso de implantes curtos; entretanto, quando a altura óssea é insuficiente mesmo para implantes curtos, alternativas reconstrutivas como enxerto ósseo autógeno e elevação do seio maxilar podem estar indicadas. Outras técnicas podem ser também utilizadas, tais como implantes colocados na região pterigomaxilar e implantes zigomáticos. Entretanto, cada uma das técnicas apresenta desvantagens, a exemplo de: morbidade nos sítios doadores, desconforto pós-operatório, previsibilidade questionável e complexidade cirúrgica.

O uso de implantes inclinados paralelos à parede anterior do seio maxilar foi proposta como uma alternativa conservadora para o tratamento da maxila edêntula. Implantes inclinados podem ser usados para evitar o seio maxilar, enquanto, também, permitem a redução do cantilever. Para simplificar o tratamento de maxilas atróficas usando implantes distais inclinados, uma técnica chamada "All-on-Four", a qual permite a reabilitação da maxila usando 4 implantes foi desenvolvida⁶⁶.

O uso de apenas 4 implantes para uma reabilitação completa fixa da maxila está suportada por poucos estudos clínicos, a maioria com curtos períodos de avaliação^{67,68}, alguns autores sugerem o uso de um número maior de implantes para o tratamento reabilitador da maxila edêntula^{69,70}. Por essa razão, estudos biomecânicos são necessários para definir o comportamento de somente 4 implantes com os dois posteriores inclinados, suportando uma reconstrução maxilar completa. A AEF tridimensional é uma técnica de simulação numérica usada em análise de engenharia. Dentro desta técnica, é possível verificar os níveis de tensões, trações e deslocamento nas estruturas quando sujeitas às cargas internas ou externas⁷¹.

Uma comparação das tensões produzidas por angulações de 0, 15 e 20 graus nos pilares foram feitas usando fotoelasticidade e extensometria. Tensões compressivas duplicavam próximas ao lado do implante, oposta à carga aplicada, quando as angulações variavam de 0 a 20 graus. Embora ocorresse um aumento estatisticamente significativo na tensão quando a angulação do pilar aumentava, todas as 3 angulações produziram tensões que pareciam estar dentro da zona fisiológica para osso nos locais de fixação dos extensômetros. Embora os resultados da fotoelasticidade ilustrem a localização geral e a concentração de tensão, mais dados quantitativos poderiam ser obtidos pelos gauges em diversos lugares⁷².

A reabilitação da mandíbula severamente atrofica usando próteses implanto-suportadas é, frequentemente, um desafio por causa da pobre qualidade e quantidade de rebordo residual, especialmente em pacientes com edentulismo há muito tempo. A maioria dos pacientes que utilizam dentaduras reclamam da perda progressiva de estabilidade durante a fonética e mastigação, e requer uma reabilitação fixa. Além disso, perda óssea progressiva na mandíbula pode levar a uma superficialização do nervo alveolar, o que pode causar dor aos usuários de dentadura durante a função. Em último caso, a colocação de implantes mesmo curtos, na região posterior da mandíbula pode estar contra-indicada por causa do risco de violação do nervo. Procedimentos de aumento ósseo poderiam representar uma solução para facilitar a colocação do implante na mandíbula posterior, mas estes tipos de intervenção são pobremente aceito pelos pacientes. O uso combinado de implantes colocados axialmente e inclinados representa uma alternativa possível para o tratamento da mandíbula edêntula. A inclinação do implante pode ser cuidadosamente planejada pelo cirurgião para evitar dano às estruturas anatômicas importantes. Ao mesmo tempo, com implantes com comprimento adequado e inserção axial, a estabilidade primária pode ser alcançada permitindo a reabilitação imediata. Uma prótese fixa imediata suportada por um baixo número de implantes associada à carga imediata e possivelmente sem experimentar o edentulismo representa uma opção de tratamento satisfatório para os pacientes.

Falhas podem resultar da perda da osseointegração ou falha do pilar após a restauração e pode também estar relacionada à carga desfavorável ou alta concentração de tensões. A qualidade óssea é, também, um fator importante, com mais falhas encontradas em osso de menor densidade. Clinicamente, tais fatores são difíceis de investigar por não existir informações suficientes e variedade das amostras. Idealmente, o implante deve ser circundado por um camada óssea de pelo menos 1 mm para ótima osseointegração⁷³. Implantes colocados na mandíbula anterior de humanos têm um alto índice de sucesso. Aproximadamente 90% dos implantes permaneciam em função por longos períodos de tempo. Menores taxas de sobrevivência foram observadas para implantes na maxila anterior. Quando dentes são perdidos na maxila anterior, o padrão de perda óssea não pode ser previsto precisamente. Esta mudança na morfologia óssea frequentemente dita o posicionamento do implante com seu longo eixo em diferentes ou exageradas angulações para satisfazer os requisitos de espaço e estética. Não obstante a filosofia oclusal, as superfícies palatinas dos dentes da maxila anterior provêm uma rampa vertical para os dentes ântero-inferiores guiarem a mandíbula por meio de seus movimentos excursivos: protrusão e lateralidade. Consequentemente, a maior parte das cargas oclusais aplicadas na maxila anterior são anguladas em relação ao longo eixo dos implantes⁷⁴.

Estudos sobre a biomecânica de diferentes desenhos de próteses implantossuportadas podem ajudar a maximizar os resultados clínicos

do tratamento de implante. Cinco a seis implantes e cantilever distal foram tradicionalmente indicados para reabilitar a mandíbula e maxila edêntulas por meio de próteses fixas implanto-suportadas. Relatos clínicos têm mostrado sucesso a curto e médio prazo utilizando menos implantes combinados ou não com a inclinação do mais distal⁷⁵. Entretanto, ainda é controverso o número de implantes que seriam necessários para suportar uma prótese implantossuportada com maior previsibilidade. A técnica do implante inclinado foi introduzida para casos selecionados de múltiplos implantes na maxila e mandíbula edêntulas. Na mandíbula, o procedimento pode ser usado quando o forame mentual está em uma posição baixa em relação ao rebordo alveolar para reduzir a extensão do cantilever e aumentar a área poligonal de suporte da prótese. Na maxila com atrofia óssea e presença do seio maxilar aumentado, implantes inclinados podem ser posicionados em áreas de alta densidade óssea, com emergência na região de primeiro molar. Sem o uso de implantes inclinados, estas regiões receberiam implantes mais curtos e necessitariam de cirurgia para aumento de seio maxilar ou enxerto ósseo, aumentando a complexidade do tratamento, tempo e custos.

Os níveis de tensões experimentais para implantes inclinados e osso adjacente e a deformação dos componentes protéticos ainda não estão totalmente entendido. Forças axiais e não-axiais geradas durante a função oral podem resultar dos efeitos somatórios, sinérgicos e antagônicos da inclinação, número e distribuição dos

implantes no arco. Estudos de extensometria⁷⁶, matemático⁷⁷ e fotoelástico⁷⁸, têm sido usados para explicar o comportamento biomecânico de próteses implanto-suportadas simulando a variação do número e inclinação dos implantes. Os princípios biomecânicos são os fatores mais importantes no sucesso de próteses implanto-suportadas. Tratamento com implantes envolve tanto componentes biológicos como mecânicos. Neste sistema biomecânico, a sobrecarga pode envolver tanto perda óssea marginal e falha do componente por forças de mordida. Por causa da posição anatômica do seio maxilar, a colocação dos implantes no número e localização desejados não pode ser alcançado rotineiramente. Por esta razão os implantes são posicionados em uma posição de inclinação⁷⁹. A necessidade de pilares angulados na implantologia tornou-se aceitável, com a necessidade de restaurações estéticas e funcionais. A anatomia dos maxilares e a morfologia dos rebordos residuais determinam a orientação e angulação que os implantes devem ser posicionados. Similarmente, a posição e morfologia dos dentes são determinadas por considerações estéticas e funcionais.

O seio maxilar tende a aumentar com o tempo, o volume ósseo residual insuficiente torna a colocação do implante posterior ao primeiro molar difícil. Os primeiro e segundo molares são os dentes mais comumente ausentes, perdidos devido à doença periodontal ou cárie. Embora não indispensáveis, os molares são importantes por razões

mastigatórias e podem ser reabilitados com sucesso por meio de próteses fixas suportadas por implantes osseointegrados. Muitas opções terapêuticas para a reabilitação da maxila posterior foi sugerida. Cantilevers distais são uma estratégia conhecida para o posicionamento de dentes na ausência de suporte fixo. Entretanto, taxas de sobrevivência para próteses implanto-suportadas com longas extensões distais são, geralmente, menores que próteses com cantilevers mais curtos; as complicações incluem: afrouxamento de parafuso, fratura mecânica do implante ou componente da prótese e perda óssea ao redor do implante distal.

A colocação de implantes curtos é um tratamento alternativo, mas desaconselhado em osso de qualidade pobre. Compactação óssea pelo uso de osteótomos é outra abordagem de tratamento, mas apresenta limitações na quantidade possível de volume ósseo a ser ganho. Levantamento de seio é, ainda, outro procedimento que está bem documentado na literatura, mas a aceitação do paciente é relativamente baixa devido ao risco de morbidade, dilema da escolha do enxerto e custos. Além disso, o enxerto pode resultar em complicações, tais como: infecção e consequente perda óssea. A colocação de implantes na tuberosidade e área do processo pterigóideo tem sido usada para evitar o seio maxilar. Entretanto, esta modalidade de tratamento está associada com o risco de dano vascular devido à presença da artéria maxilar descendente e suas

ramificações próximas à região da fossa pterigopalatina. Implantes zigomáticos parecem ter um valor adicional ao repertório terapêutico para a abordagem de maxilas atrofiadas, entretanto, pelo fato deste tipo de implante ser ancorado no osso denso do zigomático facial, experiência considerável é requerida para sua instalação.

Ultimamente, tem sido documentado a eficácia clínica de implantes distais inclinados, colocando-os paralelos à parede anterior do seio maxilar e posicionando a plataforma do implante em posição mais posterior⁸⁰. Implantes inclinados podem ser ancorados na pirâmide óssea anterior do seio maxilar, onde não existem estruturas anatômicas vitais, tais como artérias ou nervos. Implantes múltiplos unidos seguindo esta abordagem tornam possível estender o suporte da prótese para posterior, reduzindo os braços de cantilever. Provavelmente, a inclinação de implantes não tem nenhum efeito adjuvante sobre a reabsorção óssea. As vantagens do conceito de função imediata/precoce são bem conhecidos. A possibilidade de instalação imediata da prótese fixa é a vantagem mais óbvia, mas o protocolo é também mais demorado tanto para paciente como para dentista. O conceito de função imediata/precoce pode ser considerado uma verdadeira opção terapêutica moderna⁸¹.

O tradicional protocolo de Branemark sugeriu um período de cicatrização de 3 a 6 meses subsequente a colocação do implante para obter uma firme osseointegração. Entretanto, o progresso recente

na implantodontia tem demonstrado que carga imediata em implantes após a instalação é possível sem o sacrifício do sucesso dos implantes (80;4-7). A estabilidade primária dos implantes tem sido descrita como uma das mais importantes variáveis que afetam o sucesso dos implantes carregados imediatamente. É possível afirmar que não é a carga em si que ameaça a osseointegração, mas micromovimentação excessiva na interface implante-osso. O limite para o nível de micromovimentação deletéria tem sido asseverado dentro da faixa de 50 a 150 μm ⁸². Além do nível de micromovimentação, encapsulação fibrosa pode ocorrer ao redor dos implantes inseridos. Na maxila anterior, a reabsorção óssea é uma conseqüência freqüente da extração dentária. Pilares angulados são, frequentemente, necessários para compensar tais situações. Para situações de carga tardia, um pilar angulado pode ser empregado com sucesso para confeccionar uma prótese implanto-retida. Para situações de carga imediata, nas quais a osseointegração entre a interface do osso e do implante não tenha acontecido, a influência dos pilares angulados sob tais situações parece ser desconhecida, especialmente com respeito à estabilidade primária de um implante envolvido. Clinicamente é virtualmente impossível introduzir algum dispositivo dentro da interface implante-osso para tentar investigar o nível de micromovimentação entre o osso e o implante sobre força mastigatória. Diversos parâmetros têm sido usados no passado em estudos clínicos e experimentais para representar a estabilidade primária. Tais parâmetros incluem torque de inserção, torque de remoção; torque de corte; força

de remoção, dados do perioteste e quociente de estabilidade do implante, como derivado da análise da frequência de ressonância; entretanto, pode parecer que a maioria destes parâmetros tem baixa sensibilidade ou que a correlação entre tais parâmetros é de alguma forma questionável. Sob tais circunstâncias, AEF é uma técnica eficiente para avaliação, não apenas do nível de micromovimentação, mas também dos padrões de distribuição de tensões.

Considerações biomecânicas podem desempenhar um papel central quanto ao planejamento de PPFs suportadas por implantes osseointegrados. Cargas funcionais aplicadas sobre a prótese são transferidas através do implante ao osso adjacente. Entretanto, quando excedidos os limites fisiológicos do osso, que são diferentes para tração e compressão, a reabsorção pode ocorrer. Eventualmente, o implante deve ser removido devido à perda da osseointegração. A importância de modelos biomecânicos experimentais é adicionar informações relacionadas a situações clínicas. Modelos fotoelásticos e elementos finitos têm sido usados para determinar a resposta óssea à carga externa sobre implantes. Modelos fotoelásticos simulam implantes fixados no osso e tensões máximas de cisalhamento (isocromáticas) dentro do modelo sob carga, o "osso", são observadas. Usualmente o modelo é bidimensional e a geometria dos maxilares não é considerada. Quando modelos fotoelásticos, incluindo implantes cilíndricos são analisados, franjas caracterizando áreas de

concentração de tensões são observadas na zona coronal e, mais ainda, no ápice do implante. Com esta técnica, as tensões normais dentro do material simulando o osso não podem ser detectadas. Por essa razão, outras abordagens deveriam ser incorporadas. Além disso, em tal abordagem experimental, deve-se lembrar que material isotrópico fotoelástico está simulando material ortotrópico, o osso. Com os modelos de elementos finitos, a geometria do sistema e as propriedades mecânicas dos tecidos biológicos podem ser definidas. A análise provê tipos de tensões. Quando modelos de elementos finitos de implantes cilíndricos foram estudados, tensões de tração e compressão foram desenvolvidas em diferentes localizações ao redor do implante. Entretanto, estes modelos numéricos não estão sujeitos a problemas mecânicos reais na conexão entre implante e osso. A carga, também ideal, difere da real na ocorrência *in vivo*. Por conseguinte, a influência sobre a distribuição de tensões no osso circunjacente está diminuída. Pelo fato de cada técnica de modelos mostrar limitações, técnicas experimentais complementares são usualmente requeridas para verificação.

Uma abordagem experimental diferente, por meio de transdutores miniaturizados de strain gauge podem ser usados para registrar tensões sobre pilares ou dentaduras. Um método que usa strain gauges ligados a implantes cilíndricos pode prover informação adicional experimental *in vitro* comparado com técnicas fotoelásticas,

tais como tipos de tensão e quantificação⁸³. Embora os dados utilizando strain gauges sejam obtidos de locais discretos sobre a estrutura, quando comparados com dados alcançados pelo uso de métodos numéricos, tais abordagens experimentais superam os modelos numéricos estéreis e poderiam ser consideradas como um auxílio para verificar e aceitar seus resultados. Pilares angulados são usados para corrigir a colocação do implante em posição não ideal devido à estrutura óssea. A presença do seio maxilar ou forame mental e nervo alveolar inferior usualmente impede a inserção de implantes longos (> 10 mm) nas áreas distais de maxilas e mandíbulas reabsorvidas. Implantes curtos (< 10 mm) também podem inibir altos níveis de estabilidade inicial primária, considerada um dos mais importantes fatores para o sucesso da osseointegração dos implantes no protocolo de carga imediata. Implantes longos e inclinados (> 13 mm) têm sido advogados por alguns pesquisadores para obter altos níveis de estabilidade primária. Adicionalmente, implantes inclinados podem otimizar o distanciamento ântero-posterior dos implantes provendo suporte molar satisfatório para uma prótese total fixa de 12 elementos mastigatórios. Este desenho da prótese total fixa também elimina o uso de extensões cantilever, geralmente vistas com implantes verticais para obter o mesmo número de elementos mastigatórios⁸⁴.

1.17. Efeitos do cantilever

Existem diferentes opiniões na literatura a respeito da influência dos cantilevers na longevidade de um complexo restaurador. Foi estabelecido que cantilevers em PPFs implantossuportadas colocam em risco a prótese por causa da ação de alavanca e a deflexão sob carga⁸⁵. O principal objetivo de uma prótese implanto-retida é assegurar que os requisitos estéticos e fonéticos do paciente sejam alcançados com o mínimo desconforto e poucas complicações. Desenhos protéticos têm ditado a colocação do implante, então é lógico desenvolver desenhos que minimizem os problemas de alinhamento. Restrições estéticas, pobre qualidade óssea em uma área específica, e a necessidade de enxertos ósseos extensos são considerações críticas. Em geral, é uma sábia decisão utilizar 2 ou mais pilares quando se planeja a prótese com cantilever. Esta regra geral pode ser afetada pela falta de forças sobre a prótese e o tamanho do pântico em cantilever. O alinhamento dos implantes que sejam suficientemente paralelos para assentamento passivo da prótese é um desafio. Os problemas de alinhamento foram largamente controlados com a melhora da comunicação entre cirurgião e protesista, técnicas de enxerto previsíveis, guias cirúrgicos bem planejados e componentes protéticos mais duráveis. Existem condições nas quais o alinhamento do implante é um trabalho árduo. Por exemplo, alinhar um implante colocado na posição central da maxila com um colocado na área do

canino é difícil por causa da angulação do osso. Os eixos axiais dos implantes, frequentemente, destoam um do outro, mas com o desenho inovador das próteses em cantilever, os implantes não precisam, necessariamente, estar paralelos. Enxertos ósseos extensos, particularmente na área de seio podem complicar o plano de tratamento como um todo e ainda diminuem o sucesso a longo prazo.

O incisivo lateral superior e incisivos inferiores são áreas difíceis para colocação de implantes por causa das dimensões restritas. Implantes com diâmetros estreitos são adequados para próteses sobre implante individuais, mas são questionáveis com pilares de próteses múltiplas. Implantes, usualmente, não são possíveis na posição do incisivo lateral superior ou posições de incisivos inferiores. Em geral, restaurações esplintadas são restritas a 3 ou 4 unidades. Colocação de implantes de largo diâmetro nas posições do central com cantilevers nos laterais são preferíveis, quando ocorre ausências múltiplas de dentes ântero-superiores. Do mesmo modo, o incisivo mandibular pode estar em cantilever de um implante de largo diâmetro na posição de canino⁸⁶.

A qualidade e quantidade óssea em um sítio de implante desejado pode, frequentemente, ser determinado por radiografias de alta qualidade ou tomografias. Algumas vezes, um sítio deficiente pode ser evitado pelo redesenho de uma prótese para incluir um pântico em cantilever para o evitando o enxerto.

Nos primeiros anos do uso dos implantes, a falha na osseointegração era alta para os padrões presentes (10%)⁸⁷. Embora a falha inicial antes de receber carga seja rara atualmente (menor que 1%)⁸⁸, ela, ocasionalmente, ocorre. Quando um implante é perdido durante a cicatrização inicial, uma decisão é necessária para repor o implante. A espera para reabilitação protética por vários meses causa maior desconforto e aumenta os custos para os pacientes, e não existe garantia de que os resultados de um novo procedimento não sejam os mesmos da primeira cirurgia. A decisão de reinserção de um implante perdido pode ser evitada se o planejamento do desenho da prótese for modificado para incluir um pântico em cantilever na área do implante que falhou. A decisão de incluir uma prótese em cantilever depende do número de implantes disponíveis para prótese e suporte ósseo ao redor dos implantes.

O número de pacientes solicitando reconstruções implantossuportadas aumentou consideravelmente nos últimos anos. Esta terapia está, frequentemente, limitada pelo custo financeiro, e também por situações clínicas como deficiências ósseas e/ou a presença de estruturas anatômicas (seio maxilar e forame mental) em áreas onde os implantes seriam idealmente posicionados. Para tratar tais pacientes, um número de procedimentos cirúrgicos, tais como: regeneração óssea guiada e elevação do seio maxilar foram desenvolvidas. O aumento do custo e a morbidade de tratamentos

complexos usando abordagens de cirurgias avançadas podem limitar a escolha por tais tratamentos na prática diária.

Uma alternativa seria o uso de próteses fixas com extensões em cantilever que permite uma reabilitação mais extensa em áreas edêntulas⁸⁹. O tamanho do cantilever da superestrutura de uma prótese implantossuportada têm sido considerado um fator importante na transferência de força que resulta de uma carga oclusal por meio do implante para o osso de suporte. Questão igualmente importante é se a localização da carga oclusal sobre uma prótese implantossuportada é uma consideração importante do padrão de distribuição de tensões no osso adjacente ao implante. A incorporação de extensões cantilever em próteses parciais fixas implantossuportadas podem resultar em condições de carga desfavoráveis e a ocorrência de concentração de tensões excessivas no sítio do implante. Isto pode causar dano ao implante como também aos tecidos de suporte adjacentes e, conseqüentemente, comprometer o prognóstico a longo prazo da reabilitação. Maiores concentrações são desenvolvidas nos implantes que suportam cantilever que implantes sem esse elemento⁹⁰.

No tratamento de múltiplas ausências dentárias em pacientes parcialmente desdentados, reconstruções dos sítios de implante são normalmente designadas, de tal forma que os pilares estejam localizados em ambas as terminações de uma PPF. Uma possível opção para este conceito é a incorporação de cantilever de PPF sobre

implantes^{91,92}. Nos primórdios dos implantes osseointegrados, pacientes com mandíbulas edêntulas eram tratados, frequentemente, com reconstruções fixas com implantes posicionados entre os forames mentuais aplicando carga bilateral distal sobre os cantilevers. Esta modalidade de tratamento demonstrou altas taxas de sucesso a longo prazo. Nos pacientes parcialmente dentados e em casos de condições locais desfavoráveis, com o rebordo residual exibindo defeitos ósseos verticais e horizontais ou estruturas anatômicas limitantes, especialmente seios maxilares expandidos – duas opções para tratamento podem ser consideradas: regeneração óssea guiada ou reabilitação do sítio edêntulo com próteses fixas com extensão cantilever. Por conseguinte, procedimentos de aumento ósseo apresentam risco maior para as complicações devido ao enxerto, técnicas cirúrgicas difíceis e tempo de cicatrização prolongado. Por outro lado, próteses com cantilever permitem uma reabilitação um pouco mais simples. Próteses implantossuportadas com cantilever oferecem uma restauração fixa para pacientes que recusam procedimentos cirúrgicos extensivos e que têm condição financeira limitada. PPFs com cantilever utilizando dentes pilares naturais tem pobre diagnóstico reportado, variando de 36% (20;2-3) de falha até 40% (20; 4) em 5 a 7 anos⁹³. A estabilização em arco total pode melhorar o prognóstico de longo prazo reduzindo a taxa de insucesso a menos de 10% por um período de 5 a 8 anos, porém dificuldades protéticas e pré-requisitos de manutenção periodontais rígidas tornam a PPF com cantilever usando dentes naturais como

pilares de risco, tecnicamente difícil e imprevisível para periodontistas e clínicos⁹⁴. Próteses implanto-retidas utilizam cantilever por meio do sistema barra-clipe ou por meio de retenção por parafuso em dentaduras fixas. Próteses com cantilever retidas por implantes provaram ser mais confiáveis que PPFs usando dentes naturais como pilares particularmente quando utilizados na mandíbula⁹⁵. Tais próteses implanto-retidas utilizam o desenho de arco completo, aumentando a estabilização com esplintagem dos implantes com retenção da prótese por parafusos.

Complicações de próteses fixas e removíveis implanto-retidas apresentam falhas primariamente na superfície usinada, no hexágono externo e no diâmetro de 3,75 mm dos implantes. Tais falhas estão concentradas, principalmente, em desapertamento ou fratura do parafuso do pilar, fratura do implante, fratura da prótese e perda óssea crestal. Parece não haver consenso se a perda óssea na crista ocorre antes da fratura do implante ou se a fratura do implante causa perda óssea. Uma maior incidência de fratura de implante ocorre em próteses parciais fixas suportadas apenas por apenas 2 implantes⁹⁶. Como resultado destes relatos desanimadores, poucos dentistas restauradores têm sido encorajados a recomendar PPF com cantilever para seus pacientes, particularmente na maxila. Objeções percebidas para PPF com cantilever implanto-retida podem ser infundadas com o advento das melhoras tecnológicas para componentes do implante e desenho:

- (1) Superfícies tratadas para implantes dentais aumentam a aposição

óssea, força e retenção; e (2) implantes de largo diâmetro (4,1 ou maiores) têm eliminado a fratura de implante. Enquanto implantes com superfície usinada e plataforma larga têm demonstrado uma maior taxa de insucesso⁹⁷, isto não parece ser experimentado com implantes de superfície tratada⁹⁸; (3) a eliminação de componentes longos e microgaps⁹⁹ podem reduzir a movimentação prótese/pilar e melhorar relação coroa-implante; (4) componentes cimentados eliminam a fratura ou desaperto de parafusos oclusais e eliminam a controvérsia a respeito de carga estática ou passividade.

Em um estudo, Williams et al¹⁰⁰. usaram método de elementos finitos para analisar a falha de próteses fixas suportadas por implantes osseointegrados. A falha foi devida ao desenvolvimento de altas tensões de cisalhamento na estrutura metálica adjacente ao implante mais distal. Quando tensões de cisalhamento excedem um valor crítico (descrito como critério de falha de Von Mises) devido às cargas mastigatórias, então, ocorrem deformação permanente do metal e falha na porcelana de recobrimento ou no material acrílico usado. O desenho de extensões cantilever simples é possível por meio de procedimentos matemáticos quando a forma de tais estruturas são, geralmente, uniformes e o material é homogêneo. Entretanto, em uma situação dental, a estrutura metálica pode ter formas com seções transversais complexas e construídas com uma variedade de materiais diferentes com uma gama de propriedades do material, tais como: metais dúcteis com superfícies restauradoras plásticas. Modernos

métodos de desenho para problemas de engenharia complexos podem ser estudados pelo método dos elementos finitos. Nos anos recentes, o AEF tem sido usado largamente na área de biomecânica, incluindo a otimização do desenho de próteses fixas, a forma ótima do implante e as tensões desenvolvidas no osso ao redor dos implantes¹⁰¹.

Adell et al¹⁰². sugeriram que o comprimento do cantilever deveria estar limitado a dois dentes distais ao implante terminal na mandíbula e apenas um na maxila. Takayama¹⁰³ calculou as tensões em uma prótese total mandibular conectada a uma fixação rígida por implantes. Ele encontrou que a máxima extensão do cantilever é altamente dependente do comprimento ântero-posterior e recomendou que a extensão máxima do cantilever para uma configuração que utiliza de 4 a 6 implantes não deveria ser maior que o dobro do comprimento ântero-posterior. O estudo mostrou que a extensão máxima do cantilever deveria ser reduzida pela metade quando o comprimento do implante fixado for reduzida em um terço. Embora muitas recomendações tenham sido feitas observando o comprimento do cantilever, o comprimento ideal é aquele que permite distribuição uniforme de forças funcionais ao osso sem sobrecarregar a interface osso/implante.

Próteses implantossuportadas com cantilever, também conhecidas como próteses híbridas, têm sido largamente descritas na literatura. O termo híbrido descreve uma combinação de desenhos protéticos definidos como uma rígida ancoragem de uma dentadura

removível usando implantes esplintados e diferentes materiais, tais como próteses implanto-suportadas metalo-cerâmicas ou metal-resina. Estabilidade aumentada, retenção e custo-benefício da colocação de poucos implantes representam as principais vantagens das próteses com cantilever. Embora as próteses híbridas tenham sido usadas no tratamento do edentulismo por mais de duas décadas, muitas considerações ainda existem a respeito do número de complicações associadas a este tipo de reabilitação¹⁰⁴.

Proposição

2. Proposição

O objetivo do presente estudo foi comparar as tensões induzidas na interface osso-implante em diferentes planejamentos de próteses fixas totais implantossuportadas – protocolo de Branemark, após a aplicação de carga estática sobre as estruturas. As tensões foram analisadas e comparadas de forma qualitativa e quantitativa com auxílio do método de fotoelasticidade.

Os objetivos específicos foram avaliar as tensões desenvolvidas nos implantes centrais e distais nas infra-estruturas metálicas, após a aplicação de carga estática na região central e distal de cada tipo de barra protética. Os planejamentos estudados incluíram:

- i) barras com 4 e 5 implantes;
- ii) barras fundidas em Co-Cr e Tícp grau I
- iii) barras com e sem cantilever;
- iv) barras com todos os implantes retos; e com centrais e mediais retos e distais inclinados;
- v) barras fundidas em viga convencional e viga I.

Material e Métodos

3. Material e métodos

Os grupos (n=1) foram divididos da seguinte forma (ver legenda ao final da listagem):

4ITISCREVC	4ICOSCREVC	5ITISCREVC	5ICOSCREVC
4ITISCREVI	4ICOSCREVI	5ITISCREVI	5ICOSCREVI
4ITISCINVC	4ICOSCINVC	5ITISCINVC	5ICOSCINVC
4ITISCINVI	4ICOSCINVI	5ITISCINVI	5ICOSCINVI
4ITICCREVC	4ICOCCREVC	5ITICCREVC	5ICOCCREVC
4ITICCREVI	4ICOCCREVI	5ITICCREVI	5ICOCCREVI
4ITICCINVC	4ICOCCINVC	5ITICCINVC	5ICOCCINVC
4ITICCINVI	4ICOCCINVI	5ITICCINVI	5ICOCCINVI

Legenda: 4I – 4 implantes;

5I – 5 implantes;

TI – fundida em titânio cp;

CO – fundida em Co-Cr;

CC – com cantilever;

SC – sem cantilever;

RE – implantes retos;

IN – implantes mediais retos e distais inclinados;

VC – viga convencional;

VI – viga I.

3.1. Obtenção do molde de silicone e padrões em resina acrílica

Padrões em resina acrílica duralay (Reliance Dental MFG Co., Worth, USA) foram confeccionados a partir de matrizes de alumínio usinadas em oficina de precisão (Figura 1). Para a confecção dos padrões, as matrizes eram posicionadas sobre uma placa de vidro isolada com vaselina previamente individualizada com barreiras laterais de cera tipo utilidade, servindo como moldeira (Figura 2). O silicone para duplicação (Silicone Master, Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil) era manipulado seguindo as recomendações do fabricante utilizando 220 ml de base para 10 ml de catalisador durante 50 segundos e então vertido sobre a placa de vidro com a matriz já posicionada (Figura 3).

Figura 1. Matrizes metálicas em alumínio

Figura 2. (a) Placa de vidro com cera utilidade nas laterais, (b) matriz posicionada

Figura 3. (a) Silicone master manipulado; (b) silicone vertido sobre a matriz na placa de vidro

Após 24 horas, o molde de silicone master com o processo de presa já finalizado, era, então, deslocado da placa de vidro. A matriz retirada do interior do molde. O espaço negativo criado era, em seguida, preenchido com resina acrílica de polimerização rápida duralay manipulada de acordo com as instruções do fabricante. Após 30 minutos, o padrão de duralay conseguido pelo processo de polimerização da resina acrílica era removido do molde (Figura 4) e recebia acabamento com fresas de tungstênio tipo max-cut para peça reta.

Figura 4. (a) Resina acrílica duralay polimerizada; (b) após 30 minutos removida do molde de silicone

O processo de confecção do padrão foi realizado duas vezes para cada tipo de barra, pois uma seria fundida em liga de Co-Cr e a outra em Ti cp grau I. Ao final do processo, foram conseguidos 8 tipos de

padrões diferentes, totalizando ao todo 16 peças, uma vez que, cada tipo de padrão estava replicado. Os padrões foram armazenados em água destilada por 24 horas.

3.2. Inclusão e fundição

Os padrões em duralay receberam os canais de alimentação em cera (Dentaurum, Ispringen, Alemanha) (Figura 5), para serem, então, incluídos no revestimento próprio para fundição em Co-Cr ou titânio.

Figura 5. a) Padrão de duralay para 4 implantes sem cantilever e viga I; b) 4 implantes sem cantilever viga convencional

Figura 5. c) Padrão de duralay para 4 implantes com cantilever viga I; d) 4 implantes com cantilever viga convencional

Figura 5. e) Padrão de duralay para 5 implantes sem cantilever e viga I; f) 5 implantes sem cantilever viga convencional

Figura 5. g) Padrão de duralay para 5 implantes com cantilever e viga I; h) 5 implantes com cantilever viga convencional

Para o processo de inclusão em revestimento, os padrões foram fixados às bases formadoras de cadinho, pulverizados com spray redutor de tensão de superfície (Waxit, DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Alemanha) e deixados secando em temperatura ambiente. Por sobre a base, era encaixado um anel de aço inoxidável. Os anéis de fundição receberam alívio interno com cinta livre de amianto (Kera-Vlies, Dentaureum, Pforzheim, Alemanha) (Figura 6).

Figura 6. a) Padrão fixado na base de borracha; b) anel de fundição pronto para receber o investimento

Para o processo de inclusão dos padrões, foram usados os revestimentos indicados para as ligas correspondentes. Para as ligas de Co-Cr, o revestimento Cromocast® (Polidental Ind.Com.Ltda,Cotia-SP) foi manipulado usando 450 gramas de pó e 63 ml de líquido. Para o titânio comercialmente puro grau I, foi utilizado Rematitan Plus (Dentaurum, Ispringen, Alemanha), na proporção 450g do pó, 43,20 ml do líquido e 28,80 ml de água destilada. Nas duas situações, o revestimento correspondente foi espatulado mecanicamente a vácuo por 60 segundos em espatulador elétrico (Turbomix, EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil), depois foi vertido no anel sob vibração cuidadosa para preenchimento do mesmo. O anel permaneceu sobre a bancada em temperatura ambiente até o início da reação de cristalização do revestimento. Após cerca de 40 minutos, a camada mais superficial do revestimento era removida em recortador de gesso e o anel levado ao forno elétrico (EDG10P-S, EDG Equipamentos e Controles Ltda.) para expansão do revestimento e eliminação da cera e resina. Para as fundições em Ti cp grau I, foi

utilizado o ciclo térmico indicado na figura 7. Para as ligas de Co-Cr, empregou-se o ciclo representado na figura 8.

Figura 7. Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição em Ti cp

Figura 8. Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição em Co-Cr

As fundições foram realizadas na máquina Discovery Plasma (EDG Equipamentos e Controles Ltda., Brasil) (Figura 9), que promove fusão por arco voltaico de corrente contínua por meio de eletrodo de tungstênio, sobre crisol (cadinho) especial de cobre e sob vácuo e atmosfera inerte

de argônio. A unidade de fundição da máquina Discovery Plasma é formada por duas câmaras interligadas. O metal a ser utilizado deve apresentar-se sob a forma de pastilhas, as quais são posicionadas sobre o crisol de cobre na câmara superior e fundidas pela corrente elétrica gerada por arco voltaico. Depois de fundido, o metal é injetado no molde, posicionado na câmara inferior, por ação do vácuo gerado nas duas câmaras e da pressão de argônio aplicada à câmara superior. Todo processo de fundição ocorre de maneira programada e automática

Figura 9. Máquina Discovery Plasma

3.3. Desinclusão e acabamento

Após o processo de fundição e adequado resfriamento do revestimento, as barras foram desincluídas (Figura 10) e os condutos de alimentação foram seccionados com discos de carborundum. Em seguida, os corpos de prova foram jateados com óxido de alumínio (Polidental® Indústria e Comércio Ltda., São Paulo-SP, Brasil) de granulação de 100 μ m, sob pressão de 80lib/pol², tomando-se o cuidado de evitar que o jato danificasse as regiões de assentamento sobre os pilares. O acabamento consistiu apenas na remoção de pequenos nódulos e rebarbas com brocas de tungstênio em alta rotação e sob refrigeração constante.

Figura 10. a) Anel após o processo de fundição; b) barra desincluída

3.4. Estruturas metálicas

Após o processo de fundição, chegou-se ao número de 16 estruturas metálicas, distribuídas da seguinte forma:

Cobalto-Cromo	Titânio
4 implantes, sem cantilever, viga convencional	4 implantes, sem cantilever, viga convencional
4 implantes, sem cantilever, viga I	4 implantes, sem cantilever, viga I
4 implantes, com cantilever, viga convencional	4 implantes, com cantilever, viga convencional
4 implantes, com cantilever, viga I	4 implantes, com cantilever, viga I
5 implantes, sem cantilever, viga convencional	5 implantes, sem cantilever, viga convencional
5 implantes, sem cantilever, viga I	5 implantes, sem cantilever, viga I
5 implantes, com cantilever, viga convencional	5 implantes, com cantilever, viga convencional
5 implantes, com cantilever, viga I	5 implantes, com cantilever, viga I

Tabela 1. Configuração das estruturas metálicas para cada tipo de liga

As medidas das infraestruturas (Figuras 11 a 18) independem de sua configuração:

- a) distância entre orifícios: 16 mm;
- b) diâmetro do orifício: 4,1 mm;
- c) comprimento do cantilever: 13 mm;
- d) largura da viga convencional e viga I: 4 mm;
- e) largura da base da viga I: 7 mm;
- d) extensão distal sem cantilever: 2 mm;
- f) espessura: 7 mm.

As massas das vigas estão indicadas nas figuras abaixo.

Figura 11. Barra para 4 implantes sem cantilever viga convencional – cobalto-cromo e titânio

Figura 12. Barra para 4 implantes sem cantilever viga I – cobalto-cromo e titânio

Figura 13. Barra para 4 implantes com cantilever viga convencional - cobalto-cromo e titânio

Figura 14. Barra para 4 implantes com cantilever viga I – cobalto-cromo e titânio

Figura 15. Barra para 5 implantes sem cantilever viga convencional – cobalto-cromo e titânio

Figura 16. Barra para 5 implantes sem cantilever viga I – cobalto-cromo e titânio

Figura 17. Barra para 5 implantes com cantilever viga convencional – cobalto-cromo e titânio

Figura 18. Barra para 5 implantes com cantilever viga I – cobalto-cromo e titânio

3.5. Captura e cimentação dos cilindros protéticos

Após a confecção das 16 barras, cilindros foram capturados nos orifícios que tinham diâmetro compatível para receber os abutments tipo minipilar cônico CM (cone morse) com plataforma de 4,1 mm (Neodent, Curitiba, PR, Brasil). Com um total de 8 infraestruturas com 4 orifícios e 8 com 5 orifícios, um total de 72 cilindros de minipilar cônico foram cimentados nas 16 estruturas. O processo de captura e cimentação foi, então, executado.

Em duas matrizes metálicas com 4 e 5 orifícios, respectivamente, correspondendo exatamente à posição dos orifícios nas barras para 4 e 5 implantes, análogos de minipilar cônico foram posicionados e fixados com resina tipo duralay (Figura 19).

Figura 19. Análogos fixos na matriz para posterior captura dos cilindros protéticos

Os cilindros de titânio foram, então, parafusados aos análogos (Figura 20). Cimento resinoso Rely X™ U100 (3M ESPE, Alemanha) foi manipulado (Figura 21) seguindo as recomendações do fabricante e besuntado nas estrias horizontais dos cilindros. A infraestrutura foi levada em posição (Figura 22) e efetuou-se uma pré-polimerização do cimento por 3 segundos em cada cilindro para facilitar a remoção dos excessos. Feito isso, cada cilindro recebeu luz fotopolimerizadora por mais 60 segundos em cada face (vestibular, lingual, mesial e distal) (Figura 23). Após 24 horas, os tubos dos cilindros foram cortados com disco de carborundum ao nível da barra.

Figura 20. Cilindros parafusados aos análogos e cimento resinoso Rely X™ U100

Figura 21. Manipulação do cimento seguindo as recomendações do fabricante

Figura 22. Procedimento de cimentação da infraestrutura

Figura 23. Fotopolimerização do cimento resinoso e a infraestrutura com os cilindros capturados

3.6. Confeção dos moldes de silicone para replicação dos modelos fotoelásticos

Os modelos fotoelásticos foram replicados a partir de matrizes de resina acrílica. Um molde de silicone de duplicação foi construído utilizando tais matrizes: um para barra com 4 implantes e outro para barra com 5 implantes (Figura 24). As dimensões das matrizes de resina acrílica estão especificadas na figura 24.

Figura 24. Confeção em silicone dos moldes para posterior replicação dos modelos fotoelásticos para 4 e 5 implantes

3.7. Fixação dos implantes e pilares à barra e confecção do modelo fotoelástico

Os implantes e pilares protéticos usados nos ensaios foram:

- a) 18 implantes cilíndricos cone morse com dimensões de 3,75 x 13 mm (Titamax CM cortical, Neodent, Curitiba-PR, Brasil);
- b) 14 minipilares cônicos CM plataforma 4,1 mm retos com cinta transgengival de 2,5 mm (Neodent, Curitiba-PR, Brasil);
- c) 4 minipilares cônicos CM angulados 30° com cinta transgengival de 2,5 mm (Neodent, Curitiba-PR, Brasil);

Os pilares foram parafusados nos implantes e o conjunto pilar/implante foi parafusado à supraestrutura (Figura 25). A barra com os implantes e pilares foram posicionados sobre o molde de silicone (Figura 26) e procedia-se à confecção do modelo fotoelástico. Nos

casos de implantes distais inclinados, a inclinação do implante dentro do modelo elástico era dada pelo próprio pilar angulado. O pilar de 30° era parafusado ao implante, como a conexão cone morse não possui indexação, a posição correta era dada por uma marcação feita na porção do pilar onde a cinta tinha maior extensão vertical. Tal marcação coincidia com ponto médio da secção transversal do braço posterior da infraestrutura, isso gerava uma angulação no implante de 30°, de tal forma que, a porção axial do minipilar encaixava-se passivamente dentro do cilindro na estrutura metálica (Figura 27).

Figura 25. Conjuntos pilares-implantes parafusados na infraestrutura metálica

Figura 26. Barras com implantes e pilares; molde de silicone para confecção do modelo fotoelástico

Figura 27. Minipilar angulado, encaixando passivamente na infraestrutura metálica e transferindo a angulação de 30° para o implante dentro do modelo fotoelástico

3.8. Confeção dos modelos fotoelásticos

O material fotoelástico foi proporcionado, manipulado e vazado no interior do molde de silicone com a barra, os implantes e os pilares em posição, seguindo as recomendações do fabricante, sendo utilizados 20 ml de resina Araldite GY 279 (Huntsman, Everberg, Bélgica) para 10 ml do endurecedor Aradur 2963 (Huntsman) proporcionados com auxílio de proveta. Os dois componentes foram vertidos em um Becker e manipulados com bastão de vidro, fazendo-se movimentos lentos e circulares durante aproximadamente 15 minutos, quando se observou ausência total de estrias na mistura. O Becker foi então levado ao interior de uma câmara de vácuo durante 15 minutos para eliminação de pequenas bolhas resultantes da manipulação e da reação inicial entre os componentes da mistura (Figura 28). Procedeu-se, então, ao preenchimento cuidadoso da câmara do molde de silicone. O modelo fotoelástico foi removido do molde após 72 horas

para o início das análises. Tal procedimento foi realizado 32 vezes, perfazendo um total de 32 modelos para análise (Figuras 29 e 30), um para cada configuração de prótese protocolo listada previamente na tabela 1.

Figura 28. Resina fotoelástica na câmara de vácuo para eliminação de bolhas

Figura 29. Dezesseis infraestruturas parafusadas aos modelos fotoelásticos com a configuração de quatro implantes

Figura 30. Dezesseis infraestruturas parafusadas aos modelos fotoelásticos com a configuração de cinco implantes

3.9. Análise fotoelástica qualitativa

O modelo fotoelástico foi levado ao polariscópio (PS-100 Polarimeter Systems, Strainoptics Inc., North Wales, PA, EUA) previamente às análises para certificação da ausência de tensões residuais. Verificou-se a necessidade de tratamento térmico do modelo em estufa a 50° C durante 10 minutos. Esta temperatura mostrou-se adequada para o alívio das tensões no modelo e pode ser usada com segurança, sem provocar danos estruturais ao material, pois é bem inferior à temperatura de decomposição térmica da resina (>200° C, segundo o fabricante). Assim, a cada carregamento realizado, o modelo era submetido ao tratamento térmico durante 5 a 15 minutos, dependendo da quantidade de tensão residual, até ficar isento de tensões, as quais poderiam comprometer os resultados e a confiabilidade do método.

Após a eliminação das tensões, aguardou-se 10 minutos em temperatura de aproximadamente 22° C sobre uma placa de madeira para o resfriamento do modelo antes de qualquer aplicação de carga. Registros fotográficos de cada carregamento foram realizados com auxílio de uma câmera digital (EOS Rebel, Canon Tóquio, Japão) acoplada ao polariscópio. Um dispositivo para aplicação de carga estática foi especialmente desenvolvido na Oficina Mecânica do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP/USP. Um dispositivo composto por uma célula de carga de 50 kgf (490,33 N) (Kratos, São Paulo, SP, Brasil), um leitor de carga (IKE-01, Kratos) e uma

ponta para aplicação puntiforme de uma carga no valor de 50 N foram acoplados ao polariscópio para viabilizar os ensaios (Figura 31).

Figura 31. Polariscópio preparado para análise qualitativa. 1 - Fonte de luz; 2 - Primeiro filtro polarizador; 3 - Aplicador de carga; 4 - Segundo filtro polarizador e analisador; 5 - Máquina fotográfica; 6 - Leitor de carga

Para a análise qualitativa, o polariscópio foi ajustado no modo de polarização circular. A ordem de franja em um ponto do modelo pode ser determinada fotografando ou traçando em papel as ordens de franjas inteiras que correspondem às fases múltiplas do comprimento de onda de luz utilizada. No caso de luz branca, o espectro observado no analisador apresenta colorações típicas para as ordens de franja (Figura 32).

Figura 32. Ordens de franjas isocromáticas inteiras

A partir da franja de ordem $N = 3$, todas as franjas de ordens inteiras (N) são determinadas pela transição vermelho/verde. Os dados foram avaliados qualitativamente seguindo parâmetros estabelecidos e já validados¹⁰⁵. Quanto maior a proximidade entre as franjas, maior a concentração de tensão; quanto maior o valor da ordem de franja (N), maior a magnitude de tensão.

Para facilitar a contagem das ordens de franjas isocromáticas inteiras, foi utilizado o software Adobe Photoshop CS5® (Adobe Systems Incorporated, San Jose, CA, EUA). A ferramenta utilizada foi a “cálculos” (calculations), sob o item do menu “imagem” (*image*), com os parâmetros aplicados no canal da cor vermelha com a opção

“mesclagem: sobreposição” (*blending: overlay*) e opacidade em 100%. Este ajuste permitiu que as franjas ficassem mais aparentes em relação às franjas apresentadas nas imagens originais (Figura 33).

Figura 33. Exemplificação dos parâmetros utilizados para análise qualitativa

Os ensaios foram, então, realizados na sequência descrita nos diagramas abaixo:

Situação 1: barra com 4 implantes sem cantilever

a) carga central (ponto médio entre os dois implantes centrais), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal) (Figura 34)

b) carga distal (no centro do implante distal), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal) (Figura 35)

Figura 34. Carga central (ponto médio entre os dois implantes centrais), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal)

Figura 35. Carga distal (no centro do implante distal), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal)

Situação 2: barra com 4 implantes com cantilever

a) carga central (ponto médio entre os dois implantes centrais), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal) (Figura 36)

b) carga distal (12 mm atrás do centro do implante distal), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal) (Figura 37)

Figura 36. Carga central (ponto médio entre os dois implantes centrais), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal)

Figura 37. Carga distal (12 mm atrás do centro do implante distal), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal)

Situação 3: barra com 5 implantes sem cantilever

a) carga central (no centro do implante central), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal) (Figura 38)

b) carga distal (no centro do implante distal), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal) (Figura 39)

Figura 38. Carga central (no centro do implante central), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal)

Figura 39. Carga distal (no centro do implante distal), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal)

Situação 4: barra com 5 implantes com cantilever

a) carga central (no centro do implante central), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal) (Figura 40)

b) carga distal (12 mm atrás do centro do implante distal), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal) (Figura 41)

Figura 40. Carga central (no centro do implante central), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal)

Figura 41. Carga distal (12 mm atrás do centro do implante distal), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal)

3.10. Análise fotoelástica quantitativa

Na análise quantitativa foram analisados dois pontos na região cervical de cada implante avaliado. Tais pontos foram marcados a 2 mm do limite cervical (crista óssea marginal) e a 2 mm da linha imaginária que passa no centro do eixo longitudinal no pilar (Figura 42). Os pontos foram então enumerados da seguinte forma: ponto 1 – mesial do implante central; ponto 2 – distal do implante central; ponto 3 mesial do implante distal; e ponto 4 – distal do implante distal (Figura 43). Para a reprodução exata do local dos pontos em cada modelo, os mesmos foram marcados no modelo mestre e transferidos para uma folha de acetato. Após a marcação, foram realizadas perfurações nestes pontos para que pudessem ser transferidos para os modelos fotoelásticos. Com o intuito de colocar a folha de acetato com os pontos sempre na mesma posição, foram realizadas marcações de referência na base do modelo.

Figura 42. Pontos marcados: 2 mm abaixo da margem cervical e a 2 mm da linha que passa no centro do eixo do implante

Figura 43. Ponto 1 – mesial do implante central; ponto 2 – distal do implante central; ponto 3 mesial do implante distal; e ponto 4 – distal do implante distal

Os valores de ordem de franja (N) foram calculados em cada ponto por meio da leitura das ordens de franjas visualizadas no modelo fotoelástico, empregando o método de Senarmont^{106,107}. Para aplicar o método de Senarmont, foi acoplada ao polariscópio uma lupa com aumento de 10x (Nikon Corporation, Tóquio, Japão), a qual possui um filtro monocromático que permite visualizar apenas as cores preta e amarela (Figura 44).

Figura 44. Polariscópio preparado para análise quantitativa

O modelo fotoelástico foi posicionado entre os filtros polarizadores. Na visualização, a cor preta representa as franjas isoclínicas e a cor amarela a região intermediária entre as franjas. O filtro analisador (Figura 45) foi alinhado ao segundo filtro polarizador. Identificou-se o ponto a ser lido e entre quais ordens de franja ele se encontrava. Girou-se o suporte com o modelo, no sentido horário, até que uma franja isoclínica ficasse posicionada sobre o ponto a ser analisado, tornando-o totalmente escuro. A partir desta posição, referida em graus na escala do suporte, o modelo foi girado em mais 45° no sentido horário, e nesta posição o ponto tornou-se totalmente claro. O disco do analisador, representativo das frações de ordens de franja (0 a 1,0 N), foi então girado no sentido horário até que uma franja isoclínica passasse novamente pelo ponto, tornando-o, novamente, escuro. Ao girar o analisador observou-se qual franja foi aproximada ao ponto para escurecê-lo. Como o ponto está localizado entre duas ordens de franja, se a franja que se aproxima é a de maior ordem, o valor de fração medido na escala do analisador deve ser subtraído do valor desta franja. Ao contrário, se a que se aproxima é a de menor valor, o valor de fração medido na escala do analisador deve ser somado a esta menor franja. Este método permitiu localizar a exata ordem de franja para os pontos analisados.

Figura 45. Filtro analisador do polariscópio

A constante óptica do material foi determinada através do teste de compressão diametral conforme descrito em trabalho anterior¹⁰⁸. Sabendo-se que a espessura (**b**) dos modelos fotoelásticos no presente trabalho foi de 9 milímetros, a constante óptica (**K**) da resina fotoelástica empregada no estudo (3,65 Brewsters), os valores de ordem de franja dos pontos estudados (**N**) e comprimento de ondas (**λ**) para materiais plásticos (570 nm), foi aplicada a equação da Lei óptica das tensões, obtendo-se, então, os valores das tensões principais (**σ**) em MPa para cada ponto. Assim, a equação da Lei óptica das tensões é:

$$\sigma = \frac{N \cdot \lambda}{b \cdot K}$$

Resultados

4. Resultados

Os pilares receberam torque de 20 N.cm e os parafusos protéticos de fixação da barra receberam 10 N.cm. Antes de qualquer análise, foi certificado que os modelos fotoelásticos encontravam-se livres de tensões residuais.

Devido ao grande número de variáveis, os resultados das análises foram divididos no intuito de simplificar a exposição dos dados obtidos. Em cada modelo, foram realizadas duas forças, uma no segmento distal e outra no centro da barra, como já previamente apresentado na metodologia. As tabelas, abaixo enumeradas, foram confeccionadas com fotografias dos implantes centrais e distais sob carga central e distal, respectivamente. As fotos dos implantes estão duplicadas nas tabelas, onde são apresentadas a fotografia original e uma cópia na qual o filtro do programa Photoshop foi executado.

Situações clínicas quase idênticas foram comparadas, fazendo-se em cada tabela uma única variação. Por exemplo, foram comparados 2 situações: a) barra com **4** implantes, titânio, com cantilever, implantes distais retos e viga convencional; b) barra com **5** implantes, titânio, com cantilever, implantes distais retos e viga convencional. O intuito do presente trabalho é tentar mostrar o quanto cada variável interfere na distribuição das tensões sobre os implantes dentários. Cada situação clínica foi simulada apenas uma vez, o que impossibilita a aplicação de

testes estatísticos. Os resultados serão apresentados e discutidos com base nos resultados obtidos em cada simulação realizada.

Situação 1 – comparação de 4 implantes x 5 implantes

a) 4 x 5 implantes; Co-Cr, com cantilever, distais inclinados, viga convencional (Figura 46)

b) 4 x 5 implantes; Co-Cr, com cantilever, distais inclinados, viga I (Figura 47)

c) 4 x 5 implantes; Co-Cr, com cantilever, distais retos, viga convencional (Figura 48)

d) 4 x 5 implantes; Co-Cr, com cantilever, distais retos, viga I (Figura 49)

e) 4 x 5 implantes; Co-Cr, sem cantilever, distais inclinados, viga convencional (Figura 50)

f) 4 x 5 implantes; Co-Cr, sem cantilever, distais inclinados, viga I (Figura 51)

g) 4 x 5 implantes; Co-Cr, sem cantilever, distais retos, viga convencional (Figura 52)

h) 4 x 5 implantes; Co-Cr, sem cantilever, distais retos, viga convencional (Figura 53)

i) **4 x 5 implantes;** Titânio, com cantilever, distais inclinados, viga convencional (Figura 54)

j) **4 x 5 implantes;** Titânio, com cantilever, distais inclinados, viga I (Figura 55)

k) 4 x 5 implantes; Titânio, com cantilever, distais retos, viga convencional (Figura 56)

l) 4 x 5 implantes; Titânio, com cantilever, distais retos, viga I (Figura 57)

m) 4 x 5 implantes; Titânio, sem cantilever, distais inclinados, viga convencional (Figura 58)

n) 4 x 5 implantes; Titânio, sem cantilever, distais inclinados, viga I (Figura 59)

o) 4 x 5 implantes; Titânio, sem cantilever, distais retos, viga convencional (Figura 60)

p) 4 x 5 implantes; Titânio, sem cantilever, distais retos, viga I (Figura 61)

Tabela 2. Ordem de franja e quantidade de tensão nos pontos dos implantes – comparação 4 x 5 implantes

Simulação 1.a) 4 x 5 implantes; Co-Cr, com cantilever, distais inclinados, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
4 implantes	Ordem de franja (N)	0,48	0,22	0,13	0,52	0,16	0,08	0,37	3,12
	Tensão (MPa)	8,33	3,82	2,26	9,02	2,78	1,39	6,42	54,14
5 implantes	Ordem de franja (N)	0,26	0,14	0,00	0,19	0,44	0,37	0,29	3,55
	Tensão (MPa)	4,51	2,43	0,00	3,30	7,63	6,42	5,03	61,60

Simulação 1.b) 4 x 5 implantes; Co-Cr, com cantilever, distais inclinados, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
4 implantes	Ordem de franja (N)	0,37	0,24	0,29	0,57	0,17	0,26	0,61	9,08
	Tensão (MPa)	6,42	4,16	5,03	9,89	2,95	4,51	10,58	157,55
5 implantes	Ordem de franja (N)	0,24	0,17	0,15	0,19	0,25	0,21	0,7	3,45
	Tensão (MPa)	4,16	2,95	2,60	3,30	4,34	3,64	12,15	59,86

Simulação 1.c) 4 x 5 implantes; Co-Cr, com cantilever, distais retos, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
4 implantes	Ordem de franja (N)	1,12	0,18	0,14	0,24	0,61	0,58	0,92	2,47
	Tensão (MPa)	19,43	3,12	2,43	4,16	10,58	10,06	15,96	42,86
5 implantes	Ordem de franja (N)	0,19	0,08	0,29	0,71	0,15	0,26	0,27	1,74
	Tensão (MPa)	3,30	1,39	5,03	12,32	2,60	4,51	4,68	30,19

Simulação 1.d) 4 x 5 implantes: Co-Cr, com cantilever, distais retos, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
4 implantes	Ordem de franja (N)	0,22	0,19	0,14	0,94	0,07	0,11	0,83	3,45
	Tensão (MPa)	3,82	3,30	2,43	16,31	1,21	1,91	14,40	59,86
5 implantes	Ordem de franja (N)	0,27	0,21	0,12	0,18	0,07	0,1	0,64	2,18
	Tensão (MPa)	4,68	3,64	2,08	3,12	1,21	1,74	11,11	37,83

Simulação 1.e) 4 x 5 implantes: Co-Cr, sem cantilever, distais inclinados, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
4 implantes	Ordem de franja (N)	0,15	0,08	0,14	0,58	0,19	0,34	0,45	2,87
	Tensão (MPa)	2,60	1,39	2,43	10,06	3,30	5,90	7,81	49,80
5 implantes	Ordem de franja (N)	0,16	0,11	0,11	0,10	0,46	1,15	0,64	1,77
	Tensão (MPa)	2,78	1,91	1,91	1,74	7,98	19,95	11,11	30,71

Simulação 1.f) 4 x 5 implantes: Co-Cr, sem cantilever, distais inclinados, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
4 implantes	Ordem de franja (N)	0,21	0,26	0,18	0,39	0,09	0,65	0,41	5,10
	Tensão (MPa)	3,64	4,51	3,12	6,77	1,56	11,28	7,11	88,49
5 implantes	Ordem de franja (N)	0,28	0,41	0,08	0,22	0,18	0,27	0,25	1,95
	Tensão (MPa)	4,86	7,11	1,39	3,82	3,12	4,68	4,34	33,84

Simulação 1.g) 4 x 5 implantes; Co-Cr, sem cantilever, distais retos, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
4 implantes	Ordem de franja (N)	0,08	0,14	0,36	0,21	0,11	0,19	1,65	1,46
	Tensão (MPa)	1,39	2,43	6,25	3,64	1,91	3,30	28,63	25,33
5 implantes	Ordem de franja (N)	0,23	0,31	0,15	0,21	0,13	0,06	1,48	1,27
	Tensão (MPa)	3,99	5,38	2,60	3,64	2,26	1,04	25,68	22,04

Simulação 1.h) 4 x 5 implantes; Co-Cr, sem cantilever, distais retos, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
4 implantes	Ordem de franja (N)	0,21	0,24	0,18	0,45	0,08	0,09	0,92	1,38
	Tensão (MPa)	3,64	4,16	3,12	7,81	1,39	1,56	15,96	23,95
5 implantes	Ordem de franja (N)	0,15	0,33	0,31	0,28	0,29	0,41	0,68	1,45
	Tensão (MPa)	2,60	5,73	5,38	4,86	5,03	7,11	11,80	25,16

Simulação 1.i) 4 x 5 implantes; Titânio, com cantilever, distais inclinados, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
4 implantes	Ordem de franja (N)	0,43	0,82	0,34	1,20	0,45	0,64	0,88	7,33
	Tensão (MPa)	7,46	14,23	5,90	20,82	7,81	11,11	15,27	127,19
5 implantes	Ordem de franja (N)	0,55	0,47	0,25	0,39	0,73	0,21	0,59	4,77
	Tensão (MPa)	9,54	8,16	4,34	6,77	12,67	3,64	10,24	82,77

Simulação 1.j) 4 x 5 implantes: Titânio, com cantilever, distais inclinados, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
4 implantes	Ordem de franja (N)	0,59	0,36	0,61	0,25	0,32	0,24	0,34	6,12
	Tensão (MPa)	10,24	6,25	10,58	4,34	5,55	4,16	5,90	106,19
5 implantes	Ordem de franja (N)	1,14	0,91	0,23	0,36	0,39	0,61	0,84	5,77
	Tensão (MPa)	19,78	15,79	3,99	6,25	6,77	10,58	14,58	100,12

Simulação 1.k) 4 x 5 implantes: Titânio, com cantilever, distais retos, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
4 implantes	Ordem de franja (N)	0,39	0,21	0,19	0,88	0,14	0,30	3,12	4,36
	Tensão (MPa)	6,77	3,64	3,30	15,27	2,43	5,21	54,14	75,65
5 implantes	Ordem de franja (N)	0,09	0,66	0,20	0,14	0,19	0,17	0,78	3,32
	Tensão (MPa)	1,56	11,45	3,47	2,43	3,30	2,95	13,53	57,61

Simulação 1.l) 4 x 5 implantes: Titânio, com cantilever, distais retos, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
4 implantes	Ordem de franja (N)	0,75	0,25	0,29	0,82	0,31	0,19	0,74	2,94
	Tensão (MPa)	13,01	4,34	5,03	14,23	5,38	3,30	12,84	51,01
5 implantes	Ordem de franja (N)	0,25	0,34	0,16	0,81	0,14	0,46	0,85	2,79
	Tensão (MPa)	4,34	5,90	2,78	14,05	2,43	7,98	14,75	48,41

Simulação 1.m) 4 x 5 implantes; Titânio, sem cantilever, distais inclinados, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
4 implantes	Ordem de franja (N)	0,21	0,43	0,18	0,34	0,28	0,79	0,23	2,82
	Tensão (MPa)	3,64	7,46	3,12	5,90	4,86	13,71	3,99	48,93
5 implantes	Ordem de franja (N)	0,51	0,56	0,29	0,17	0,14	0,11	0,39	1,88
	Tensão (MPa)	8,85	9,72	5,03	2,95	2,43	1,91	6,77	32,62

Simulação 1.n) 4 x 5 implantes; Titânio, sem cantilever, distais inclinados, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
4 implantes	Ordem de franja (N)	0,11	0,23	0,24	0,47	0,15	0,37	0,64	4,51
	Tensão (MPa)	1,91	3,99	4,16	8,16	2,60	6,42	11,11	78,26
5 implantes	Ordem de franja (N)	0,17	0,08	0,13	0,21	0,24	0,14	0,21	1,39
	Tensão (MPa)	2,95	1,39	2,26	3,64	4,16	2,43	3,64	24,12

Simulação 1.o) 4 x 5 implantes; Titânio, sem cantilever, distais retos, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
4 implantes	Ordem de franja (N)	0,27	0,21	0,13	0,34	0,24	0,19	1,64	3,44
	Tensão (MPa)	4,68	3,64	2,26	5,90	4,16	3,30	28,46	59,69
5 implantes	Ordem de franja (N)	0,29	0,11	0,08	0,28	0,16	0,28	0,19	2,35
	Tensão (MPa)	5,03	1,91	1,39	4,86	2,78	4,86	3,30	40,78

Simulação 1.p) 4 x 5 implantes; Titânio, sem cantilever, distais retos, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
4 implantes	Ordem de franja (N)	0,13	0,24	0,08	0,16	0,21	0,17	1,50	2,36
	Tensão (MPa)	2,26	4,16	1,39	2,78	3,64	2,95	26,03	40,95
5 implantes	Ordem de franja (N)	0,29	0,18	0,16	0,14	0,11	0,25	0,91	1,44
	Tensão (MPa)	5,03	3,12	2,78	2,43	1,91	4,34	15,79	24,99

Na situação 1, foi realizada a comparação entre as barras de protocolo com 4 e 5 implantes, mantendo-se as outras variáveis inalteradas em cada avaliação. Nos implantes centrais, o comportamento das tensões, absolutamente, não varia quando submetido à carga central ou à carga distal. O implante central submetido à carga central dissipa as tensões invariavelmente na porção apical do implante, não havendo repercussão na porção cervical, com exceção da situação “c” com 4 implantes, onde ocorreu uma leve dissipação de tensão na porção cervical.

Há de se ressaltar que em todas as situações simuladas, a maior quantidade de tensões concentra-se nos implantes distais sob carga distal. Entretanto, a maioria absoluta das tensões é dissipada no ponto distal do implante (ponto 4), enquanto o ponto mesial (ponto 3) sofre, apenas, uma pequena tensão. A exceção a esse comportamento, ocorre na situação “g”, onde o ponto 3 dissipa um pouco mais de

tensão que o ponto 4; e na situação "K", onde os pontos 3 e 4 da simulação com 4 implantes dissipam quantidade de tensão equivalentes.

Quando comparamos 4 com 5 implantes, fica evidente que o número maior de implantes favorece a uma melhor distribuição de tensões. Em todas as simulações, a quantidade de tensão no implante distal sob carga distal é menor com 5 implantes, com exceção da simulação "a", "g", "h", "l" nas quais ocorre uma similaridade nas tensões tanto com 4 como com 5 implantes.

Situação 2 – comparação de Titânio x Co-Cr

a) Titânio x Co-Cr; 4 implantes, com cantilever, distais inclinados, viga convencional (Figura 62)

b) Titânio x Co-Cr; 4 implantes, com cantilever, distais inclinados, viga I (Figura 63)

c) Titânio x Co-Cr; 4 implantes, com cantilever, distais retos, viga convencional (Figura 64)

d) Titânio x Co-Cr; 4 implantes, com cantilever, distais retos, viga I (Figura 65)

e) Titânio x Co-Cr; 4 implantes, sem cantilever, distais inclinados, viga convencional (Figura 66)

f) Titânio x Co-Cr; 4 implantes, sem cantilever, distais inclinados, viga I (Figura 67)

g) Titânio x Co-Cr; 4 implantes, sem cantilever, distais retos, viga convencional (Figura 68)

h) Titânio x Co-Cr; 4 implantes, sem cantilever, distais retos, viga I (Figura 69)

i) **Titânio x Co-Cr**; 5 implantes, com cantilever, distais inclinados, viga convencional (Figura 70)

j) **Titânio x Co-Cr**; 5 implantes, com cantilever, distais inclinados, viga I (Figura 71)

k) Titânio x Co-Cr; 5 implantes, com cantilever, distais retos, viga convencional (Figura 72)

l) Titânio x Co-Cr; 5 implantes, com cantilever, distais retos, viga I (Figura 73)

m) Titânio x Co-Cr; 5 implantes, sem cantilever, distais inclinados, viga convencional (Figura 74)

n) Titânio x Co-Cr; 5 implantes, sem cantilever, distais inclinados, viga I (Figura 75)

o) Titânio x Co-Cr; 5 implantes, sem cantilever, distais retos, viga convencional (Figura 76)

p) Titânio x Co-Cr; 5 implantes, sem cantilever, distais retos, viga I (Figura 77)

Tabela 3. Ordem de franja e quantidade de tensão nos pontos dos implantes – comparação Titânio x Co-cr

Simulação 2.a) Titânio x Co-Cr; 4 implantes, com cantilever, distais inclinados, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Titânio	Ordem de franja (N)	0,43	0,82	0,34	1,20	0,45	0,64	0,88	7,33
	Tensão (MPa)	7,46	14,23	5,90	20,82	7,81	11,11	15,27	127,19
Co-Cr	Ordem de franja (N)	0,48	0,22	0,13	0,52	0,16	0,08	0,37	3,12
	Tensão (MPa)	8,33	3,82	2,26	9,02	2,78	1,39	6,42	54,14

Simulação 2.b) Titânio x Co-Cr; 4 implantes, com cantilever, distais inclinados, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Titânio	Ordem de franja (N)	0,59	0,36	0,61	0,25	0,32	0,24	0,34	6,12
	Tensão (MPa)	10,24	6,25	10,58	4,34	5,55	4,16	5,90	106,19
Co-Cr	Ordem de franja (N)	0,37	0,24	0,29	0,57	0,17	0,26	0,61	9,08
	Tensão (MPa)	6,42	4,16	5,03	9,89	2,95	4,51	10,58	157,55

Simulação 2.c) Titânio x Co-Cr; 4 implantes, com cantilever, distais retos, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Titânio	Ordem de franja (N)	0,39	0,21	0,19	0,88	0,14	0,30	3,12	4,36
	Tensão (MPa)	6,77	3,64	3,30	15,27	2,43	5,21	54,14	75,65
Co-Cr	Ordem de franja (N)	1,12	0,18	0,14	0,24	0,61	0,58	0,92	2,47
	Tensão (MPa)	19,43	3,12	2,43	4,16	10,58	10,06	15,96	42,86

Simulação 2.d) Titânio x Co-Cr; 4 implantes, com cantilever, distais retos, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Titânio	Ordem de franja (N)	0,75	0,25	0,29	0,82	0,31	0,19	0,74	2,94
	Tensão (MPa)	13,01	4,34	5,03	14,23	5,38	3,30	12,84	51,01
Co-Cr	Ordem de franja (N)	0,22	0,19	0,14	0,94	0,07	0,11	0,83	3,45
	Tensão (MPa)	3,82	3,30	2,43	16,31	1,21	1,91	14,40	59,86

Simulação 2.e) Titânio x Co-Cr; 4 implantes, sem cantilever, distais inclinados, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Titânio	Ordem de franja (N)	0,21	0,43	0,18	0,34	0,28	0,79	0,23	2,82
	Tensão (MPa)	3,64	7,46	3,12	5,90	4,86	13,71	3,99	48,93
Co-Cr	Ordem de franja (N)	0,15	0,08	0,14	0,58	0,19	0,34	0,45	2,87
	Tensão (MPa)	2,60	1,39	2,43	10,06	3,30	5,90	7,81	49,80

Simulação 2.f) Titânio x Co-Cr; 4 implantes, sem cantilever, distais inclinados, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Titânio	Ordem de franja (N)	0,11	0,23	0,24	0,47	0,15	0,37	0,64	4,51
	Tensão (MPa)	1,91	3,99	4,16	8,16	2,60	6,42	11,11	78,26
Co-Cr	Ordem de franja (N)	0,21	0,26	0,18	0,39	0,09	0,65	0,41	5,10
	Tensão (MPa)	3,64	4,51	3,12	6,77	1,56	11,28	7,11	88,49

Simulação 2.g) Titânio x Co-Cr; 4 implantes, sem cantilever, distais retos, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Titânio	Ordem de franja (N)	0,27	0,21	0,13	0,34	0,24	0,19	1,64	3,44
	Tensão (MPa)	4,68	3,64	2,26	5,90	4,16	3,30	28,46	59,69
Co-Cr	Ordem de franja (N)	0,08	0,14	0,36	0,21	0,11	0,19	1,65	1,46
	Tensão (MPa)	1,39	2,43	6,25	3,64	1,91	3,30	28,63	25,33

Simulação 2.h) Titânio x Co-Cr; 4 implantes, sem cantilever, distais retos, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Titânio	Ordem de franja (N)	0,13	0,24	0,08	0,16	0,21	0,17	1,50	2,36
	Tensão (MPa)	2,26	4,16	1,39	2,78	3,64	2,95	26,03	40,95
Co-Cr	Ordem de franja (N)	0,21	0,24	0,18	0,45	0,08	0,09	0,92	1,38
	Tensão (MPa)	3,64	4,16	3,12	7,81	1,39	1,56	15,96	23,95

Simulação 2.i) Titânio x Co-Cr; 5 implantes, com cantilever, distais inclinados, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Titânio	Ordem de franja (N)	0,55	0,47	0,25	0,39	0,73	0,21	0,59	4,77
	Tensão (MPa)	9,54	8,16	4,34	6,77	12,67	3,64	10,24	82,77
Co-Cr	Ordem de franja (N)	0,26	0,14	0,00	0,19	0,44	0,37	0,29	3,55
	Tensão (MPa)	4,51	2,43	0,00	3,30	7,63	6,42	5,03	61,60

Simulação 2.j) Titânio x Co-Cr; 5 implantes, com cantilever, distais inclinados, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Titânio	Ordem de franja (N)	1,14	0,91	0,23	0,36	0,39	0,61	0,84	5,77
	Tensão (MPa)	19,78	15,79	3,99	6,25	6,77	10,58	14,58	100,12
Co-Cr	Ordem de franja (N)	0,24	0,17	0,15	0,19	0,25	0,21	0,7	3,45
	Tensão (MPa)	4,16	2,95	2,60	3,30	4,34	3,64	12,15	59,86

Simulação 2.k) Titânio x Co-Cr; 5 implantes, com cantilever, distais retos, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Titânio	Ordem de franja (N)	0,09	0,66	0,20	0,14	0,19	0,17	0,78	3,32
	Tensão (MPa)	1,56	11,45	3,47	2,43	3,30	2,95	13,53	57,61
Co-Cr	Ordem de franja (N)	0,19	0,08	0,29	0,71	0,15	0,26	0,27	1,74
	Tensão (MPa)	3,30	1,39	5,03	12,32	2,60	4,51	4,68	30,19

Simulação 2.l) Titânio x Co-Cr; 5 implantes, com cantilever, distais retos, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Titânio	Ordem de franja (N)	0,25	0,34	0,16	0,81	0,14	0,46	0,85	2,79
	Tensão (MPa)	4,34	5,90	2,78	14,05	2,43	7,98	14,75	48,41
Co-Cr	Ordem de franja (N)	0,27	0,21	0,12	0,18	0,07	0,1	0,64	2,18
	Tensão (MPa)	4,68	3,64	2,08	3,12	1,21	1,74	11,11	37,83

Simulação 2.m) Titânio x Co-Cr; 5 implantes, sem cantilever, distais inclinados, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Titânio	Ordem de franja (N)	0,51	0,56	0,29	0,17	0,14	0,11	0,39	1,88
	Tensão (MPa)	8,85	9,72	5,03	2,95	2,43	1,91	6,77	32,62
Co-Cr	Ordem de franja (N)	0,16	0,11	0,11	0,10	0,46	1,15	0,64	1,77
	Tensão (MPa)	2,78	1,91	1,91	1,74	7,98	19,95	11,11	30,71

Simulação 2.n) Titânio x Co-Cr; 5 implantes, sem cantilever, distais inclinados, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Titânio	Ordem de franja (N)	0,17	0,08	0,13	0,21	0,24	0,14	0,21	1,39
	Tensão (MPa)	2,95	1,39	2,26	3,64	4,16	2,43	3,64	24,12
Co-Cr	Ordem de franja (N)	0,28	0,41	0,08	0,22	0,18	0,27	0,25	1,95
	Tensão (MPa)	4,86	7,11	1,39	3,82	3,12	4,68	4,34	33,84

Simulação 2.o) Titânio x Co-Cr; 5 implantes, sem cantilever, distais retos, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Titânio	Ordem de franja (N)	0,29	0,11	0,08	0,28	0,16	0,28	0,19	2,35
	Tensão (MPa)	5,03	1,91	1,39	4,86	2,78	4,86	3,30	40,78
Co-Cr	Ordem de franja (N)	0,23	0,31	0,15	0,21	0,13	0,06	1,48	1,27
	Tensão (MPa)	3,99	5,38	2,60	3,64	2,26	1,04	25,68	22,04

Simulação 2.p) Titânio x Co-Cr; 5 implantes, sem cantilever, distais retos, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Titânio	Ordem de franja (N)	0,29	0,18	0,16	0,14	0,11	0,25	0,91	1,44
	Tensão (MPa)	5,03	3,12	2,78	2,43	1,91	4,34	15,79	24,99
Co-Cr	Ordem de franja (N)	0,15	0,33	0,31	0,28	0,29	0,41	0,68	1,45
	Tensão (MPa)	2,60	5,73	5,38	4,86	5,03	7,11	11,80	25,16

Na situação 2, foi realizada a comparação entre as barras de protocolo fundidas em liga de titânio cp. grau I e liga de Co-Cr. mantendo-se as outras variáveis inalteradas em cada avaliação. As tabelas acima que enumeram os valores de tensão nos implantes são exatamente as mesmas para todas as situações que variam de 1 a 5. Estão reorganizadas em cada seção específica seguindo a mesma sequência das tabelas com as fotos dos ensaios de forma a facilitar a compreensão dos resultados obtidos.

As barras fundidas em titânio apresentaram melhor distribuição de tensões nos implantes distais sob carga distal em apenas 3 situações avaliadas ("b", "d", "f"), ao passo que as estruturas fundidas em Co-Cr revelaram uma distribuição de tensões mais eficiente em 8 ensaios ("a", "c", "g", "h", "i", "j", "k", "o"). Houve similaridade de resultados em 5 das simulações realizadas ("e", "l", "m", "n", "p").

A liga de Co-Cr apresentou uma melhor performance de resultados, porém mesmo quando houve diferença na ordem de franjas, essa diferença foi pequena, em geral de uma a duas ordens. Apenas nas situações “a” e “b” houve uma diferença da ordem de três franjas nos resultados obtidos para as ligas avaliadas. Além disso, podemos observar nas fotografias que, apesar de ocorrer diferenças significativas nos valores de tensões, os padrões de distribuição da tensão revelam uma notável similaridade em todas as 16 simulações.

Situação 3 – comparação de com cantilever x sem cantilever

a) **Com cantilever x sem cantilever;** 4 implantes, Co-Cr, distais inclinados, viga convencional (Figura 78)

b) **Com cantilever x sem cantilever;** 4 implantes, Co-Cr, distais inclinados, viga I (Figura 79)

c) Com cantilever x sem cantilever; 4 implantes, Co-Cr, distais retos, viga convencional (Figura 80)

d) Com cantilever x sem cantilever; 4 implantes, Co-Cr, distais retos, viga I (Figura 81)

e) Com cantilever x sem cantilever; 4 implantes, Titânio, distais inclinados, viga convencional (Figura 82)

f) Com cantilever x sem cantilever; 4 implantes, Titânio, distais inclinados, viga convencional (Figura 83)

g) Com cantilever x sem cantilever; 4 implantes, Titânio, distais retos, viga convencional (Figura 84)

h) Com cantilever x sem cantilever; 4 implantes, Titânio, distais retos, viga I (Figura 85)

i) **Com cantilever x sem cantilever;** 5 implantes, Co-Cr, distais inclinados, viga convencional (Figura 86)

j) **Com cantilever x sem cantilever;** 5 implantes, Co-Cr, distais inclinados, viga I (Figura 87)

k) Com cantilever x sem cantilever; 5 implantes, Co-Cr, distais retos, viga convencional (Figura 88)

l) Com cantilever x sem cantilever; 5 implantes, Co-Cr, distais retos, viga I (Figura 89)

m) Com cantilever x sem cantilever; 5 implantes, Titânio, distais inclinados, viga convencional (Figura 90)

n) Com cantilever x sem cantilever; 5 implantes, Titânio, distais inclinados, viga I (Figura 91)

o) Com cantilever x sem cantilever; 5 implantes, Titânio, distais retos, viga convencional (Figura 92)

p) Com cantilever x sem cantilever; 5 implantes, Titânio, distais retos, viga I (Figura 93)

Tabela 4. Ordem de franja e quantidade de tensão nos pontos dos implantes – comparação com cantilever x sem cantilever

Simulação 3.a) Com cantilever x sem cantilever; 4 implantes, Co-Cr, distais inclinados, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Com cantilever	Ordem de franja (N)	0,48	0,22	0,13	0,52	0,16	0,08	0,37	3,12
	Tensão (MPa)	8,33	3,82	2,26	9,02	2,78	1,39	6,42	54,14
Sem cantilever	Ordem de franja (N)	0,15	0,08	0,14	0,58	0,19	0,34	0,45	2,87
	Tensão (MPa)	2,60	1,39	2,43	10,06	3,30	5,90	7,81	49,80

Simulação 3.b) Com cantilever x sem cantilever; 4 implantes, Co-Cr, distais inclinados, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Com cantilever	Ordem de franja (N)	0,37	0,24	0,29	0,57	0,17	0,26	0,61	9,08
	Tensão (MPa)	6,42	4,16	5,03	9,89	2,95	4,51	10,58	157,55
Sem cantilever	Ordem de franja (N)	0,21	0,26	0,18	0,39	0,09	0,65	0,41	5,10
	Tensão (MPa)	3,64	4,51	3,12	6,77	1,56	11,28	7,11	88,49

Simulação 3.c) Com cantilever x sem cantilever; 4 implantes, Co-Cr, distais retos, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Com cantilever	Ordem de franja (N)	1,12	0,18	0,14	0,24	0,61	0,58	0,92	2,47
	Tensão (MPa)	19,43	3,12	2,43	4,16	10,58	10,06	15,96	42,86
Sem cantilever	Ordem de franja (N)	0,08	0,14	0,36	0,21	0,11	0,19	1,65	1,46
	Tensão (MPa)	1,39	2,43	6,25	3,64	1,91	3,30	28,63	25,33

Simulação 3.d) Com cantilever x sem cantilever; 4 implantes, Co-Cr, distais retos, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Com cantilever	Ordem de franja (N)	0,22	0,19	0,14	0,94	0,07	0,11	0,83	3,45
	Tensão (MPa)	3,82	3,30	2,43	16,31	1,21	1,91	14,40	59,86
Sem cantilever	Ordem de franja (N)	0,21	0,24	0,18	0,45	0,08	0,09	0,92	1,38
	Tensão (MPa)	3,64	4,16	3,12	7,81	1,39	1,56	15,96	23,95

Simulação 3.e) Com cantilever x sem cantilever; 4 implantes, Titânio, distais inclinados, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Com cantilever	Ordem de franja (N)	0,43	0,82	0,34	1,20	0,45	0,64	0,88	7,33
	Tensão (MPa)	7,46	14,23	5,90	20,82	7,81	11,11	15,27	127,19
Sem cantilever	Ordem de franja (N)	0,21	0,43	0,18	0,34	0,28	0,79	0,23	2,82
	Tensão (MPa)	3,64	7,46	3,12	5,90	4,86	13,71	3,99	48,93

Simulação 3.f) Com cantilever x sem cantilever; 4 implantes, Titânio, distais inclinados, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Com cantilever	Ordem de franja (N)	0,59	0,36	0,61	0,25	0,32	0,24	0,34	6,12
	Tensão (MPa)	10,24	6,25	10,58	4,34	5,55	4,16	5,90	106,19
Sem cantilever	Ordem de franja (N)	0,11	0,23	0,24	0,47	0,15	0,37	0,64	4,51
	Tensão (MPa)	1,91	3,99	4,16	8,16	2,60	6,42	11,11	78,26

Simulação 3.g) Com cantilever x sem cantilever; 4 implantes, Titânio, distais retos, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Com cantilever	Ordem de franja (N)	0,39	0,21	0,19	0,88	0,14	0,30	3,12	4,36
	Tensão (MPa)	6,77	3,64	3,30	15,27	2,43	5,21	54,14	75,65
Sem cantilever	Ordem de franja (N)	0,27	0,21	0,13	0,34	0,24	0,19	1,64	3,44
	Tensão (MPa)	4,68	3,64	2,26	5,90	4,16	3,30	28,46	59,69

Simulação 3.h) Com cantilever x sem cantilever; 4 implantes, Titânio, distais retos, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Com cantilever	Ordem de franja (N)	0,75	0,25	0,29	0,82	0,31	0,19	0,74	2,94
	Tensão (MPa)	13,01	4,34	5,03	14,23	5,38	3,30	12,84	51,01
Sem cantilever	Ordem de franja (N)	0,13	0,24	0,08	0,16	0,21	0,17	1,50	2,36
	Tensão (MPa)	2,26	4,16	1,39	2,78	3,64	2,95	26,03	40,95

Simulação 3.i) Com cantilever x sem cantilever; 5 implantes, Co-Cr, distais inclinados, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Com cantilever	Ordem de franja (N)	0,26	0,14	0,00	0,19	0,44	0,37	0,29	3,55
	Tensão (MPa)	4,51	2,43	0,00	3,30	7,63	6,42	5,03	61,60
Sem cantilever	Ordem de franja (N)	0,16	0,11	0,11	0,10	0,46	1,15	0,64	1,77
	Tensão (MPa)	2,78	1,91	1,91	1,74	7,98	19,95	11,11	30,71

Simulação 3.j) Com cantilever x sem cantilever; 5 implantes, Co-Cr, distais inclinados, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Com cantilever	Ordem de franja (N)	0,24	0,17	0,15	0,19	0,25	0,21	0,7	3,45
	Tensão (MPa)	4,16	2,95	2,60	3,30	4,34	3,64	12,15	59,86
Sem cantilever	Ordem de franja (N)	0,28	0,41	0,08	0,22	0,18	0,27	0,25	1,95
	Tensão (MPa)	4,86	7,11	1,39	3,82	3,12	4,68	4,34	33,84

Simulação 3.k) Com cantilever x sem cantilever; 5 implantes, Co-Cr, distais retos, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Com cantilever	Ordem de franja (N)	0,19	0,08	0,29	0,71	0,15	0,26	0,27	1,74
	Tensão (MPa)	3,30	1,39	5,03	12,32	2,60	4,51	4,68	30,19
Sem cantilever	Ordem de franja (N)	0,23	0,31	0,15	0,21	0,13	0,06	1,48	1,27
	Tensão (MPa)	3,99	5,38	2,60	3,64	2,26	1,04	25,68	22,04

Simulação 3.l) Com cantilever x sem cantilever; 5 implantes, Co-Cr, distais retos, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Com cantilever	Ordem de franja (N)	0,27	0,21	0,12	0,18	0,07	0,1	0,64	2,18
	Tensão (MPa)	4,68	3,64	2,08	3,12	1,21	1,74	11,11	37,83
Sem cantilever	Ordem de franja (N)	0,15	0,33	0,31	0,28	0,29	0,41	0,68	1,45
	Tensão (MPa)	2,60	5,73	5,38	4,86	5,03	7,11	11,80	25,16

Simulação 3.m) Com cantilever x sem cantilever; 5 implantes, Titânio, distais inclinados, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Com cantilever	Ordem de franja (N)	0,55	0,47	0,25	0,39	0,73	0,21	0,59	4,77
	Tensão (MPa)	9,54	8,16	4,34	6,77	12,67	3,64	10,24	82,77
Sem cantilever	Ordem de franja (N)	0,51	0,56	0,29	0,17	0,14	0,11	0,39	1,88
	Tensão (MPa)	8,85	9,72	5,03	2,95	2,43	1,91	6,77	32,62

Simulação 3.n) Com cantilever x sem cantilever; 5 implantes, Titânio, distais inclinados, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Com cantilever	Ordem de franja (N)	1,14	0,91	0,23	0,36	0,39	0,61	0,84	5,77
	Tensão (MPa)	19,78	15,79	3,99	6,25	6,77	10,58	14,58	100,12
Sem cantilever	Ordem de franja (N)	0,17	0,08	0,13	0,21	0,24	0,14	0,21	1,39
	Tensão (MPa)	2,95	1,39	2,26	3,64	4,16	2,43	3,64	24,12

Simulação 3.o) Com cantilever x sem cantilever; 5 implantes, Titânio, distais retos, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Com cantilever	Ordem de franja (N)	0,09	0,66	0,20	0,14	0,19	0,17	0,78	3,32
	Tensão (MPa)	1,56	11,45	3,47	2,43	3,30	2,95	13,53	57,61
Sem cantilever	Ordem de franja (N)	0,29	0,11	0,08	0,28	0,16	0,28	0,19	2,35
	Tensão (MPa)	5,03	1,91	1,39	4,86	2,78	4,86	3,30	40,78

Simulação 3.p) Com cantilever x sem cantilever; 5 implantes, Titânio, distais retos, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Com cantilever	Ordem de franja (N)	0,25	0,34	0,16	0,81	0,14	0,46	0,85	2,79
	Tensão (MPa)	4,34	5,90	2,78	14,05	2,43	7,98	14,75	48,41
Sem cantilever	Ordem de franja (N)	0,29	0,18	0,16	0,14	0,11	0,25	0,91	1,44
	Tensão (MPa)	5,03	3,12	2,78	2,43	1,91	4,34	15,79	24,99

Na situação 3, foi realizada a comparação entre as barras de protocolo apresentando ou não cantilever, mantendo-se as outras variáveis inalteradas em cada avaliação. As infraestruturas sem cantilever apresentaram um resultado marcadamente superior às aquelas com cantilever. Em 14 das 16 simulações, as barras sem cantilever apresentaram melhor distribuição de tensões nos implantes distais sob carga distal. Em apenas 2 simulações (“h” e “k”) houve similaridade nos resultados. As diferenças mais marcantes na distribuição de tensões ocorreram nas situações “m” (diferença de 3 ordens de franja), “b” e “n” (4 ordens de franja) e “l” (5 ordens de franja).

Situação 4 – comparação de distais retos x distais inclinados

a) Distais retos x distais inclinados; 4 implantes, Co-Cr, com cantilever, viga convencional (Figura 94)

b) Distais retos x distais inclinados; 4 implantes, Co-Cr, com cantilever, viga I (Figura 95)

c) Distais retos x distais inclinados; 4 implantes, Co-Cr, sem cantilever, viga convencional (Figura 96)

d) Distais retos x distais inclinados; 4 implantes, Co-Cr, sem cantilever, viga I (Figura 97)

e) Distais retos x distais inclinados; 4 implantes, Titânio, com cantilever, viga convencional (Figura 98)

f) Distais retos x distais inclinados; 4 implantes, Titânio, com cantilever, viga I (Figura 99)

g) Distais retos x distais inclinados; 4 implantes, Titânio, sem cantilever, viga convencional (Figura 100)

h) Distais retos x distais inclinados; 4 implantes, Titânio, sem cantilever, viga I (Figura 101)

i) Distais retos x distais inclinados; 5 implantes, Co-Cr, com cantilever, viga convencional (Figura 102)

j) Distais retos x distais inclinados; 5 implantes, Co-Cr, com cantilever, viga I (Figura 103)

k) Distais retos x distais inclinados; 5 implantes, Co-Cr, sem cantilever, viga convencional (Figura 104)

l) Distais retos x distais inclinados; 5 implantes, Co-Cr, sem cantilever, viga I (Figura 105)

m) Distais retos x distais inclinados; 5 implantes, Titânio, com cantilever, viga convencional (Figura 106)

n) Distais retos x distais inclinados; 5 implantes, Titânio, com cantilever, viga I (Figura 107)

o) Distais retos x distais inclinados; 5 implantes, Titânio, sem cantilever, viga convencional (Figura 108)

p) Distais retos x distais inclinados; 5 implantes, Titânio, sem cantilever, viga I (Figura 109)

Tabela 5. Ordem de franja e quantidade de tensão nos pontos dos implantes – comparação distais retos x distais inclinados

Simulação 4.a) Distais retos x distais inclinados; 4 implantes, Co-Cr, com cantilever, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Distais retos	Ordem de franja (N)	1,12	0,18	0,14	0,24	0,61	0,58	0,92	2,47
	Tensão (MPa)	19,43	3,12	2,43	4,16	10,58	10,06	15,96	42,86
Distais inclinados	Ordem de franja (N)	0,48	0,22	0,13	0,52	0,16	0,08	0,37	3,12
	Tensão (MPa)	8,33	3,82	2,26	9,02	2,78	1,39	6,42	54,14

Simulação 4.b) Distais retos x distais inclinados; 4 implantes, Co-Cr, com cantilever, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Distais retos	Ordem de franja (N)	0,22	0,19	0,14	0,94	0,07	0,11	0,83	3,45
	Tensão (MPa)	3,82	3,30	2,43	16,31	1,21	1,91	14,40	59,86
Distais inclinados	Ordem de franja (N)	0,37	0,24	0,29	0,57	0,17	0,26	0,61	9,08
	Tensão (MPa)	6,42	4,16	5,03	9,89	2,95	4,51	10,58	157,55

Simulação 4.c) Distais retos x distais inclinados; 4 implantes, Co-Cr, sem cantilever, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Distais retos	Ordem de franja (N)	0,08	0,14	0,36	0,21	0,11	0,19	1,65	1,46
	Tensão (MPa)	1,39	2,43	6,25	3,64	1,91	3,30	28,63	25,33
Distais inclinados	Ordem de franja (N)	0,15	0,08	0,14	0,58	0,19	0,34	0,45	2,87
	Tensão (MPa)	2,60	1,39	2,43	10,06	3,30	5,90	7,81	49,80

Simulação 4.d) Distais retos x distais inclinados; 4 implantes, Co-Cr, sem cantilever, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Distais retos	Ordem de franja (N)	0,21	0,24	0,18	0,45	0,08	0,09	0,92	1,38
	Tensão (MPa)	3,64	4,16	3,12	7,81	1,39	1,56	15,96	23,95
Distais inclinados	Ordem de franja (N)	0,21	0,26	0,18	0,39	0,09	0,65	0,41	5,10
	Tensão (MPa)	3,64	4,51	3,12	6,77	1,56	11,28	7,11	88,49

Simulação 4.e) Distais retos x distais inclinados; 4 implantes, Titânio, com cantilever, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Distais retos	Ordem de franja (N)	0,39	0,21	0,19	0,88	0,14	0,30	3,12	4,36
	Tensão (MPa)	6,77	3,64	3,30	15,27	2,43	5,21	54,14	75,65
Distais inclinados	Ordem de franja (N)	0,43	0,82	0,34	1,20	0,45	0,64	0,88	7,33
	Tensão (MPa)	7,46	14,23	5,90	20,82	7,81	11,11	15,27	127,19

Simulação 4.f) Distais retos x distais inclinados; 4 implantes, Titânio, com cantilever, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Distais retos	Ordem de franja (N)	0,75	0,25	0,29	0,82	0,31	0,19	0,74	2,94
	Tensão (MPa)	13,01	4,34	5,03	14,23	5,38	3,30	12,84	51,01
Distais inclinados	Ordem de franja (N)	0,59	0,36	0,61	0,25	0,32	0,24	0,34	6,12
	Tensão (MPa)	10,24	6,25	10,58	4,34	5,55	4,16	5,90	106,19

Simulação 4.g) Distais retos x distais inclinados; 4 implantes, Titânio, sem cantilever, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Distais retos	Ordem de franja (N)	0,27	0,21	0,13	0,34	0,24	0,19	1,64	3,44
	Tensão (MPa)	4,68	3,64	2,26	5,90	4,16	3,30	28,46	59,69
Distais inclinados	Ordem de franja (N)	0,21	0,43	0,18	0,34	0,28	0,79	0,23	2,82
	Tensão (MPa)	3,64	7,46	3,12	5,90	4,86	13,71	3,99	48,93

Simulação 4.h) Distais retos x distais inclinados; 4 implantes, Titânio, sem cantilever, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Distais retos	Ordem de franja (N)	0,13	0,24	0,08	0,16	0,21	0,17	1,50	2,36
	Tensão (MPa)	2,26	4,16	1,39	2,78	3,64	2,95	26,03	40,95
Distais inclinados	Ordem de franja (N)	0,11	0,23	0,24	0,47	0,15	0,37	0,64	4,51
	Tensão (MPa)	1,91	3,99	4,16	8,16	2,60	6,42	11,11	78,26

Simulação 4.i) Distais retos x distais inclinados; 5 implantes, Co-Cr, com cantilever, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Distais retos	Ordem de franja (N)	0,19	0,08	0,29	0,71	0,15	0,26	0,27	1,74
	Tensão (MPa)	3,30	1,39	5,03	12,32	2,60	4,51	4,68	30,19
Distais inclinados	Ordem de franja (N)	0,26	0,14	0,00	0,19	0,44	0,37	0,29	3,55
	Tensão (MPa)	4,51	2,43	0,00	3,30	7,63	6,42	5,03	61,60

Simulação 4.j) Distais retos x distais inclinados; 5 implantes, Co-Cr, com cantilever, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Distais retos	Ordem de franja (N)	0,27	0,21	0,12	0,18	0,07	0,1	0,64	2,18
	Tensão (MPa)	4,68	3,64	2,08	3,12	1,21	1,74	11,11	37,83
Distais inclinados	Ordem de franja (N)	0,24	0,17	0,15	0,19	0,25	0,21	0,7	3,45
	Tensão (MPa)	4,16	2,95	2,60	3,30	4,34	3,64	12,15	59,86

Simulação 4.k) Distais retos x distais inclinados; 5 implantes, Co-Cr, sem cantilever, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Distais retos	Ordem de franja (N)	0,23	0,31	0,15	0,21	0,13	0,06	1,48	1,27
	Tensão (MPa)	3,99	5,38	2,60	3,64	2,26	1,04	25,68	22,04
Distais inclinados	Ordem de franja (N)	0,16	0,11	0,11	0,10	0,46	1,15	0,64	1,77
	Tensão (MPa)	2,78	1,91	1,91	1,74	7,98	19,95	11,11	30,71

Simulação 4.l) Distais retos x distais inclinados; 5 implantes, Co-Cr, sem cantilever, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Distais retos	Ordem de franja (N)	0,15	0,33	0,31	0,28	0,29	0,41	0,68	1,45
	Tensão (MPa)	2,60	5,73	5,38	4,86	5,03	7,11	11,80	25,16
Distais inclinados	Ordem de franja (N)	0,28	0,41	0,08	0,22	0,18	0,27	0,25	1,95
	Tensão (MPa)	4,86	7,11	1,39	3,82	3,12	4,68	4,34	33,84

Simulação 4.m) Distais retos x distais inclinados; 5 implantes, Titânio, com cantilever, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Distais retos	Ordem de franja (N)	0,09	0,66	0,20	0,14	0,19	0,17	0,78	3,32
	Tensão (MPa)	1,56	11,45	3,47	2,43	3,30	2,95	13,53	57,61
Distais inclinados	Ordem de franja (N)	0,55	0,47	0,25	0,39	0,73	0,21	0,59	4,77
	Tensão (MPa)	9,54	8,16	4,34	6,77	12,67	3,64	10,24	82,77

Simulação 4.n) Distais retos x distais inclinados; 5 implantes, Titânio, com cantilever, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Distais retos	Ordem de franja (N)	0,25	0,34	0,16	0,81	0,14	0,46	0,85	2,79
	Tensão (MPa)	4,34	5,90	2,78	14,05	2,43	7,98	14,75	48,41
Distais inclinados	Ordem de franja (N)	1,14	0,91	0,23	0,36	0,39	0,61	0,84	5,77
	Tensão (MPa)	19,78	15,79	3,99	6,25	6,77	10,58	14,58	100,12

Simulação 4.o) Distais retos x distais inclinados; 5 implantes, Titânio, sem cantilever, viga convencional

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Distais retos	Ordem de franja (N)	0,29	0,11	0,08	0,28	0,16	0,28	0,19	2,35
	Tensão (MPa)	5,03	1,91	1,39	4,86	2,78	4,86	3,30	40,78
Distais inclinados	Ordem de franja (N)	0,51	0,56	0,29	0,17	0,14	0,11	0,39	1,88
	Tensão (MPa)	8,85	9,72	5,03	2,95	2,43	1,91	6,77	32,62

Simulação 4.p) Distais retos x distais inclinados; 5 implantes, Titânio, sem cantilever, viga I

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Distais retos	Ordem de franja (N)	0,29	0,18	0,16	0,14	0,11	0,25	0,91	1,44
	Tensão (MPa)	5,03	3,12	2,78	2,43	1,91	4,34	15,79	24,99
Distais inclinados	Ordem de franja (N)	0,17	0,08	0,13	0,21	0,24	0,14	0,21	1,39
	Tensão (MPa)	2,95	1,39	2,26	3,64	4,16	2,43	3,64	24,12

Na situação 4, foi realizada a comparação entre as barras de protocolo apresentando os implantes distais retos e implantes distais inclinados, mantendo-se as outras variáveis inalteradas em cada avaliação. As infraestruturas com implantes distais retos apresentaram uma melhor distribuição de tensões em 11 simulações, enquanto as barras com implantes distais inclinados tiveram uma melhor performance em apenas 2 simulações ("g" e "o"), houve similaridade dos resultados em outras 3 simulações ("k", "l" e "p"). Diferenças mais acentuadas ocorreram em 4 ensaios, com as diferenças na ordem de franja apresentando valores de 3 ordens ("e"), 4 ordens ("d" e "f") e 6 ordens de franja ("b"). Outra diferença notável que ocorre entre os dois tipos de prótese é que com os implantes distais inclinados, a tensão no implante distal ocorre quase 100% no lado distal, não havendo distribuição para o lado mesial, ao passo que no implante reto, a tensão se divide nos lados mesial e distal do implante, com prevalência de maior parte da tensão no lado distal.

Situação 5 – comparação de viga convencional x viga I

a) Viga convencional x viga I; 4 implantes, Co-Cr, com cantilever, distais inclinados (Figura 110)

b) Viga convencional x viga I; 4 implantes, Co-Cr, com cantilever, distais retos (Figura 111)

c) Viga convencional x viga I; 4 implantes, Co-Cr, sem cantilever, distais inclinados (Figura 112)

d) Viga convencional x viga I; 4 implantes, Co-Cr, sem cantilever, distais retos (Figura 113)

e) Viga convencional x viga I; 4 implantes, Titânio, com cantilever, distais inclinados (Figura 114)

f) Viga convencional x viga I; 4 implantes, Titânio, com cantilever, distais retos (Figura 115)

g) Viga convencional x viga I; 4 implantes, Titânio, sem cantilever, distais retos (Figura 116)

h) Viga convencional x viga I; 4 implantes, Titânio, sem cantilever, distais inclinados (Figura 117)

i) Viga convencional x viga I; 5 implantes, Co-Cr, com cantilever, distais inclinados (Figura 118)

j) Viga convencional x viga I; 5 implantes, Co-Cr, com cantilever, distais retos (Figura 119)

k) Viga convencional x viga I; 5 implantes, Co-Cr, sem cantilever, distais inclinados (Figura 120)

l) Viga convencional x viga I; 5 implantes, Co-Cr, sem cantilever, distais retos (Figura 121)

m) Viga convencional x viga I; 5 implantes, Titânio, com cantilever, distais inclinados (Figura 122)

n) Viga convencional x viga I; 5 implantes, Titânio, com cantilever, distais retos (Figura 123)

o) Viga convencional x viga I; 5 implantes, Titânio, sem cantilever, distais inclinados (Figura 124)

p) Viga convencional x viga I; 5 implantes, Titânio, sem cantilever, distais retos (Figura 125)

Tabela 6. Ordem de franja e quantidade de tensão nos pontos dos implantes – comparação viga I x viga convencional

Simulação 5.a) Viga convencional x viga I; 4 implantes, Co-Cr, com cantilever, distais inclinados

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Viga convencional	Ordem de franja (N)	0,48	0,22	0,13	0,52	0,16	0,08	0,37	3,12
	Tensão (MPa)	8,33	3,82	2,26	9,02	2,78	1,39	6,42	54,14
Viga I	Ordem de franja (N)	0,37	0,24	0,29	0,57	0,17	0,26	0,61	9,08
	Tensão (MPa)	6,42	4,16	5,03	9,89	2,95	4,51	10,58	157,55

Simulação 5.b) Viga convencional x viga I; 4 implantes, Co-Cr, com cantilever, distais retos

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Viga convencional	Ordem de franja (N)	1,12	0,18	0,14	0,24	0,61	0,58	0,92	2,47
	Tensão (MPa)	19,43	3,12	2,43	4,16	10,58	10,06	15,96	42,86
Viga I	Ordem de franja (N)	0,22	0,19	0,14	0,94	0,07	0,11	0,83	3,45
	Tensão (MPa)	3,82	3,30	2,43	16,31	1,21	1,91	14,40	59,86

Simulação 5.c) Viga convencional x viga I; 4 implantes, Co-Cr, sem cantilever, distais inclinados

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Viga convencional	Ordem de franja (N)	0,15	0,08	0,14	0,58	0,19	0,34	0,45	2,87
	Tensão (MPa)	2,60	1,39	2,43	10,06	3,30	5,90	7,81	49,80
Viga I	Ordem de franja (N)	0,21	0,26	0,18	0,39	0,09	0,65	0,41	5,10
	Tensão (MPa)	3,64	4,51	3,12	6,77	1,56	11,28	7,11	88,49

Simulação 5.d) Viga convencional x viga I; 4 implantes, Co-Cr, sem cantilever, distais retos

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Viga convencional	Ordem de franja (N)	0,08	0,14	0,36	0,21	0,11	0,19	1,65	1,46
	Tensão (MPa)	1,39	2,43	6,25	3,64	1,91	3,30	28,63	25,33
Viga I	Ordem de franja (N)	0,21	0,24	0,18	0,45	0,08	0,09	0,92	1,38
	Tensão (MPa)	3,64	4,16	3,12	7,81	1,39	1,56	15,96	23,95

Simulação 5.e) Viga convencional x viga I; 4 implantes, Titânio, com cantilever, distais inclinados

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Viga convencional	Ordem de franja (N)	0,43	0,82	0,34	1,20	0,45	0,64	0,88	7,33
	Tensão (MPa)	7,46	14,23	5,90	20,82	7,81	11,11	15,27	127,19
Viga I	Ordem de franja (N)	0,59	0,36	0,61	0,25	0,32	0,24	0,34	6,12
	Tensão (MPa)	10,24	6,25	10,58	4,34	5,55	4,16	5,90	106,19

Simulação 5.f) Viga convencional x viga I; 4 implantes, Titânio, com cantilever, distais retos

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Viga convencional	Ordem de franja (N)	0,39	0,21	0,19	0,88	0,14	0,30	3,12	4,36
	Tensão (MPa)	6,77	3,64	3,30	15,27	2,43	5,21	54,14	75,65
Viga I	Ordem de franja (N)	0,75	0,25	0,29	0,82	0,31	0,19	0,74	2,94
	Tensão (MPa)	13,01	4,34	5,03	14,23	5,38	3,30	12,84	51,01

Simulação 5.g) Viga convencional x viga I; 4 implantes, Titânio, sem cantilever, distais retos

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Viga convencional	Ordem de franja (N)	0,27	0,21	0,13	0,34	0,24	0,19	1,64	3,44
	Tensão (MPa)	4,68	3,64	2,26	5,90	4,16	3,30	28,46	59,69
Viga I	Ordem de franja (N)	0,29	0,18	0,16	0,14	0,11	0,25	0,91	1,44
	Tensão (MPa)	5,03	3,12	2,78	2,43	1,91	4,34	15,79	24,99

Simulação 5.h) Viga convencional x viga I; 4 implantes, Titânio, sem cantilever, distais inclinados

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Viga convencional	Ordem de franja (N)	0,21	0,43	0,18	0,34	0,28	0,79	0,23	2,82
	Tensão (MPa)	3,64	7,46	3,12	5,90	4,86	13,71	3,99	48,93
Viga I	Ordem de franja (N)	0,11	0,23	0,24	0,47	0,15	0,37	0,64	4,51
	Tensão (MPa)	1,91	3,99	4,16	8,16	2,60	6,42	11,11	78,26

Simulação 5.i) Viga convencional x viga I; 5 implantes, Co-Cr, com cantilever, distais inclinados

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Viga convencional	Ordem de franja (N)	0,26	0,14	0,00	0,19	0,44	0,37	0,29	3,55
	Tensão (MPa)	4,51	2,43	0,00	3,30	7,63	6,42	5,03	61,60
Viga I	Ordem de franja (N)	0,24	0,17	0,15	0,19	0,25	0,21	0,7	3,45
	Tensão (MPa)	4,16	2,95	2,60	3,30	4,34	3,64	12,15	59,86

Simulação 5.j) Viga convencional x viga I; 5 implantes, Co-Cr, com cantilever, distais retos

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Viga convencional	Ordem de franja (N)	0,19	0,08	0,29	0,71	0,15	0,26	0,27	1,74
	Tensão (MPa)	3,30	1,39	5,03	12,32	2,60	4,51	4,68	30,19
Viga I	Ordem de franja (N)	0,27	0,21	0,12	0,18	0,07	0,1	0,64	2,18
	Tensão (MPa)	4,68	3,64	2,08	3,12	1,21	1,74	11,11	37,83

Simulação 5.k) Viga convencional x viga I; 5 implantes, Co-Cr, sem cantilever, distais inclinados

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Viga convencional	Ordem de franja (N)	0,16	0,11	0,11	0,10	0,46	1,15	0,64	1,77
	Tensão (MPa)	2,78	1,91	1,91	1,74	7,98	19,95	11,11	30,71
Viga I	Ordem de franja (N)	0,28	0,41	0,08	0,22	0,18	0,27	0,25	1,95
	Tensão (MPa)	4,86	7,11	1,39	3,82	3,12	4,68	4,34	33,84

Simulação 5.l) Viga convencional x viga I; 5 implantes, Co-Cr, sem cantilever, distais retos

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Viga convencional	Ordem de franja (N)	0,23	0,31	0,15	0,21	0,13	0,06	1,48	1,27
	Tensão (MPa)	3,99	5,38	2,60	3,64	2,26	1,04	25,68	22,04
Viga I	Ordem de franja (N)	0,15	0,33	0,31	0,28	0,29	0,41	0,68	1,45
	Tensão (MPa)	2,60	5,73	5,38	4,86	5,03	7,11	11,80	25,16

Simulação 5.m) Viga convencional x viga I; 5 implantes, Titânio, com cantilever, distais inclinados

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Viga convencional	Ordem de franja (N)	0,55	0,47	0,25	0,39	0,73	0,21	0,59	4,77
	Tensão (MPa)	9,54	8,16	4,34	6,77	12,67	3,64	10,24	82,77
Viga I	Ordem de franja (N)	1,14	0,91	0,23	0,36	0,39	0,61	0,84	5,77
	Tensão (MPa)	19,78	15,79	3,99	6,25	6,77	10,58	14,58	100,12

Simulação 5.n) Viga convencional x viga I; 5 implantes, Titânio, com cantilever, distais retos

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Viga convencional	Ordem de franja (N)	0,09	0,66	0,20	0,14	0,19	0,17	0,78	3,32
	Tensão (MPa)	1,56	11,45	3,47	2,43	3,30	2,95	13,53	57,61
Viga I	Ordem de franja (N)	0,25	0,34	0,16	0,81	0,14	0,46	0,85	2,79
	Tensão (MPa)	4,34	5,90	2,78	14,05	2,43	7,98	14,75	48,41

Simulação 5.o) Viga convencional x viga I; 5 implantes, Titânio, sem cantilever, distais inclinados

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
	Pontos de leitura	1	2	1	2	3	4	3	4
Viga convencional	Ordem de franja (N)	0,51	0,56	0,29	0,17	0,14	0,11	0,39	1,88
	Tensão (MPa)	8,85	9,72	5,03	2,95	2,43	1,91	6,77	32,62
Viga I	Ordem de franja (N)	0,17	0,08	0,13	0,21	0,24	0,14	0,21	1,39
	Tensão (MPa)	2,95	1,39	2,26	3,64	4,16	2,43	3,64	24,12

Simulação 5.p) Viga convencional x viga I; 5 implantes, Titânio, sem cantilever, distais retos

		Implante central				Implante distal			
		carga central		carga distal		carga central		carga distal	
		1	2	1	2	3	4	3	4
Viga convencional	Pontos de leitura								
	Ordem de franja (N)	0,29	0,11	0,08	0,28	0,16	0,28	0,19	2,35
Viga I	Tensão (MPa)	5,03	1,91	1,39	4,86	2,78	4,86	3,30	40,78
	Ordem de franja (N)	0,29	0,18	0,16	0,14	0,11	0,25	0,91	1,44
	Tensão (MPa)	5,03	3,12	2,78	2,43	1,91	4,34	15,79	24,99

Na situação 5, foi realizada a comparação entre as barras de protocolo com viga convencional e viga I, mantendo-se as outras variáveis inalteradas em cada avaliação. Os resultados mostraram uma distribuição aleatória, com melhor distribuição das tensões nos ensaios com viga convencional em 6 simulações ("a", "b", "c", "h", "j" e "m") e com viga I em 5 simulações ("e", "f", "g", "n" e "p"). Houve similaridade de resultado nas tensões em outras 5 simulações ("d", "i", "k", "l" e "o"). Diferenças mais acentuadas ocorreram em 2 ensaios, com as diferenças na ordem de franja apresentando valores de 6 ordens ("a") e 3 ordens ("c").

Pelo gráfico abaixo, verifica-se que a tensão em MPa acumulada nos implantes distais sob carga distal foi aproximadamente 7 vezes maior que nas outras situações de carga. Além disso, 69% de toda tensão acumulada no sistema está no implante distal sob carga distal.

	Implante central		Implante distal	
	Carga central	Carga distal	Carga central	Carga distal
Tensão (Mpa)	351,51	335,42	306,80	2.209,41

Figura 126. Gráfico das tensões acumuladas nos implantes em todos os ensaios

Discussão

5. Discussão

A prótese protocolo de Branemark é objeto de estudos desde que os primeiros trabalhos sobre a osseointegração foram divulgados por Branemark e sua equipe. Com a real possibilidade de se proporcionar uma mudança radical na qualidade de vida de seres humanos totalmente desprovidos de dentes, esse trabalho teve um impacto decisivo e duradouro sobre a vida de milhões de pessoas em todo o mundo desde seu advento nos meados dos anos 1960.

Pacientes com mínima condição anatômica e funcional de rebordo ósseo em altura e espessura, têm a possibilidade de receber a inserção de pelos menos quatro implantes osseointegrados e sobre essas fixações ser instalada uma prótese total implantossuportada. As limitações anatômicas, extensamente discutidas no tópico introdutório desse estudo, em diversas situações inviabilizam a colocação de muitos implantes, e também impedem que tais implantes sejam fixados em uma posição longitudinal ao eixo sagital do indivíduo. Por tal razão, implantes curtos, muitas vezes angulados e em pequeno número são uma alternativa real aos procedimentos de cirurgia avançada, tais como: enxertos em bloco tipo onlay, elevação do soalho do seio maxilar e lateralização do nervo alveolar inferior.

Tal condição de colocação de implantes em um bom número auxiliado ou não pela inclinação dos implantes distais deve ter como prerrogativa principal a redução do cantilever, fator comumente

associado ao excesso de tensões nos implantes que pode levar à perda precoce ou tardia do trabalho reabilitador. A possibilidade de evitar ou reduzir o cantilever é uma alternativa extremamente válida, inclusive quando se precisa sacrificar o comprimento do arco dental. Na montagem da prótese, a exclusão do primeiro premolar e dos segundo e terceiro molares ajuda a conseguir esse objetivo sem causar maiores transtornos ou deficiências mastigatórias importantes ao paciente.

As ligas metálicas na odontologia ainda são muitíssimo utilizadas, sendo a prótese protocolo uma das principais beneficiárias dessa tecnologia. Mesmo com o advento das fresagens por meio de sistemas computadorizados CAD/CAM em zircônia e titânio, as ligas metálicas fundidas ainda resistem e, provavelmente, resistiram por muito tempo dentro arte odontológica, devido a fatores como: custo acessível, domínio da técnica, previsibilidade dos trabalhos e acompanhamento prognóstico de longo prazo revelando taxas altíssimas de sucesso e sobrevivência. As ligas em cobalto-cromo extensamente utilizadas na odontologia apresentam como principais características: facilidade no processo de fundição, custo extremamente acessível e longa experiência clínica em próteses removíveis e fixas dento e implantossuportadas. As ligas de titânio comercialmente puro também se apresentam com uma alternativa real para a confecção de supraestruturas protéticas, apresentam uma excelente relação massa/peso específico e custo razoável. No entanto, requerem uma

apuradíssima técnica de fundição e o uso máquinas de tecnologia mais avançada, consequentemente com custos também mais elevados.

A secção transversal da barra protética também pode sofrer variações a fim de reduzir a massa do trabalho final, melhorar a condição de fusibilidade e aumentar a resistência. As estruturas metálicas com desenho convencional largamente utilizadas podem ter alternativas convincentes com a implementação de desenhos importados da engenharia como as vigas tipo I ou H, que reduzem em grande quantidade o conteúdo do material sem afetar a resistência final da mesma.

O objetivo do estudo apresentado não está relacionado à avaliação do tipo de conexão pilar-implante mais adequado para as próteses totais fixas, porém o implante com conexão tipo cone morse foi escolhido neste estudo por apresentar características de união duradoura com eliminação do gap protético e redução da micromovimentação. O estudo de Akça et al¹⁰⁹, demonstraram por meio de análise fotoelástica e extensometria que sob as mesmas condições de carga, os implantes de cone interno levam à interface osso-implante características de transferência de forças que remetem aos implantes de peça única. Em outro estudo, Hansson⁴¹ afirmou que uma interface pilar-implante cônica no nível do osso marginal, em combinação com elementos de retenção no pescoço do implante e com espessura da parede do implante e módulo de elasticidade

adequados, o pico de tensão óssea resultante dos componentes de carga axial estão espacialmente separados daqueles resultantes de componentes de carga horizontal. Se a interface cônica está localizada 2mm coronalmente, tal efeito benéfico desaparece. Com uma interface cônica pilar-implante no nível do osso marginal, em combinação com elementos de retenção no pescoço do implante, o pico de tensão óssea causado por uma carga axial é substancialmente menor que com a mesma interface cônica localizada 2 mm coronalmente. O estudo infere que as tensões ósseas são afetadas pela espessura da parede do implante e pelo módulo de elasticidade do material.

5.1. Titânio vs cobalto-cromo

Nas 32 simulações realizadas, 16 com ligas de titânio e 16 com ligas de cobalto-cromo, pode-se relatar que houve uma clara vantagem para as estruturas fundidas em cobalto-cromo no que diz respeito a distribuição de tensões. Nas 16 comparações, em 8 delas a liga de cobalto-cromo apresentou melhores resultados, ou seja, menor quantidade de tensão com menor número de franjas isoclínicas. Não há elementos disponíveis na literatura para afirmar que o cobalto-cromo possua uma melhor condição de distribuição de tensões que o titânio, porém os resultados confirmam a excelência desse material para ser utilizado em forma de supraestrutura protética. Tampouco, os resultados

obtidos destituem a condição do titânio de servir como material para confecção de infraestrutura metálica. Infraestruturas de titânio foram propostas como alternativas às fundições de liga de ouro convencionais na implantologia, desde que elas demonstraram mais precisão e previsibilidade que estruturas metálicas fundidas em metais convencionais¹¹⁰.

Um recente trabalho de Hatori et al¹¹¹, afirmou que a união da liga de cromo ao titânio assevera uma melhoria marcante nas propriedades mecânicas dos sistemas de Ti-Cr, sugerindo uma potencial vantagem. Entretanto, as propriedades mecânicas das ligas Ti-Cr fundidas ainda estão incertas por causa das propriedades modificadas pelo métodos de processamento. Porém, uma análise experimental mostrou que essas mesmas propriedades mecânicas da liga de Ti-Cr com um conteúdo aumentado de 15 a 20% em massa de cromo resultam em valores de resistência melhorados, tornando-se apropriada para confecção de infraestruturas para próteses fixas implatossuportadas.

No presente estudo, não foi avaliado o grau de desadaptação das peças aos pilares, pois no trabalho não houve transferência da posição dos implantes de um modelo mestre para um modelo de trabalho com réplicas. Os conjuntos pilar-implante foram parafusados diretamente na infraestrutura de forma personalizada e, só então, foram realizados os vazamentos da resina fotoelástica. Tal procedimento

garantiu uma adaptação extremamente precisa dos pilares à barra protética. Um determinado grau de desadaptação poderia gerar tensões indesejáveis sobre os implantes e afetar a distribuição de tensões que foi o objetivo primeiro deste trabalho. Jemt e Book⁴⁹ estudaram prospectivamente desajustes de próteses e perda óssea radiográfica em 14 pacientes (7 maxilas e 7 mandíbulas) por 1 ano e retrospectivamente por 4 anos de um período de 5 anos após a cirurgia de segundo estágio. Seus resultados demonstraram que, *in vivo*, nenhuma das próteses demonstrou uma adaptação passiva completa aos implantes. Além disso, desadaptações similares foram encontradas em ambos os grupos (1 ano e 5 anos), indicando que os implantes parecem ser estáveis, mesmo após alguns anos em função. A média de desadaptação do ponto central foi de 111 μm (desvio padrão 59) e 91 μm (desvio padrão 51) para grupos de 1 e 5 anos respectivamente, com uma variação de 275 μm . A média de perda óssea marginal correspondente foi de 0,5 e 0,2 mm respectivamente, para os dois grupos de acompanhamento. Os autores notaram que não havia correlação estatística ($p > 0,05$) entre mudanças nos níveis de osso marginal e diferentes graus de desadaptação em cada grupo. Jemt e Book especularam que implantes podem possuir certa tolerância biológica para infraestruturas mal-adaptadas.

5.2. Viga I vs viga convencional

Na comparação entre as barras de protocolo com viga convencional e viga I, os resultados mostraram uma distribuição resultados aleatória, com melhor distribuição das tensões nos ensaios com viga convencional em 6 simulações, com viga I em 5 simulações e semelhantes em outras 5. Nem os resultados obtidos, nem os dados de estudos prévios permitem afirmar qual tipo de configuração de secção transversal da barra pode apresentar melhor distribuição de tensões. No entanto, a viga I apresenta em relação à viga convencional condição de utilização de menos metal no processo de fundição, reproduzindo estruturas mais leves, com resistência similar e com custo reduzido. As vigas convencionais, no entanto, já são utilizadas há muito tempo e têm seus resultados corroborados pela larga e antiga utilização clínica. Há, no entanto, um único trabalho¹¹² na literatura que avaliou a condição da secção transversal sobre o comportamento das tensões. Os autores concluíram que as tensões simuladas sobre pilares de implantes podem ser significativamente afetadas pela forma da infraestrutura protética e por diversas condições de carga e, em menor extensão, pelas propriedades do material protético. Teoricamente, uma barra metálica com forma vertical retangular similar ao que chamamos no nosso trabalho de viga convencional parece criar menos tensão sobre implantes distais que uma forma com secção transversal em viga I durante mordida posterior bilateral. Um aumento no módulo de

elasticidade não necessariamente leva a uma redução nas tensões sobre as estruturas menos rígidas, mas pode verdadeiramente reduzir as tensões sobre os implantes. Em outro estudo⁶², a resistência à fadiga foi avaliada em desenhos com secção transversal em L, que possui comportamento quase idêntico ao da viga I. Os autores relataram que a resistência à fadiga aumentou significativamente com a maximização da parede vertical da viga L. A durabilidade clínica de uma barra metálica para próteses fixas implantossuportadas com tal desenho pode ser melhorada pelo aumento da parede vertical (alma central) tão oclusalmente quanto possível. O deslocamento, ou flexão da infraestrutura sob tensões cíclicas foi significativamente maior quando a extensão da alma central foi reduzida. A resistência à fratura de uma infraestrutura metálica fundida é dependente de variáveis associadas com o processo de fundição. Tendências gerais de resistência à fadiga de estruturas metálicas fundidas podem ser determinadas por cálculos teóricos de deflexão sob cargas estáticas. Segundo os autores, o desenho da secção transversal tem uma enorme significância na resistência de estruturas com cantilever.

5.3. Número e angulação dos implantes; efeitos do cantilever

Um fato marcante no presente trabalho está relacionado à distribuição das tensões sobre o sistema como um todo. Foi demonstrado que os implantes centrais e o implante distal sob carga

central distribuíram tensões de forma muito tímida na região cervical. No entanto, o implante central desenvolveu toda sua tensão na região apical invariavelmente em todos os ensaios quando este implante foi submetido à carga central. Seguindo um raciocínio lógico, porém dotado de viés, poderíamos esperar que o implante distal reto na configuração sem cantilever pudesse ter um comportamento semelhante, uma vez que, este implante recebeu no centro de seu eixo longitudinal a carga exercida rotulada como carga distal. No entanto, a tensão foi distribuída ao redor do implante de uma maneira completamente diferente de como ocorreu nos casos de implante central sob carga central. Tal distribuição não manteve um padrão, mas variou de acordo com a configuração dos implantes e da barra. Este comportamento, certamente, deveu-se ao fato do implante distal ser terminal dentro da estrutura e ter na sua extremidade distal uma alavanca que muda totalmente o perfil da distribuição das tensões.

Na comparação entre 4 e 5 implantes, fica evidente que o número maior de implantes favorece a uma melhor distribuição de tensões. Em todas as simulações, a quantidade de tensão no implante distal sob carga distal é menor com 5 implantes, com exceção de 4 ensaios onde os resultados na comparação não apresentaram diferença na quantidade de franjas isocromáticas. Já quando se compara barras de protocolo apresentando ou não cantilever, as infraestruturas sem cantilever apresentaram um resultado

marcadamente superior àquelas com cantilever. Em 14 das 16 simulações, as barras sem cantilever apresentaram melhor distribuição de tensões nos implantes distais sob carga distal. Em apenas 2 simulações ocorreram similaridade nos resultados. Na comparação entre as barras de protocolo apresentando implantes distais retos e implantes distais inclinados, as infraestruturas com implantes distais retos apresentaram uma melhor distribuição de tensões em 11 simulações, enquanto as barras com implantes distais inclinados tiveram uma melhor performance em apenas 2 simulações, e houve similaridade dos resultados em outras 3 ocasiões.

O cantilever funciona, como o próprio nome diz, como uma alavanca que tem no seu pilar distal o ponto de fulcro. Não é à toa que 69% da carga de todo o sistema se concentrou no implante distal quando estava sob efeito de carga na extremidade distal. Quando temos um maior número de implantes, ocorre uma maior solidez do sistema como um todo. Apesar dos implantes mediais que encontram-se entre os pilares central e distal receberem uma quantidade insignificante de tensão tanto sob carga distal quanto sob carga central, eles permitem uma melhor distribuição das tensões ao redor implante mais posterior que é o fator crítico do sistema. Quando os implantes são fixados seguindo o plano sagital do indivíduo, ou seja, de forma reta e paralelos entre si, os mesmos terão uma relação mais favorável na distribuição das tensões, uma vez que o implante

angulado concentra a quase totalidade da carga na porção cérvico-distal do mesmo. O implante reto distribui a tensão ao longo de seu eixo tanto no lado distal como mesial. Pelos resultados, levando-se em consideração apenas a distribuição das tensões, fica evidente que a melhor configuração que se apresenta seria de uma supraestrutura com um maior número de implantes (no mínimo de cinco), com todos retos e sem a presença de cantilever. No entanto, permanece a dúvida sobre se o efeito de tais tensões no indivíduo pode trazer comprometimentos reais às reabilitações totais implantossuportadas, que seriam descritas como perda da osseointegração com colapso total do sistema. Tais achados são corroborados por diversos trabalhos prévios na literatura.

No que diz respeito ao cantilever, diversos autores publicaram seus estudos sobre os efeitos deletérios desta alavanca. Caglar et al⁷⁹. relataram que valores de tensão foram maiores para cargas verticais do que para cargas oblíquas. Nos seus relatos, as tensões se concentraram no osso cortical ao implante, principalmente nas regiões distais. As tensões para cargas oblíquas foram o dobro que para cargas verticais. Houve um aumento considerável nas tensões sobre o implante adjacente ao cantilever. Em outro estudo, White et al¹¹. posicionaram implantes sob um arco curvo em linha reta, respeitando o forame mental e a cortical vestibular do osso mandibular. Os efeitos de um cantilever posterior foi extremamente danoso. Além disso, pequenas

diferenças na angulação dos implantes teve influência considerável na transferência de tensão ao tecido ósseo. Os autores concluíram que o uso conservador do cantilever melhora as taxas de sucesso das próteses fixas totais sobre implantes. Stegaroiu et al¹⁷. relataram que o cantilever induz altas tensões sobre o osso. Assif et al⁸⁵. afirmaram que existe uma correlação entre o modo de distribuição de tensões com infraestruturas metálicas e a estrutura de suporte ao redor dos implantes para determinados pontos de carga. Os autores afirmaram que a transferência de carga e a distribuição de tensões estão diretamente relacionadas à distância dos componentes do complexo restaurador ao ponto de aplicação da carga. As maiores tensões são atingidas na vizinhança dos pontos de aplicação de carga ao redor dos implantes correspondentes. Aglietta et al⁸⁹. em uma revisão sistemática concluíram que próteses fixas implantossuportadas com cantilever representam um tratamento previsível e não reportaram efeitos sobre os níveis ósseos ao redor de implantes nas proximidades das extensões em cantilever. Tashkandi et al⁹⁰. em uma outra investigação sobre os efeitos do cantilever concluíram que a maior magnitude de tensão ocorre no ápice do implante mais distal, quando o ápice está ancorado na cortical óssea. Não foi relatado pelos autores diferença estatisticamente significativa nas tensões ocorridas com comprimentos de cantilever variando de 0, 5, 10, 15, 20 e 25 mm. Muito embora as tensões tenham aumentado quando a carga foi duplicada de 10 para 20 libras. Outros pesquisadores também avaliaram o efeito do cantilver, Wennstrom et

al⁹¹. concluíram que próteses fixas implantossuportadas instaladas em pacientes com alto padrão de higiene oral e desenhadas de maneira apropriada com respeito às cargas oclusais, a inclusão de uma unidade de cantilever não prejudica o prognóstico de longo prazo. Halg et al⁹². mostraram que as extensões em cantilever em próteses fixas sobre implantes não levam a uma maior taxa de insucesso dos implantes e não levam também a uma maior quantidade de perda óssea ao redor dos implantes. Eles consideraram que as extensões em cantilever são uma solução aceitável para reabilitação oral de edêntulos. Sertgoz e Guvener¹¹³ relataram que máximas concentrações de tensão ocorrem na interface osso-implante do mais distal, localizado no mesmo lado da carga aplicada. Afirmaram, ainda, que aumento no comprimento do cantilever resultam em valores de tensões aumentados e que o comprimento do implante não tem efeito apreciável sobre a distribuição de tensões na interface osso-implante. Gallucci et al¹⁰⁴. relataram que próteses híbridas implantossuportadas para tratamento de edentulismo mandibular por um período de observação de 5 anos apresentaram uma taxa de sucesso de 86,7% . As taxas de sobrevivência de implantes foi de 100% e das próteses de 95,5%.

Em relação ao número e angulação dos implantes, a literatura é vasta com relatos que tanto corroboram como antagonizam os achados do presente trabalho. Itoh et al¹¹⁴. afirmaram que implantes inclinados mudam a distribuição de tensões, porém tanto implantes

retos como inclinados podem ser empregados clinicamente, desde que haja osso suficiente presente. Os resultados foram altamente dependentes da localização e direção da carga, considerações da oclusão do paciente também foram consideradas extremamente importantes pelos autores. Saab et al⁷⁴. em um estudo de elementos finitos afirmaram não haver diferença nos padrões de distribuição de tensão previstos usando pilares retos ou angulados na região anterior da maxila. Naconecy et al⁷⁶. em uma avaliação por meio de extensometria sugeriram que implantes distais inclinados reduzem a força axial e não aumentam o momento de força quando 4 ou 5 implantes foram usados. Calandriello et al⁸⁰. encorajaram os resultados em favor do uso de implantes inclinados juntamente com carga imediata em maxila posterior atrófica. O estudo indicou que biomecanicamente, um suporte protético vantajoso pode ser obtido pela inclinação dos implantes posteriores e que a inclinação por si só não tem efeito negativo sobre reabsorção óssea. Bevilacqua et al⁸⁴. em análise virtual em três dimensões afirmaram que carga sobre implantes inclinados aumentam a tensão óssea periimplantar, quando comparadas com tensões observadas ao redor de implantes verticais. Ao contrário, inclinação de implantes distais reduzem os segmentos em cantilever, reduzindo as tensões ósseas periimplantares e as tensões sobre infraestruturas de próteses fixas comparadas a implantes verticais suportando extensões em cantilever. A redução do comprimento do cantilever associado a implantes inclinados desempenham um papel

importante na redução das tensões periimplantares ao redor dos implantes.

Conclusões

6. Conclusões

Dentro das limitações da metodologia empregada no presente estudo e com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. O método de fotoelasticidade é um método laboratorial apropriado para análise de tensões em implantes dentários;
2. Os implantes distais de uma prótese tipo protocolo de Branemark absorvem, em média, aproximadamente 69% de todas as tensões transmitidas ao sistema quando a infraestrutura está sob carregamento distal;
3. Próteses tipo protocolo de Branemark com 5 implantes provêm uma melhor condição de distribuição de tensões nos implantes do que com 4 implantes;
4. A secção transversal da supraestrutura metálica (viga I ou viga convencional) e o tipo de liga utilizado na fundição (titânio cp ou cobalto-cromo) não têm relação direta com o padrão de distribuição de tensões nos implantes;
5. A distribuição de tensões nos implantes dentários em uma prótese tipo protocolo é mais eficiente com implantes distais retos e sem extensão em cantilever.

Referências

7. Referências

1. Turner MJ, Clough RW, Martin HC, et al. Stiffness and deflection analysis of complex structures. *J Aeronaut Sci* 1956;23:805-82
2. Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil* 2002;29:350-356
3. Mizuuchi W, Yatabe M, Sato M, et al. The effects of loading locations and direct retainers on the movements of the abutment tooth and denture base of removable partial dentures. *J Med Dent Sci* 2002;49:11-18
4. Geng JP, Tan KBC, Liu G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85:585-598
5. Iplikçioğlu H, Akça K, Çehreli MC. The use of computerized tomography for diagnosis and treatment planning in implant dentistry. *J Oral Implantol* 2002;28:29-36
6. Turcio KH, Goiato MC, Gennari Filho H, dos Santos DM. Photoelastic analysis of stress distribution in oral rehabilitation. *J Craniofac Surg* 2009;20:471-4
7. Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg* 2009;20:1173-7
8. Cehreli M, Duyk J, De Cooman M, et al. Implant Design and interface force transfer. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:249-257
9. Fernandes CP, Glantz PO, Svensson AS, et al. Reflection photoelasticity: a new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry. *Dent Mater* 2003;19:106-117
10. Skalak R. Aspects of biomechanical considerations. In: Brinemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses*. Chicago: Quintessence 1985

11. White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 1994;71:493-499
12. Zarb GA, Jansson T. Prosthodontic procedures. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence 1985: 241–282
13. Lewinstein I, Banks-Sills L, Eliasi R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:355-66
14. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2002;29:565–574
15. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:195-202
16. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:345–360
17. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:82-90
18. Greco GD, Jansen WC, Landre Junior J, Seraidarian PI. Biomechanical analysis of the stresses generated by different disocclusion patterns in an implant-supported mandibular complete denture. *J Appl Oral Sci* 2009;17:515-20
19. Wyatt CCL, Zarb GA. Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:204–211

20. Misch CE, Steignga J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol* 2006;77:1340-7
21. Boening KW, Walter MH. Computer-aided evaluation of occlusal load in complete dentures. *J Prosthet Dent* 1992;67:339-344
22. Matsui Y, Neukam FW, Wichmann M, Ohno K. A computerized method for evaluating distribution of occlusal load on implant-supported fixed cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:67-72
23. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 2002;29:197-212
24. Schou S, Holmstrup P, Worthington HV, Esposito M. Outcome of implant therapy in patients with previous tooth loss due to periodontitis. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:104-123
25. Schou S. Implant treatment in periodontitis-susceptible patients: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2008;35:9-22
26. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue integrated prostheses. *J Prosth Dent* 1988;59:59-63
27. Karoussis IK, Bragger U, Salvi GE, Burgin W, Lang NP. Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System. *Clinical Oral Implants Research* 2004;15: 8-17
28. Mericske-Stern R, Grutter L, Rosch R, Mericske E. Clinical evaluation and prosthetic complications of single tooth replacements by non-submerged implants. *Clinical Oral Implants Research* 2001;12: 309-318

29. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. I: Clinical and radiographic results. *Clin Oral Implants Res* 2007 ;18:699-706
30. Cehreli MC, Karasoy D, Kökat AM, Akça K, Eckert S. A systematic review of marginal bone loss around implants retaining or supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:266-77
31. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after na observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:667-76
32. Manda M, Galanis C, Georgiopoulos V, Provatidis C, Koidis P. Effect of severely reduced bone support on the stress field developed within the connectors of three types of cross-arch fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2009;101:54-65
33. Visser A, Raghoobar GM, Meijer HJ, Batenburg RH, Vissink A. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants. A 5-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:19-25
34. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent* 2007;97:229-35
35. Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 2000;84:327-34
36. Hansson S. The implant neck: Smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:394-405
37. Engquist B, Astrand P, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H, Grondahl K. Marginal bone reaction to oral implants: A prospective comparative study of Astra Tech and Branemark system implants. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:30-37

38. Heydenrijk K, Raghoobar GM, Meijer HJA, van der Reijden WA, van Winkelhoff AJ, Stegenga B. Two-stage IMZ implants and ITI implants inserted in a single-stage procedure. A prospective comparative study. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:371–380
39. Malevez CH, Hermans M, Daelemans PH. Marginal bone levels at Branemark system implants used for single tooth restoration. The influence of implant design and anatomical region. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:162–169
40. Pierrisnard L, Hure G, Barquins M, Chappard D. Two dental implants designed for immediate loading: A finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:353–362
41. Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:286–93
42. Jeong CM, Caputo AA, Wylie RS, Son SC, Jeon YC. Bicortically stabilized implant load transfer. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:59–65
43. Ivanoff CJ, Sennerby L, Lekholm U. Influence of monocortical and bicortical anchorage on the integration of titanium implants. *J Oral Maxillofac Surg* 1996;25:229–235
44. Pellizzer E, Tonella B, Ferraço R, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Goiato M. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. *J Oral Implantol* 2010; 16 [publicação eletrônica]
45. Wolfinger GJ, Balshi TJ, Rangert B. Immediate functional loading of Branemark system implants in edentulous mandibles: clinical report of the results of developmental and simplified protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18:250–257
46. Weinstein R, Agliardi E, Fabbro MD, Romeo D, Francetti L. Immediate rehabilitation of the extremely atrophic mandible with

- fixed full-prosthesis supported by four implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010; 11 [publicação eletrônica]
47. al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002;15:38-42
48. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont* 1995;8:511-516
49. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:620-625
50. Egger M, Smith GD, Sterne JA. Uses and abuses of metaanalysis. *Clinical Medicine* 2001;6:478-484
51. Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ESY. Systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FDPs) after an observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research* 2004;15: 654-666
52. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:97-113
53. Akça KC, Cehreli MC, Iplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *International Journal of Prosthodontics* 2002; 15: 115-121
54. Jacques LB, Moura MS, Suedam V, Souza EA, Rubo JH. Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:737-741
55. Castillo-de Oyagüe R, Osorio R, Lynch C, Gilmour A, Toledano M. Effect of alloy type and casting technique on the fracture strength

- of implant-cemented structures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2011;3 [publicação eletrônica]
56. Sutton AJ, Rogers PM. Discoloration of a titanium alloy removable partial denture: a clinical report. *J Prosthodont* 2001;10:102-104
57. Noguchi T, Takemoto S, Hattori M, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. Discoloration and dissolution of titanium and titanium alloys with immersion in peroxide- or fluoridecontaining solutions. *Dent Mater J* 2008; 27:117-123
58. Johansson BI, Lucas LC, Lemons JE. Corrosion of copper, nickel, and gold dental casting alloys: An in vitro and in vivo study. *J Biomed Mater Res* 1989;23:349–361
59. Koh I, Oshida Y, Andres CJ, Gregory RL. Effect of surface area ratios and bacteria on electrochemical behavior of galvanically coupled titanium. *Int J Prosthodont* 2008;21:433-436
60. Harder S, Kern M. Survival and complications of computer aided-designing and computer-aided manufacturing vs. conventionally fabricated implant-supported reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:48-54
61. Phillips RW. Skinner's science of dental materials. 8th ed., Philadelphia: WB Saunders 1982;440-50
62. Stewart RB, Desjardins RP, Laney WR, Chao EY. Fatigue strength of cantilevered metal frameworks for tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1992;68:83-92
63. Falk H, Laurel L, Lundgren D. Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implant-supported fixed cantilever prostheses occluded with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:55-62
64. Lundgren D, Falk H, Laurel 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. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:277-83

-
65. Cox J, Zarb G. Alternative prosthodontics superstructure designs. *Swed Dent J* 1985;28:71-5
 66. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark system implants for completely edentulous maxillae: A 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7:88-94
 67. Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, et al. Immediate function with fixed implant-supported maxillary dentures: A 12-month pilot study. *J Prosthet Dent* 2008;99:351-360
 68. Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc* 2011;142:310-20
 69. Rosén A, Gynther G. Implant treatment without bone grafting in edentulous severely resorbed maxillas: A long-term follow-up study. *J Oral Maxillofac Surg* 2007;65:1010-1016
 70. Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: A multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:639-644
 71. Silva GC, Mendonça JA, Lopes LR, Landre J Jr. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:239-46
 72. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:541-8.
 73. Lin CL, Wang JC, Ramp LC, Liu PR. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density, and loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:57-64

74. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J Prosthet Dent*. 2007;97:85-92
75. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:405-14
76. Naconecy MM, Geremia T, Cervieri A, Teixeira ER, Shinkai RS. Effect of the number of abutments on biomechanics of Branemark prosthesis with straight and tilted distal implants. *J Appl Oral Sci* 2010;18:178-85
77. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-848
78. Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Lagana DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz Oral Res* 2004;18:45-52
79. Caglar A, Aydin C, Ozen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21:36-44
80. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7:S1-12
81. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7:1-12
82. Kao HC, Gung YW, Chung TF, Hsu ML. The influence of abutment angulation on micromotion level for immediately loaded dental implants: a 3-D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:623-30

-
83. Brosh T, Pilo R, Sudai D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. *J Prosthet Dent* 1998;79:328-34
 84. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, Pera P. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont* 2008;2:539-542
 85. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1996;75:285-291
 86. Becker CM, Kaiser DA. Implant-retained cantilever fixed prosthesis: where and when. *J Prosthet Dent* 2000;84:432-435
 87. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 1990;5:347-59
 88. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard J, Behneke A, Behneken N, Hint H, et al. Long-term evaluation of nonsubmerged ITI implants. Part I: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study of 2359 implants. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:161-172
 89. Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Bragger U, Pjetursson BE, Lang NP, Salvi GE. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Impl Res* 2009;20:441-451
 90. Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996;76(2):158-64
 91. Wennstrom J, Zurdo J, Karlsson S, Ekestubbe A, Grondahl K, Lindhe J. Bone level change at implant-supported fixed partial dentures

- with and without cantilever extension after 5 years in function. *J Clin Periodontol* 2004;31:1077–1083
92. Halg GA, Schmid J, Hammerle CHF. Bone level changes at implants supporting crowns or fixed partial dentures with or without cantilevers. *Clin Oral Impl Res* 2008;19:983–990
93. Isikowilz L. A long term prognosis for the free-end saddle bridge. *J Oral Rehabil* 1985;12:247-262
94. Laurell L, Lundgren D, Falk H, Hugoson A. Long-term prognosis of existing polyunit cantilevered fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1991;66:545-552
95. Becker CM. Cantilever fixed prostheses utilizing dental implants: a 10-year retrospective analysis. *Quintessence Int* 2004;35:437-41
96. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:104-111
97. Nikolai AF, Zarb GA. Implant prosthodontic management of partially edentulous patients missing posterior teeth: The Toronto experience. *J Prosthet Dent* 2003;89:352-359
98. Testori T, Wiseman L, Wolfe S, Forter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: Four year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:193-200
99. Cochran D, Herman J, Schenk R, Higginbottom F, Buser D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implant-gingival junction around unloaded and loaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 1997;68:186-198
100. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int* 1990;21:563-570
101. Young FA, Williams KR, Draughn R, Strohaver R. Design of prosthetic cantilever bridgework supported by osseointegrated

- implants using the finite element method. *Dent Mater*. 1998;14:37-43
102. Adell R, Lekholm U, Rockier B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416
103. Takayama H. Biomechanical considerations on osseointegrated implants. In: Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. 2nd ed. Tokyo: Quintessence Pub Co Ltd, 1990: 265-80
104. Gallucci GO, Doughtie CB, Hwang JW, Fiorellini JP, Weber HP. Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clin Oral Impl Res* 2009; 20:601–607
105. Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Lagana DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. *J Prosthodont* 2007;16:117-122
106. Nagib NN. New formulas for phase retardance measurements of birefringent plates. *Optics & Laser Technology* 1999;31:309-13
107. Montarou CC, Gaylord TK. Two-Wave-Plate Compensator Method for Single-Point Retardation Measurements. *Appl Opt* 2004;43:6580-6595
108. Bernardes SR. Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade. [dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Odontologia; 2004
109. Akça K, Cehreli MC. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008;28:391-399
110. Riedy S, Lang B, Lang B. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent* 1997;78:596–604

111. Hattori M, Takemoto S, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. Effect of chromium content on mechanical properties of casting Ti-Cr alloys. *Dent Mater J* 2010 Oct 14;29:570-574
112. Koriath TW, Johann AR. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. *J Prosthet Dent* 1999;82:67-72
113. Sertgoz A, Guvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996;76:165-169
114. Itoh H, Caputo AA, Kuroe T, Nakahara H. Biomechanical comparison of straight and staggered implant placement configurations. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004;24:47-55