**ANÁLISE DA DEFORMAÇÃO GERADA EM INFRA-
ESTRUTURAS DE PRÓTESE FIXA IMPLANTO-
SUPORTADA, ATRAVÉS DO USO DE
EXTENSÔMETROS.**

VINÍCIUS DOS REIS PEREIRA JANSON

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de Reabilitação Oral.

(Edição revisada)

**Bauru
2002**

ANÁLISE DA DEFORMAÇÃO GERADA EM INFRA- ESTRUTURAS DE PRÓTESE FIXA IMPLANTO- SUPORTADA, ATRAVÉS DO USO DE EXTENSÔMETROS.

VINÍCIUS DOS REIS PEREIRA JANSON

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Martins Ferreira.

(Edição revisada)

Bauru

2002

Vinícius dos Reis Pereira Janson

J267a Análise da deformação gerada em infra-estruturas de prótese
fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros / Vinícius
dos Reis Pereira Janson

Bauru, 2002.
75p.: il.; 30 cm.

Dissertação. (Mestrado) -- Faculdade de Odontologia de
Bauru - Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Martins Ferreira.

Autorizo exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a
reprodução total e parcial desta tese, por processos fotocopiadores
e/ou meios eletrônicos.

Assinatura do autor:

Data:

Vinícius dos Reis Pereira Janson

25 de Setembro de 1973

Nascimento

Bauru - SP

Filiação

Waldyr Antônio Janson

Déborah dos Reis Pereira Janson

1993 - 1997

Curso de Odontologia, na
Universidade do Sagrado Coração
de Jesus (USC), Bauru, SP

1998 - 2000

Curso de Pós-Graduação em
Reabilitação Oral - Prótese, em
Nível de Mestrado, na Faculdade
de Odontologia Bauru - USP, SP.

Ao meu pai **Waldyr Antônio Janson** pelo exemplo profissional e pessoal a quem tento me espelhar

À minha mãe **Déborah** pelo amor, carinho e dedicação com que segue cada passo de minha vida

Aos meus filhos **Nicholas, Ângelo e Michaela** para os quais destino cada momento de minha vida

Aos meus irmãos **Guilherme, Reinaldo, Marcos e Suzana**, os quais são, acima de tudo, meus amigos.

A vocês, dedico este trabalho!!

Aos Professores Dr. Paulo Martins Ferreira e Dr. José Henrique Rubo pela dedicação, paciência e amizade na minha orientação para que este trabalho fosse concluído.

Meus sinceros agradecimentos!

Aos **Professores** do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Bauru, pelos ensinamentos e privilégio do convívio.

Ao Professor **Edson Capello Souza** (UNESP), pela colaboração indispensável e disponibilidade durante a execução da fase experimental deste trabalho.

Para **Márcio da Silva Moura** pela dedicação e interesse na execução deste trabalho.

Ao Professor **Dr. Luis Fernando Pegoraro**, pelos ensinamentos e convívio.

Aos colegas **Carlos, Anuar, Juliano, Mário, Murilo, Nelson, Sérgio, Vinícius Porto, William, Vagner, Andréa, Letícia e Daniela** pelos momentos compartilhados.

Aos funcionários do Departamento de Prótese, **Ângela, Débora, Edna, Lilian, Luzia, Marcelo, Reivanildo, “seu” Didi e Sr. Geraldo**, pela boa vontade sempre presente.

Aos funcionários da **Pós-Graduação e Biblioteca**, pelo modo prestativo e eficiente que sempre atenderam às minhas necessidades.

Minha gratidão e agradecimentos!!!

SUMÁRIO

Lista de Figuras	vii
Lista de Abreviaturas e Símbolos	viii
Resumo	ix
1 - Introdução	02
2 - Revisão de Literatura	06
3 - Proposição	30
4 - Material e Métodos	32
5 - Resultados e Discussão	46
6 - Conclusão	54
Referências Bibliográficas	56
Abstract	64

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1	Desenho esquemático do modelo-mestre. Vista superior e em corte transversal	p. 33
Figura 4.2	Dispositivo eletrônico de controle de torque	p. 33
Figura 4.3	Vista superior do modelo-mestre com os intermediários em posição	p. 34
Figura 4.4	Vista inferior do enceramento do corpo de prova	p. 35
Figura 4.5	Vista frontal do enceramento do corpo de prova no modelo-mestre	p. 35
Figura 4.6	Vista superior do corpo de prova em cobalto-cromo, após o acabamento	p. 37
Figura 4.7	Matriz de silicone posicionada sobre o modelo mestre	p. 38
Figura 4.8	Vista inferior do enceramento do corpo de prova (Grupo II)	p. 38
Figura 4.9	Vista frontal do enceramento do corpo de prova (Grupo II) no modelo mestre	p. 39
Figura 4.10	Vista superior do corpo de prova em paládio-prata, após o acabamento	p. 40
Figura 4.11	Vista superior dos extensômetros	p. 41
Figura 4.12	Corpo de prova fixado ao modelo-mestre	p. 43
Figura 4.13	Aplicação da carga na extremidade livre	p. 44
Figura 5.1	Porcentagem de deformação na superfície superior das barras com carga vertical estática de 100N	p. 46
Figura 5.2	Porcentagem de deformação na superfície inferior das barras com carga vertical estática de 100N	p. 47

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

- **Co-Cr** – Cobalto-cromo.
- **Pd-Ag** – Paládio-prata.

RESUMO

O êxito clínico dos implantes osseointegrados é amplamente determinado, pela maneira como o estresse mecânico é transferido do implante, ao tecido ósseo circundante, sem gerar forças de grande magnitude, o que poderia colocar em risco a longevidade do próprio implante e da restauração protética. Inúmeros aprimoramentos técnicos, assim como desenhos e ligas metálicas alternativas para a confecção de infra-estruturas, têm sido propostos para melhorar os procedimentos protéticos. O objetivo deste trabalho foi verificar a distribuição de estresse em infra-estruturas de prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros, em função de duas ligas metálicas. Corpos de prova simulando infra-estruturas para uma situação de prótese total fixa mandibular, foram confeccionados em liga de cobalto-cromo e paládio-prata e posicionados sobre um modelo-mestre. Uma carga estática vertical de 100N foi aplicada na extremidade livre, a uma distância de 10, 15 e 20mm para distal do centro do intermediário terminal. Os resultados demonstraram que em grandes extensões de *cantilever*, a liga de cobalto-cromo apresentou deformação semelhante à liga de paládio-prata com *cantilever* curto. O emprego de uma liga de cobalto-cromo na confecção de infra-estruturas para prótese sobre implantes pode permitir braços de *cantilever* mais extensos.

1 - Introdução

O sucesso a longo prazo dos implantes osseointegrados é dependente de vários fatores, tais como: qualidade e quantidade do tecido ósseo em que estão ancorados, qualidade dos materiais utilizados em sua confecção, técnicas cirúrgica e protética adequadas e, também, da escolha da infra-estrutura e componentes protéticos, o que possibilita a distribuição das cargas mastigatórias e parafuncionais em cada implante, individualmente. Adaptação passiva e estabilidade têm se tornado os dois pré-requisitos mais importantes na escolha do desenho de uma infra-estrutura para prótese implanto-suportada⁴⁵.

Em quaisquer estruturas sujeitas a cargas funcionais, podem ocorrer situações que produzirão sobrecargas e complicações subseqüentes. O tratamento com implantes osseointegrados implica em uma estrutura baseada em tecido biológico (osso) e componentes mecânicos (implante e restauração protética). Sobrecarga neste sistema biomecânico pode ser definida como uma condição onde forças de mastigação exercem uma torção repetida em parte da estrutura, levando à perda óssea marginal e/ou falha dos componentes.

O êxito clínico dos implantes é amplamente determinado, pela maneira como o estresse mecânico é transferido do implante, ao tecido ósseo circundante, sem gerar forças de grande magnitude, o que poderia colocar em risco a longevidade do implante e da prótese⁵⁶.

Em próteses implanto-suportadas, as forças oclusais concentram-se nas extensões em *cantilever* e, com isso, há uma maior incidência de fratura da infra-estrutura, na união entre o implante mais distal e a extremidade livre. Um melhor desempenho pode ser observado quando a área de secção transversal da infra-estrutura é aumentada e quando a liga utilizada apresenta maior resistência à tração e, também, um valor de módulo de elasticidade mais elevado. Estes fatores podem melhorar a rigidez da peça e alterar a distribuição do estresse, através da infra-estrutura⁵¹.

O maior objetivo da confecção de restaurações implanto-suportadas é a obtenção de infra-estruturas que exibam uma adaptação passiva, quando conectadas a seus respectivos pilares. No entanto, as imprecisões são consideradas inerentes e inevitáveis, quando os materiais e técnicas disponíveis atualmente são empregados. Mesmo assumindo que todos os procedimentos são executados corretamente, ainda assim existem muitas variáveis que devem ser levadas em consideração: (1) alteração dimensional dos materiais de impressão; (2) expansão do gesso utilizado; (3) alteração dimensional dos padrões de cera / acrílico; (4) alteração dimensional do revestimento; (5) contração volumétrica do metal de fundição, após a solidificação e (6) alteração dimensional durante os procedimentos de soldagem^{52, 58}.

Uma adaptação perfeita em todos os intermediários e uma alta rigidez da infra-estrutura são requisitos básicos necessários para uma correta distribuição das forças incidentes. Quando esta adaptação não é precisa alguns pilares podem receber uma maior quantidade de carga, enquanto outros não estarão recebendo carga alguma. Além disso, se a infra-estrutura não apresentar rigidez suficiente, o pilar mais próximo do ponto de aplicação da carga sofrerá maior estresse⁴³.

Inúmeros aprimoramentos técnicos, assim como desenhos alternativos de infra-estruturas têm sido propostos para melhorar os procedimentos protéticos. Inicialmente, uma infra-estrutura em liga de ouro era soldada aos cilindros de ouro, os quais eram parafusados aos intermediários. Posteriormente, este processo foi substituído pela fundição direta da infra-estrutura em liga de ouro aos cilindros. Uma alternativa, desenvolvida na Universidade de Toronto, foi a fundição de uma liga de prata-paládio diretamente aos cilindros de ouro^{10,31}. Os resultados clínicos obtidos indicaram que este procedimento apresentava bons índices de precisão de adaptação, capacidade de absorção de forças, custo reduzido e versatilidade no desenho das infra-estruturas.

Devido ao elevado custo das ligas de ouro e a algumas de suas desvantagens mecânicas e físicas, uma variedade de ligas alternativas têm se

tornado uma opção bastante atrativa, na confecção de restaurações protéticas^{28,37}. A princípio, estas ligas foram desenvolvidas alterando-se a proporção dos metais nobres e não-nobres e, posteriormente, com a ausência de metais nobres em sua composição³⁷. A liga de prata-paládio não é a única liga não áurica que pode ser considerada como uma alternativa para as ligas de ouro. As ligas de cobalto-cromo têm sido utilizadas como liga-padrão para a confecção de estruturas para próteses parciais removíveis, desde que foram introduzidas para uso odontológico na década de 30. Estas ligas apresentam um baixo peso específico (densidade), boa resistência à corrosão e ao manchamento, baixo custo, alto módulo de elasticidade (rigidez) e alta dureza e temperatura de fusão, quando comparadas às ligas de ouro. No entanto, exibem menor definição de detalhes, maior dificuldade de acabamento e polimento, maior contração durante a fundição requerendo, também, equipamento especial para este processo^{9,11,12,41,54}. As ligas de cobalto-cromo também podem ser empregadas em prótese parcial fixa, implantes odontológicos e recobrimento de palato, em prótese total².

Estudos clínicos²⁰, bem como laboratoriais^{7,44,47,61} têm apontado para a utilização de ligas de cobalto-cromo na confecção de infra-estruturas de próteses implanto-suportadas. Considerando-se a redução de custos que o emprego destas ligas proporciona, não só pelo menor preço, mas também pela substituição dos cilindros de ouro por cilindros plásticos calcináveis, julgamos ser de grande validade aprofundar os estudos em torno do uso de ligas de cobalto-cromo na construção de infra-estrutura para próteses sobre implantes.

REVISÃO DE LITERATURA

2 - Revisão de Literatura

A busca por diferentes sistemas de ligas para fundição, em substituição às ligas com alto conteúdo de ouro, é bastante motivada pelas vantagens econômicas proporcionadas por ligas alternativas. Em função disto, MYERS; CRUICKSHANKS-BOYD³⁹, em 1982, realizaram um experimento onde uma liga de prata-paládio (Doric SP, Davis Schottlander and Davis Ltd, London), disponível comercialmente, foi analisada. Avaliaram o efeito da temperatura de aquecimento do molde em revestimento e da temperatura de fusão, na adaptação marginal, rugosidade superficial e fidelidade de reprodução das fundições. Concluíram que a liga de prata-paládio investigada representou uma alternativa satisfatória, em substituição às ligas com alto conteúdo de ouro.

Em um dos primeiros trabalhos de biomecânica em prótese implanto-suportadas, SKALAK⁴⁹, em 1983, discutiu a transferência de estresse dos implantes osseointegrados para o tecido ósseo e chegou a diversas conclusões:

- A aposição direta de osso sobre o implante é característica essencial para a transmissão de estresse na interface implante/tecido ósseo. A ausência de uma camada fibrótica intermediária permite tal transmissão de estresse, sem mudanças progressivas na união entre o tecido ósseo e o implante;
- O uso de um implante com roscas provê uma interligação macroscópica com o tecido ósseo e permite o desenvolvimento de resistência do osso ao cisalhamento e à compressão. Um implante liso e cilíndrico pode necessitar de uma película adesiva para ter um desempenho satisfatório;
- A distribuição de cargas verticais e laterais aplicadas a uma prótese implanto-suportada depende do número, arranjo e resistência dos implantes utilizados, bem como da forma e resistência da própria restauração protética. Enquanto uma prótese rígida irá distribuir

estresse a diversos implantes mais efetivamente, uma prótese com menor rigidez poderá ser utilizada, se a resistência desenvolvida por cada implante for capaz de compensar a carga total que é aplicada. Próteses com extensão em *cantilevers* aumentam a carga no primeiro implante próximo a estes, de forma que *cantilevers* moderados podem ser aceitos se os implantes forem suficientemente fortes;

- Uma conexão rígida da prótese fixa aos implantes provê uma estrutura combinada que pode agir juntamente com o tecido ósseo, promovendo uma resistência maior do que a do implante ou osso sozinhos;
- Como o implante possui um contato direto com o tecido ósseo, ele transmitirá quaisquer ondas de estresse ou impactos aplicados sobre si. Desta forma, é importante a utilização de materiais que absorvam e distribuam melhor as cargas, como a resina acrílica dos dentes artificiais.

ARVIDSON et al.², em 1987, avaliaram a citotoxicidade *in vitro*, utilizando fibroblastos humanos, de 15 marcas comerciais de ligas de cobalto-cromo utilizadas em prótese parcial removível e implantes odontológicos. Observaram que os grupos que continham maior porcentagem de níquel, provocaram um grau de injúria celular mais elevado. Concluíram que a severidade da reação celular pode ser dependente da concentração e do potencial citotóxico dos diferentes íons liberados pela corrosão.

O protocolo tradicional do sistema Brånemark para um paciente edentado mandibular consiste na colocação de, aproximadamente, cinco implantes entre os forames mentonianos, uma vez que a utilização de seis implantes fica, em algumas situações, bastante dificultada. Desta forma, o número de implantes é geralmente reduzido para cinco, ou mesmo quatro, sem prejuízo aparente no índice de sucesso a longo prazo da restauração protética. Há uma certa expectativa de que uma mudança no número de implantes, possa alterar a distribuição de estresse e tensão ao longo da infra-estrutura protética. No entanto,

a redução do número de implantes não têm sido muito abordada na literatura. Baseados nestas observações, DAVIS; ZARB; CHAO¹³, em 1988, realizaram um experimento onde foram avaliados o deslocamento e a distribuição de estresse em uma infra-estrutura, sob determinada carga. O número de implantes variava de cinco até dois, e utilizaram análise de elemento finito e mensuração com extensômetros para a verificação dos dados. A infra-estrutura foi fundida em liga de prata-paládio diretamente aos cilindros de ouro e, posteriormente parafusada. Uma carga estática vertical de 20 Kg era aplicada a 10mm para distal do implante terminal, para a análise de elemento finito. Um extensômetro foi fixado na superfície superior da extensão em *cantilever* da infra-estrutura, a 7 mm para distal do implante terminal. A carga, equivalente a 20 Kg, era aplicada a uma distância de 14 mm para distal do implante terminal, a uma velocidade de 1mm/min. Os resultados obtidos com a análise de elemento finito demonstraram que a maior deflexão ocorreu quando se alterava de três para dois implantes. A distribuição de estresse foi muito similar quando cinco ou quatro implantes eram utilizados. Todavia, a maior alteração ocorreu quando eram empregados dois implantes. A mensuração através do extensômetro demonstrou que quanto menor a quantidade de implantes, maior a deflexão do *cantilever* e mais tempo era necessário para que valores de tensão semelhantes fossem atingidos. Os autores enfatizaram que estudos adicionais devem ser realizados para determinar os efeitos do impacto e de cargas repetitivas, os quais podem, a longo prazo, ser mais danosos para o sistema.

Também em 1988, CHAO et al.⁷ verificaram a possibilidade de se utilizar ligas de cobalto-cromo na confecção de infra-estrutura para próteses fixas implanto-suportadas. Um modelo-mestre em liga de alumínio contendo cinco réplicas de intermediários convencionais foi utilizado para realizar o experimento. As infra-estruturas em cobalto-cromo apresentavam o *cantilever* com 22mm de extensão, 2,5mm de largura e 4mm de espessura. Para as ligas de prata-paládio o *cantilever* possuía comprimento e espessura semelhantes às infra-estruturas em cobalto-cromo, porém com uma largura superior, isto é, de 6mm. Foi analisada a precisão de adaptação da infra-estrutura ao intermediário, através de um microscópio de luz visível e a tensão gerada na superfície dos *cantilevers*,

com uso de extensômetros e análise de fotoelasticidade. Os extensômetros foram fixados no braço do *cantilever* a uma distância de 7, 10 e 14 mm para distal do intermediário terminal. A infra-estrutura era parafusada no modelo-mestre e uma carga vertical de, no máximo, 20 Kg era aplicada no *cantilever*, a uma distância de 14 e 20 mm para distal do intermediário terminal. A velocidade de aplicação da carga foi de 0,1mm/min, utilizando-se uma máquina de teste mecânico (Instron Universal Testing Machine). Os dados obtidos com as ligas de cobalto-cromo foram comparados com os apresentados pelas ligas de prata-paládio. Os resultados demonstrados com as ligas de cobalto-cromo são bastante promissores. As infra-estruturas assentaram passivamente aos intermediários, apesar de pequenos ajustes terem sido necessários. A média de abertura marginal, entre infra-estrutura e intermediário, para as ligas de cobalto-cromo e prata-paládio foram, respectivamente, 26,4 μ m e 8 μ m. Isto significa que, em termos de adaptação, as infra-estruturas em cobalto-cromo são inferiores às confeccionadas em prata-paládio. Observaram que quanto mais próximo do intermediário terminal fosse aplicada a carga, menor a superfície de tensão no *cantilever*. E, independentemente, do local de aplicação da carga (14 ou 20mm), a tensão gerada sempre foi maior na região mais próxima do intermediário terminal. As ligas de cobalto-cromo são mais rígidas e apresentam maior resistência à deformação que as ligas de prata-paládio, possibilitando, desta forma, a confecção de uma infra-estrutura com menor volume de metal, mais delicada, o que seria uma grande vantagem em casos de espaço intra-oral limitado, sem sacrificar sua capacidade de absorção de força.

RANGERT; JEMT; JÖRNEUS ⁴³, em 1989, afirmaram que o desenho das próteses e a posição dos implantes têm uma influência significativa sobre o estresse no tecido ósseo e nos próprios implantes. Os autores discutiram os parâmetros biomecânicos que determinam carga sobre os implantes, sugerindo princípios clínicos a serem seguidos para minimizar tais problemas.

- ♦ Existem dois tipos principais de forças atuando sobre o implante e que devem ser consideradas: *força axial* e *momento de torção*. A força axial é mais favorável à medida que distribui estresse mais uniformemente através do implante, enquanto que o momento de

torção promove estresse sobre o implante, bem como no tecido ósseo;

- ◆ Próteses totais fixas mandibulares, as quais são sustentadas por implantes posicionados na região anterior e possuem *cantilevers* na região posterior, apresentam similaridades com uma alavanca Classe I. Os implantes mais posteriores em cada lado da prótese representam o fulcro da alavanca. Assim, os implantes imediatamente anteriores ao último irão absorver uma força de tensão proporcional ao braço de alavanca. Já os implantes mais posteriores (fulcro) serão submetidos a forças de compressão, que são a soma da força oclusal aplicada mais a força de tensão compensadora;
- ◆ Se mais de dois implantes dividem entre si a carga advinda do *cantilever*, a análise é mais complexa. Entretanto, o parâmetro crucial continua sendo o comprimento do *cantilever* em relação à distância entre os implantes mais anterior e mais posterior. Para uma dada distância, a margem de segurança aumentará com o aumento do número de implantes colocados;
- ◆ O implante isolado constitui um sistema com forças de compensação e um braço de alavanca. A analogia com a alavanca de Classe I também aplica-se neste caso, porém agora o braço de alavanca compensatório é o raio do elemento intermediário ao invés da distância entre os implantes. O que pode acontecer é que o conjunto intermediário/cilindro de ouro, sob carga, começa a separar-se à medida que os parafusos assumem a totalidade da força de tensão. Nesta situação, a borda posterior do intermediário age como o fulcro e o momento de torção sobre o implante induz uma força interna extremamente alta na união parafusada, o que pode, facilmente, sobrecarregar os parafusos;
- ◆ Momentos de torção são também induzidos por forças transversais. Nesta situação, o braço de alavanca será formado pela distância

entre o contato oclusal e a união do intermediário com o implante, pois a junção entre o parafuso de ouro e o parafuso do intermediário forma um conjunto único quando parafusados juntos;

- ♦ O parafuso de ouro é o ponto mais fraco do sistema e fraturas devem ocorrer no mesmo, pois é facilmente repostado. A causa mais comum de fratura do parafuso de ouro é, provavelmente, seu afrouxamento. Se o mesmo fratura apesar de estar bem apertado, isso pode indicar imprecisão da infra-estrutura protética. Se o parafuso estiver bem apertado e a infra-estrutura bem adaptada e mesmo assim a fratura ocorrer, provavelmente estará ocorrendo sobrecarga no sistema. Neste caso, deve-se reavaliar a extensão do *cantilever*, o esquema oclusal e a posição dos implantes.

Em 1989, GOODACRE¹⁶, realizando uma revisão de literatura sobre ligas de paládio-prata relatou que alguns estudos evidenciavam problemas relacionados à fundição e porosidades destas ligas. No entanto, outros demonstravam que quando a liga não era superaquecida durante a fusão, fundições de alta qualidade poderiam ser produzidas e eram comparáveis a outras ligas nobres para metalocerâmica, no que diz respeito à adaptação marginal. Em decorrência de suas propriedades físicas, características de manuseio e adesão à porcelana, o autor concluiu que as ligas de paládio-prata podem ser comparáveis, ou até superiores, a outras ligas nobres para metalocerâmica.

WILLIAMS et al.⁶¹, em 1990, através de um estudo de análise de elemento finito de estrutura bidimensional, verificaram que uma infra-estrutura para prótese fixa implanto-suportada em liga de cobalto-cromo, a qual apresenta um alto módulo de elasticidade, em substituição às ligas de ouro possibilitava uma distribuição de estresse mais uniforme ao longo da infra-estrutura, produzindo uma transmissão de carga mais eficaz e duradoura.

Em 1990, ZARB; SCHMITT⁶⁶ realizaram em estudo longitudinal da efetividade clínica de implantes osseointegrados. Foram observados e registrados os problemas e complicações encontrados desde a primeira etapa cirúrgica, até o

tratamento restaurador e fase de manutenção, num período que variava de 4 a 9 anos. Em relação à fase protética, a falha encontrada com maior frequência foi a fratura do parafuso de ouro, o que poderia, segundo os autores, ser decorrente de sobrecarga ou falta de adaptação passiva da infra-estrutura.

Em 1991, GOLL¹⁵ descreveu os possíveis erros que poderiam ocorrer durante a confecção da infra-estrutura de uma prótese total fixa implanto-suportada e fez recomendações para que, através de procedimentos cuidadosos, as etapas técnicas pudessem ser controladas, de modo a obter uma adaptação precisa da peça fundida. Relatou que é preferível utilizar componentes pré-fabricados, ao invés de componentes plásticos fundíveis, porque, em geral, eles promovem uma melhor adaptação. Os intermediários deveriam ser recobertos com capas de proteção, para evitar acúmulo de resíduos em sua superfície. Se possível, fundir a infra-estrutura em peça única, pois assim as propriedades de endurecimento do metal são mantidas. Após a soldagem de 2 ou mais partes da infra-estrutura, as propriedades estariam alteradas e esta peça soldada não poderia ser tratada termicamente. Os cilindros de ouro também deveriam ser protegidos com capas metálicas durante o polimento da infra-estrutura, pois o uso de materiais abrasivos poderia gerar discrepâncias no assentamento da peça.

Em 1992, MILLINGTON; LEUNG³⁵ observaram que a imprecisão de adaptação entre a infra-estrutura e os intermediários poderia ser a causa da falha de alguns tratamentos. Desta forma, propuseram-se a investigar o relacionamento de discrepâncias específicas de adaptação, com a quantidade de estresse gerado na superfície de uma infra-estrutura para prótese fixa implanto-suportada, através de análise de fotoelasticidade. Foi confeccionado um modelo experimental contendo quatro intermediários do Sistema Brånemark e a infra-estrutura foi fundida em liga de ouro tipo IV. Discrepâncias variando de 6 a 10 μm foram criadas em diferentes locais, entre o intermediário e o cilindro de ouro correspondente, utilizando-se lâminas metálicas. Verificaram que houve indução de estresse mesmo com discrepâncias pequenas como 6 μm . As maiores concentrações de estresse foram registradas nos intermediários mais centrais, ao invés dos terminais, independente do local onde a discrepância havia sido criada. O maior estresse observado foi da ordem de 144MPa. Concluíram que a análise

de fotoelasticidade demonstrou ser um método efetivo na avaliação da passividade da infra-estrutura.

SHACKLETON et al.⁴⁸, em 1992, propuseram-se a verificar a natureza dos problemas protéticos e sua incidência, após a instalação de prótese fixas implanto-suportadas em um grupo de 25 pacientes, que foram tratados com prótese total fixa mandibular do Sistema Brånemark. Os registros destes pacientes foram analisados em retrospectiva para coletar informações sobre tratamentos adicionais, num período de acompanhamento de 10 a 70 meses. Fratura de componentes protéticos individuais ou da própria prótese representaram 34,2% dos problemas relatados. Outras complicações incluíram o afrouxamento dos parafusos de ouro ou do intermediário (25,5%), problemas dos tecidos moles (9,6%), queixas em relação à fonética (8,2%) e queixas estéticas (6,8%). Uma análise da sobrevida demonstrou resultados significativamente melhores para as próteses com *cantilevers* de 15mm ou menos, comparadas com extensões mais longas que 15mm. Os autores concluíram que os resultados sugerem que mais de 50% dos problemas protéticos estão relacionados aos fatores de estresse que atuam sobre a prótese. E que o comprimento do *cantilever* deveria ser limitado à 15mm, para minimizar a ocorrência de problemas mecânicos.

HENSTEN-PETTERSEN¹⁷, em 1992, realizando uma revisão de literatura sobre os efeitos colaterais das ligas para fundição, relatou que efeitos adversos decorrentes do uso de materiais odontológicos representa um problema de pequena importância, mas que deveria ser identificado. Observou que em prótese, calcula-se que a incidência destes efeitos seja em torno de 1:400 indivíduos e que, cerca de 27% dos casos estão relacionados às ligas de metais básicos utilizadas em prótese parcial removível (cobalto, cromo, níquel) e a algumas ligas nobres, usadas em restaurações metalocerâmicas. Concluiu que todas as ligas para fundição odontológica, com exceção do titânio, parecem apresentar algum potencial para desencadear reações adversas em determinados indivíduos, especialmente naqueles com história de hipersensibilidade a metais.

Em 1993, WEINBERG⁵⁹ analisou os aspectos biomecânicos da distribuição de forças em próteses implanto-suportadas, comparando-os com os relacionados às próteses dento-suportadas. Conforme o autor, a distribuição de forças entre os componentes de um sistema depende de um complexo relacionamento entre a rigidez relativa das partes estruturais e seu meio de sustentação (ligamento periodontal ou osseointegração). Em dentes naturais, a distribuição de forças depende da estrutura rígida do dente e da prótese. Já nos implantes, devido às características da osseointegração que não permitem micromovimentos do implante, a distribuição de forças aos implantes remanescentes depende do grau de deformação do tecido ósseo, do implante, do intermediário, dos parafusos de retenção (do intermediário e de ouro) e da própria prótese. Levando-se em conta que o ligamento periodontal permite movimentos na ordem de 500µm e que a parte mais flexível do sistema de implantes permite uma deformação de 100µm, a distribuição de forças entre os implantes é bem menor que em dentes naturais. O parafuso de ouro pode deformar-se ou fraturar em decorrência de uma pré-carga insuficiente e/ou uma pobre adaptação na interface intermediário / cilindro de ouro. Ele deve ser apertado adequadamente (10Ncm) para estabelecer a pré-carga nesta interface, de modo a limitar a força de cisalhamento exercida no parafuso de retenção. Uma pobre adaptação na interface intermediário / cilindro de ouro pode gerar maior estresse de cisalhamento no parafuso do que este está apto a suportar. Desse modo, uma falta de adaptação passiva pode levar a alta incidência de fadiga do metal e até sua falha. Em uma prótese unitária, o afrouxamento ou falha do parafuso de ouro torna-se clinicamente visível. No caso de uma prótese múltipla, a falta de adaptação na interface intermediário / cilindro de ouro e a subsequente falha do parafuso de ouro, deslocam a força oclusal para outros pontos onde há uma interface adaptada, com pré-carga adequada. Como resultado os demais implantes podem ser sobrecarregados, especialmente, se a falha ocorrer no implante distal de uma prótese com extensão em *cantilever*.

De modo a obter valores de distribuição de força e com o objetivo de minimizar a possibilidade de sobrecarga biomecânica em prótese fixa implanto-suportadas, através de uma configuração que suportasse esta sobrecarga,

MONTEITH³⁸, em 1993, desenvolveu um programa de resolução em computador do modelo de Skalak, cujo principal obstáculo para o uso rotineiro era a sua inerente complexidade. O desenvolvimento deste programa iria permitir um modo simples, rápido e efetivo de pôr em prática os benefícios do modelo de Skalak para determinar a distribuição de uma força vertical. Para se obter uma interpretação dos valores de força produzidos pelo programa, e que fossem aplicáveis clinicamente, o espectro da força gerada foi dividido em 3 zonas de risco, de cores diferentes: (1) Verde – representava a zona de segurança, englobando forças de até 250N, as quais eram improváveis de levar à fratura do parafuso de ouro; (2) Âmbar – faixa entre 250 e 300N e descrita como zona de cautela, onde o parafuso de ouro situava-se próximo de seu limite elástico; (3) Vermelho – considerada uma zona de risco máximo, onde forças acima de 300N causariam a fratura do parafuso de ouro. O autor ressalta que não há necessidade de conhecimentos matemáticos ou grandes habilidades em computação, para trabalhar com este programa.

MJÖR; CHRISTENSEN³⁶, em 1993, realizaram um estudo retrospectivo, com o objetivo de verificar os efeitos colaterais de ligas utilizadas na confecção de próteses parciais fixas e removíveis. Analisando algumas características observadas nos tecidos moles da cavidade oral de indivíduos com problemas moderados e severos, verificaram que outros fatores como higiene oral e uso de medicamentos poderiam, de fato, ser mais relevantes que o efeito dos componentes das ligas propriamente ditos.

Em 1993, KOHAVI³⁰, baseado em observações clínicas, enumerou algumas complicações relacionadas aos componentes de próteses implanto-suportadas. Relatou que as duas principais razões para as complicações são a falta de adaptação passiva entre a restauração protética e o intermediário e os contatos oclusais destrutivos. A sobrecarga ou o momento de torção exercidos sobre esta prótese, através destes contatos oclusais, resulta no afrouxamento ou fratura de um dos componentes da prótese implanto-suportada.

CLELLAND et al.⁸, em 1993, associando resina fotoelástica e uso de extensômetros, avaliaram a influência de intermediários angulados na geração de

estresse próximo a um implante. Foram utilizados implantes com roscas do Sistema Steri-Oss (3.8mmx10mm) incluídos numa resina fotoelástica, sobre os quais eram cimentados intermediários de 0°, 15° e 20°, todos com 7mm de altura, e uma carga de 178N era aplicada no longo eixo de cada intermediário. O estresse compressivo quase dobrou no lado do implante oposto à carga aplicada, à medida que a angulação dos intermediários variava de 0 a 20 graus. Embora houvesse um aumento estatisticamente significativo do estresse, conforme aumentava a angulação do intermediário, todos os três ângulos de intermediários produziram estresses que pareciam estar dentro dos limites de adaptação fisiológica do tecido ósseo.

A necessidade de se obter próteses com adaptação passiva foi confirmada, em 1994, por WASKEWICKZ; OSTROWSKI; PARKS⁵⁷ através de uma análise fotoelástica. Os autores compararam os padrões de estresse gerados ao redor de implantes ao parafusar uma infra-estrutura com adaptação passiva e não-passiva, aos intermediários. Um modelo fotoelástico simulando a curva da mandíbula foi construído com 5 implantes Nobelpharma (3,75mm x 10mm), numerados de 1 a 5, no sentido horário. Utilizaram intermediários convencionais de 4mm (Nobelpharma), que receberam um torque de 20Ncm através de um torquímetro. Sobre esse conjunto, foram posicionados os cilindros de ouro de 3mm (Nobelpharma) que, após um torque de 10Ncm foram unidos entre si com resina autopolimerizável, para a confecção do encerramento da infra-estrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, foi constatada a presença de uma adaptação inadequada da peça, sem um contato íntimo entre cilindros de ouro e intermediários. Essa peça sem adaptação passiva foi analisada fotoelasticamente, sendo parafusada em posição com um torque de 10Ncm em 3 combinações diferentes, ou seja, em três diferentes seqüências de aperto dos parafusos de ouro: (1) 1, 2, 3, 4, 5; (2) 5, 4, 3, 2, 1 e (3) 3, 2, 4, 1, 5. Após todas as análises, a peça foi seccionada entre cada intermediário para receber a solda. Cada parafuso de ouro foi apertado com um torque de 10Ncm e as partes foram unidas com resina acrílica Duralay. A peça foi, então, incluída em revestimento e soldada, de modo a obter uma infra-estrutura adaptada passivamente. O aperto da infra-estrutura sem adaptação passiva produziu uma concentração de estresse

ao redor dos implantes, observado através da presença de franjas no modelo fotoelástico. Quando a peça adaptada foi parafusada, não houve a produção de estresse nos implantes. A produção dos estresses na peça sem adaptação passiva foi indiferente nas 3 seqüências de aperto testadas, sendo que os implantes 1 e 5 (nas extremidades), demonstraram maior concentração de franjas. A concentração de estresse foi maior no terço médio de cada implante e menor nos terços cervical e apical dos implantes. Os autores acreditam que, devido à presença de força estática, quando uma prótese sem adaptação passiva é parafusada e devido à impossibilidade de se predizer a resposta biológica dos implantes frente a essa força, é recomendável que as peças sejam seccionadas e soldadas para se obter uma adaptação o mais passiva possível.

Em função de razões econômicas, considerava-se desejável buscar alternativas que substituíssem o ouro, como material para a confecção de infra-estrutura para próteses fixas implanto-suportadas. Baseados nisso, HULTERSTRÖM; NILSSON²⁰, em 1994, realizaram um estudo com o objetivo de desenvolver uma técnica para a utilização de ligas de cobalto-cromo na confecção de infra-estrutura para prótese fixa implanto-suportada. Avaliaram os resultados obtidos, após 3 anos de acompanhamento, de pacientes tratados com esta técnica. Sessenta e seis pacientes, 46 mulheres e 20 homens, portadores de implantes do Sistema Brånemark (Nobelpharma) receberam próteses fixas implanto-suportadas, onde as infra-estruturas eram confeccionadas em liga de cobalto-cromo, totalizando 67 restaurações. Duas ligas de cobalto-cromo foram utilizadas: (1) Wironit (BEGO) e (2) Formula Super Cast (Williams Dental Service AB). A infra-estrutura foi desenhada de forma que, as porções voltadas para a mucosa e parte da superfície lingual permanecessem em metal, enquanto que as demais partes eram confeccionadas em resina acrílica. Três tipos de conexões entre a infra-estrutura e os cilindros de ouro foram avaliadas: (1) Grupo 1 – cilindros de ouro conectados à infra-estrutura através de resina acrílica autopolimerizável; (2) Grupo 2 – cilindros de ouro parcialmente soldados à infra-estrutura, combinados com conexões em resina acrílica autopolimerizável e (3) Grupo 3 – cilindros de ouro totalmente soldados à infra-estrutura. As próteses foram avaliadas clinicamente após 1 semana, 6 meses, 1, 2 e 3 anos.

Observaram que nenhuma complicação em relação aos materiais foi verificada, assim como nenhuma reação tecidual. As infra-estruturas não apresentaram descoloração ou corrosão. Segundo os autores, das três técnicas apresentadas, a soldagem parcial, usada no Grupo 2, seria o método mais recomendado. Concluíram que as ligas de cobalto-cromo, como material para a confecção de infra-estrutura para prótese fixa implanto-suportada, oferecem uma combinação favorável de biocompatibilidade, resistência à corrosão, boa fusibilidade, baixo peso específico, alta rigidez e custo reduzido.

Como o comprimento da extremidade livre pode apresentar um efeito clínico direto na perda óssea marginal, em casos de próteses implanto-suportadas, WHITE; CAPUTO; ANDERKVIST⁶⁰, em 1994, através de análise de fotoelasticidade, propuseram-se a investigar o efeito da extensão do *cantilever* na transmissão de forças para a mandíbula. Um modelo, representando uma mandíbula humana edêntula e com reabsorção moderada, foi confeccionado em resina fotoelástica. Cinco implantes do Sistema Brånemark (Nobelpharma), com 13mm de comprimento, foram colocados entre os forames mentonianos, sendo que os implantes do lado esquerdo foram dispostos, ligeiramente, mais próximos entre si, que os do lado direito. Num plano sagital, os implantes do lado direito estavam perpendiculares ao plano oclusal e os do lado esquerdo, inclinados 5° para distal. A infra-estrutura foi fundida em liga de Pd-Cu-Ga-In-Au e revestida com resina acrílica, na superfície oclusal. Apresentava uma extensão máxima de 30mm na região posterior e 15mm, na anterior, a partir dos implantes distais, e pontos de aplicação de carga, a cada 5mm. Uma força de 89N foi exercida, nos locais pré-determinados da região posterior, até 30mm e uma força de 134N foi aplicada, nos mesmos pontos, até 20mm, em ambos os lados. Esta mesma força de 134N foi exercida nos pontos localizados na região anterior. Independente da extensão do *cantilever*, os autores observaram que o maior estresse concentrou-se na crista alveolar adjacente à superfície distal do implante terminal, no lado de aplicação da carga. Uma pequena quantidade de estresse também foi verificada na região apical destes implantes. Houve pouca transmissão de estresse do implante terminal para os demais implantes. Quando a carga era aplicada na região anterior, a maior concentração de estresse localizou-se no implante mais

próximo do ponto de aplicação da força. As pequenas variações na angulação dos implantes apresentaram efeitos distintos na magnitude do estresse. O implante terminal esquerdo, levemente inclinado para distal, exibiu maior concentração de estresse, que o implante terminal direito, posicionado mais verticalmente.

Conforme SPIEKERMANN⁵⁰, em 1995, os principais métodos de investigação e análise biomecânica são:

1. **Análise de Elemento Finito:** oferece uma maneira de calcular a distribuição e concentração de estresse e deformações dentro dos implantes e no tecido de suporte circunvizinho, através de uma estrutura bi ou tridimensional computadorizada em forma de grade. Entretanto, a descrição matemática da interface é problemática.
2. **Análise de Birrefringência:** a técnica, realizada através de cargas aplicadas em implantes ancorados em modelos plásticos, utiliza luz monocromática polarizada. Como os implantes são muito largos em relação à espessura necessária para este procedimento, fenômenos de sobreposição são observados, tornando este método raramente aplicado nos dias atuais.
3. **Mensuração de cargas *in vivo* e *in vitro*:** obtém dados mais precisos a respeito das forças exercidas sobre implantes ou dentes e transferidas às estruturas de suporte. Experimentos *in vivo* são, entretanto, de difícil execução porque é complicado incorporar sensores apropriados (extensômetros) em aparatos intra-orais, tanto do ponto de vista técnico, como biológico. Por outro lado, estudos *in vitro* obtêm resultados valiosos.
4. **Estudos da resistência de união entre implante e tecido ósseo:** realizados através de testes de cisalhamento, tração e compressão, os resultados destes estudos sofrem uma influência significativa das condições experimentais. Assim, a relevância clínica dos dados acumulados a partir de casos individuais deve ser avaliada criticamente.

Problemas relacionados à disponibilidade de tecido ósseo para a colocação de implantes têm tornado necessária a utilização de próteses com extensões em *cantilever*. Em função disso, VAN ZYL et al.⁵⁶, em 1995, através de uma análise tridimensional de elemento finito, verificaram a distribuição de estresse no tecido ósseo circundante aos implantes, os quais suportavam uma prótese total fixa com extremidade livre bilateral. Uma força estática vertical de 100N era aplicada ao longo de toda a extensão dos *cantilevers*, a partir de 7mm do implante terminal, até 25mm, em pontos localizados a cada 2mm. Os resultados deste estudo demonstraram que os estresses distribuídos nas áreas mesiais e distais dos implantes foram, consideravelmente, inferiores aos estresses transmitidos às porções vestibulares e linguais. Os autores concluíram que extensões em *cantilever* superiores a 15mm, podem propiciar uma maior produção de estresse na cortical lingual e, em menor grau, na cortical vestibular, o que poderia colocar em risco a integridade dos implantes.

Em 1995, KANO et al.²⁶ realizaram uma investigação para analisar a adaptação de cilindros plásticos fundíveis (3i), utilizando diferentes ligas metálicas: (1) Pors-On 4; (2) Palliag M e (3) Durabond, comparados com cilindros de ouro Nobelpharma. Concluíram que os cilindros de plástico fundidos em Pors-On 4 apresentaram resultados equivalentes aos cilindros de ouro Nobelpharma.

BENZING; GALL; WEBER⁵, em 1995, utilizando mensuração clínica com extensômetros e análise de elemento finito, compararam o estresse transferido ao tecido ósseo usando dois materiais distintos para a confecção da infra-estrutura e dois diferentes conceitos de próteses fixas implanto-suportadas para a maxila. Os autores estudaram um arranjo “concentrado” de 4 a 6 implantes nas regiões de pré-molar e anterior, com uma infra-estrutura com extensão em *cantilever* e um arranjo “espaçado” de 6 implantes localizados nas regiões de tuberosidades, pré-molares e anterior, com uma infra-estrutura sem extensão em *cantilever*. Relataram que a rigidez da infra-estrutura teve influência na concentração de estresse gerado no tecido ósseo e concluíram que o uso de uma liga com baixo módulo de elasticidade, especialmente em próteses com extensão em *cantilever*, induzem a um alto risco de sobrecarga mecânica nos implantes mais distais. Observaram, ainda, que uma infra-estrutura com extensão em

cantilever suportada por 6 implantes não reduziu o estresse no tecido ósseo, quando comparada com um suporte promovido por 4 implantes e com o mesmo comprimento da extremidade livre.

PATTERSON et al.⁴⁰, em 1995, realizaram um experimento *in vitro* para verificar as força e momentos de torção transmitidos através dos intermediários, desde a prótese até os implantes. Os resultados obtidos foram comparados com análises teóricas já existentes que, geralmente, superestimavam a força de tração máxima. O efeito da extensão do *cantilever* e da ausência de parafusos de ouro, simulando uma fratura ou afrouxamento, também foram considerados. Observaram que os momentos de torção foram mais elevados nos intermediários adjacentes às extremidades livres, o que poderia levar a falhas do parafuso de ouro. À medida que aumentava a extensão do *cantilever*, a força máxima de compressão no intermediário adjacente também aumentava, mas apresentou pouco efeito na força de tração axial, nos intermediários localizados para anterior. Os autores concluíram que os momentos de torção podem desempenhar um papel mais relevante no que diz respeito às falhas, do que acreditava-se anteriormente.

ISA; HOBKIRK²¹, em 1995, iniciaram um estudo onde foi verificado o efeito do aperto do parafuso de ouro e da instalação de infra-estrutura com diferentes graus de desajuste marginal. Foi utilizado um modelo com 5 réplicas metálicas do Sistema Brånemark (Nobelpharma) com 10mm, dispostas linearmente em uma base metálica rígida. As mensurações de estresse foram realizadas com o uso de um par de extensômetros fixados longitudinalmente em cada intermediário. Desajuste de 10, 30, 60 e 110µm foram produzidos nos implantes 1, 3 e 5, utilizando-se arruelas de aço inoxidável entre intermediários e cilindros de ouro. O parafuso do intermediário recebeu torque de 20Ncm e o parafuso de ouro, 10Ncm. Concluíram que o aperto do parafuso de ouro produziu grande estresse de compressão e tração nos intermediários, mesmo com uma infra-estrutura, aparentemente, sem discrepâncias de adaptação.

Dando continuidade aos estudos envolvendo a adaptação da infra-estrutura e a distribuição de forças nos implantes, ISA; HOBKIRK²², em 1996,

investigaram os efeitos de diferentes graus de desadaptação das infra-estruturas na distribuição das forças oclusais. Três condições distintas de transmissão de cargas foram avaliadas: (1) carga de 50N sobre o *cantilever* a 10,5mm do centro do implante 5 ; (2) carga de 230N sobre o implante 3; (3) carga de 230N aplicada entre os implantes 3 e 4. Foram criados desajustes de 0, 10, 30, 60 e 110 μ m nos implantes 1, 3, e 5. Os autores concluíram que:

1. A distribuição de forças nos implantes foi desigual, talvez devido aos contatos assimétricos entre os diversos componentes do sistema;
2. Tanto tração, como compressão foram observados nos intermediários, podendo resultar em torque nos implantes em algumas situações;
3. Força vertical de 300N sobre os implantes ou entre eles, foi capaz de eliminar desajustes de 30 μ m;
4. Força vertical de 50N no *cantilever* foi capaz de eliminar desajustes de 110 μ m no intermediário distal.

Em 1996, ASSIF; MARSHAK; HOROWITZ ⁴, através de mensuração com extensômetros e análise de fotoelasticidade, investigaram a transmissão de força e distribuição de estresse em cada elemento de um complexo restaurador, composto por uma prótese fixa com extremidades livres bilaterais, implantes e estruturas de suporte, quando submetido a determinada carga. A mandíbula foi representada por um modelo fotoelástico contendo 5 réplicas de implantes e intermediários do Sistema Nobelpharma. Uma infra-estrutura com extremidades livres bilaterais foi encerada e fundida com uma liga de prata-paládio (Pallag M – Degussa). Os extensômetros foram fixados na superfície superior da infra-estrutura, entre cada intermediário, e em ambos os *cantilevers*, imediatamente adjacente ao implante distal, totalizando 6 sensores. Um sétimo extensômetro foi fixado no intermediário 4, sendo que a numeração era de 1 a 5, no sentido horário. Uma carga estática vertical de 7.5Kg foi aplicada em 7 pontos: na porção distal das extremidades livres e sobre a cabeça do parafuso de fixação de cada implante. Os resultados demonstraram que a maior quantidade de distorção foi registrada nos extensômetros localizados próximos ao *cantilever*, isto é, na distal

do implante terminal, quando a carga era aplicada no final da extremidade livre. A leitura do estresse foi, significativamente, menor quando a força era aplicada sobre os parafusos de fixação. Os autores concluíram que houve uma correlação entre o modo de distribuição do estresse, na infra-estrutura e nos tecidos de suporte ao redor dos implantes, sob determinada carga. O modo de transmissão de força e a distribuição do estresse foram, diretamente, proporcionais à distância dos componentes, ao ponto de aplicação da carga.

Em 1996, SERTGÖZ; GÜVENER⁴⁶ investigaram a distribuição de estresse na interface implante / tecido ósseo através de uma análise tridimensional de elemento finito, onde foram utilizados três comprimentos diferentes de *cantilevers* e implantes. Foram criados modelos de simulação de uma prótese fixa implanto-suportada por seis implantes, embutidos em um modelo de osso mandibular (cortical e esponjoso) e com *cantilevers* posteriores bilaterais. Um total de nove modelos de simulação apresentavam três diferentes comprimentos de *cantilevers* (7, 14 e 28mm) e três comprimentos de implantes (7, 15 e 20mm). Uma força de 75N era aplicada, em direção perpendicular, na porção central e na região correspondente ao elemento mais posterior da extremidade livre. Uma força horizontal de 25N era aplicada na superfície vestibular do elemento mais posterior do *cantilever*. As análises revelaram que os estresses máximos concentraram-se na interface tecido ósseo / implante mais distal, localizada no lado de aplicação da carga. O estresse de tração máximo foi observado nas regiões mesial e distal do tecido ósseo, quando uma carga vertical era aplicada, e nas regiões vestibular e lingual, sob carga horizontal. O aumento do comprimento do *cantilever* resultou na elevação dos valores de estresse na interface implante / tecido ósseo. No entanto, o comprimento do implante não teve efeito significativo na distribuição do estresse nesta interface.

Preocupados com a biocompatibilidade das ligas metálicas utilizadas em próteses dentárias, KANSU; AYDIN²⁸, em 1996, realizaram um experimento onde sete categorias de ligas odontológicas foram avaliadas por meio de uma análise histopatológica. O estudo incluiu ligas de alto e baixo conteúdo de ouro, à base de paládio, paládio-prata, níquel-cromo, cobalto-cromo e ouro 22 quilates. Através da técnica de implantação subcutânea, discos fundidos de cada material

foram implantados em ratos, por 15, 30 e 60 dias. A resposta tecidual mais severa foi verificada com as amostras em liga de níquel-cromo e a mais leve, com a liga de ouro de 22 quilates. Apesar de estar no grupo das ligas de metais básicos, a liga de cobalto-cromo apresentou respostas teciduais menos severas que a liga de níquel-cromo. Os autores concluíram que o uso de ligas que contenham níquel em sua composição deveria ser evitado.

Dando continuidade ao estudo da biocompatibilidade das ligas metálicas, KANSU; AYDIN²⁹, em 1996, verificaram o potencial alérgico de diferentes ligas odontológicas, através do teste do adesivo. Soluções aquosas de sais metálicos encontrados em grande quantidade nas ligas foram analisadas. Sessenta indivíduos, entre 17 e 23 anos, sofreram exposição ao sulfato de níquel, dicromato de potássio, nitrato de prata, nitrato de cobalto, sulfato de cobre, cloreto de paládio, cloreto de platina e cloreto de ouro. O sulfato de níquel produziu a resposta alérgica mais severa, enquanto que o cloreto de ouro demonstrou a menor resposta. Os achados desta segunda parte do experimento estão de acordo com os dados observados na análise histopatológica, realizada na primeira parte do estudo. Os autores novamente enfatizaram que o uso de ligas que contenham níquel deveria ser evitado, especialmente em pacientes com história de alergia a metais.

CARR; BRUNSKI; HURLEY⁶, em 1996, analisaram os efeitos dos procedimentos de confecção, acabamento e polimento na pré-carga de próteses fixas implanto-suportadas, utilizando cilindros de ouro pré-fabricados (NobelBiocare e 3i – Implant Innovations) e cilindros de plástico (3i – Implant Innovations). Este estudo mediu e comparou a pré-carga produzida na união parafusada, quando se utilizavam cilindros de ouro pré-fabricados isolados (*gold standard*) e cilindros fundidos em uma liga de ouro, de baixa-fusão, (Jelenko No. 7 - Jelenko) e uma liga de paládio, de alta-fusão, (IS-85 – Williams Dental Service), antes e após o processo de fundição e posteriormente ao acabamento e polimento. Os resultados demonstraram que a pré-carga no intermediário, cilindro de ouro e parafuso de ouro pode ser afetada pelos procedimentos de fundição. A escolha do tipo de cilindro, liga para fundição, revestimento e técnicas de acabamento e polimento podem afetar a pré-carga resultante, quando

comparados com o cilindro pré-fabricado. Os dados deste estudo indicaram que quando se deseja uma pré-carga máxima, o uso de cilindros metálicos pré-fabricados oferece vantagens sobre os cilindros plásticos, tanto na magnitude, como precisão da pré-carga. Os cilindros plásticos fundidos com a liga de baixa-fusão produziram uma pré-carga significativamente maior, que os fundidos com a liga de alta-fusão.

Em decorrência da necessidade de se avaliar os efeitos, tanto dos materiais utilizados na confecção da infra-estrutura, como da superfície oclusal, na distribuição de estresse em próteses fixas implanto-suportadas e no tecido ósseo de suporte, SERTGÖZ⁴⁷, em 1997, realizou um estudo utilizando análise tridimensional de elemento finito. Simulou uma típica prótese total fixa no arco mandibular, suportada por 6 implantes localizados na região anterior e com extensões em *cantilever* bilaterais de 16mm. O objetivo de seu estudo era determinar a melhor combinação de materiais para a confecção da restauração protética. Para tanto, utilizou resina acrílica, resina composta e porcelana como materiais para a superfície oclusal e ligas de ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e titânio, como materiais para a infra-estrutura. Foi utilizada uma carga vertical total de 172N, que correspondia à média de força durante a mastigação em uma prótese fixa implanto-suportada mandibular, com duas unidades em *cantilever* posterior bilaterais, ocluindo contra prótese total superior. Os pontos de aplicação estavam localizados no centro dos implantes terminais, no final das extremidades livres, à meia distância entre o centro dos implantes terminais e o final dos *cantilevers* e também em 4 pontos distribuídos na região anterior, entre os centros dos implantes distais. Os resultados demonstraram que o estresse no tecido ósseo ao redor dos implantes foi de pequena magnitude. Os estresses máximos foram bem inferiores aos limites de tração e compressão do osso cortical e medular. A utilização de materiais mais resilientes para a confecção da infra-estrutura não alterou o prognóstico biológico das próteses fixas implanto-suportadas, isto é, não teve efeito deletério no tecido ósseo. Do ponto de vista mecânico, a utilização de uma material mais rígido para a confecção da infra-estrutura diminuiu o estresse gerado nos parafusos de ouro. Isto provavelmente significa que, a alta resistência da infra-estrutura à torção reduz o risco de

sobrecarga mecânica nos parafusos de retenção, especialmente em infra-estruturas com extensões em *cantilever*. Isto sugere que a utilização de materiais mais rígidos ajudam a prevenir as falhas protéticas. Do ponto de vista biomecânico, a melhor combinação de materiais encontrada foi a infra-estrutura em liga de cobalto-cromo com a superfície oclusal em porcelana.

HOBKIRK; HAVTHOULAS¹⁸, em 1998, propuseram-se a investigar a hipótese, de que a deflexão mandibular poderia influenciar a transmissão de forças ao complexo tecido ósseo / implante / infra-estrutura. Seis implantes do Sistema Brånemark (Nobel Biocare), de 3,75mm x 10mm, foram posicionados verticalmente e distribuídos entre os forames mentonianos, em uma réplica de mandíbula humana edêntula, confeccionada em resina acrílica termopolimerizável. Dois extensômetros lineares foram fixados em cada intermediário convencional, de 5mm de altura. A mandíbula estava suportada horizontalmente pela base, por meio de um dispositivo de acrílico, ou suspensa em uma armação, na tentativa de simular a situação natural. Uma infra-estrutura estilizada na forma de uma barra, com secção transversal de 6mm x 3,8mm, foi fundida em liga de ouro tipo IV. Possuía 13mm de extremidade livre, bilateralmente, poderia ser fixada em diferentes combinações de implantes e receber uma carga oclusal, de até 90N, em locais distintos, já pré-determinados por esferas metálicas. Relataram que a rigidez da mandíbula relaciona-se com as dimensões e propriedades do tecido ósseo e que, uma cortical mais fina tende a ser associada com uma maior deformação mandibular funcional. A configuração de suporte suspenso demonstrou uma redução das forças de compressão e aumento das forças de tração, quando comparadas com o suporte horizontal, provavelmente em decorrência da deflexão mandibular. A utilização de um maior número de implantes resultou em um padrão mais amplo de distribuição de forças, entretanto, também produziu forças de tração maiores na região posterior, como resultado da má combinação das características de cisalhamento, da mandíbula e da infra-estrutura, e do efeito de alavanca do *cantilever* distal.

Em 1999, TAM et al.⁵³, levantaram a hipótese de que a presença de uma interface cimentada entre os cilindros e a infra-estrutura, poderia compensar as discrepâncias decorrentes das técnicas clínicas e laboratoriais. Desta forma,

propuseram-se a comparar a adaptação marginal e a capacidade de absorção de forças, entre infra-estruturas fundidas em liga de cobalto-cromo e em liga de paládio-prata, adaptadas sobre intermediários convencionais e estheticone. A infra-estrutura cimentada utilizou o sistema Preci-disc (Ceka), o qual permite uma fenda de 0,1mm para a colocação do agente cimentante entre os cilindros e a infra-estrutura. Porém, ainda era necessária a presença do parafuso de ouro para fixar ambas as partes. Os resultados demonstraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre as infra-estruturas. As observações sugerem que uma infra-estrutura em liga de cobalto-cromo cimentada, pode ser tão precisa quanto às infra-estruturas mais caras, fundidas em paládio-prata.

Através de um programa de análise de elemento finito utilizado para simular uma mandíbula humana tratada com uma prótese implanto-suportada, RUBO et al.⁴⁴, em 1999, verificaram a distribuição de estresse entre os implantes. As variáveis incluídas no modelo computadorizado foram densidade do osso trabecular, comprimento dos intermediários e implantes, extensão do *cantilever*, número e arranjo dos implantes, grau de curvatura da mandíbula e liga usada na confecção da infra-estrutura (prata-paládio ou cobalto-cromo). Uma carga de 100N foi utilizada para simular a força oclusal. Houve uma tendência do estresse ser melhor distribuído entre os implantes e intermediários localizados em uma mandíbula mais estreita (favorecendo um arranjo mais curvo), com uma pequena extensão em *cantilever*, implantes longos e infra-estrutura mais rígida. A densidade do osso trabecular parece não ter influenciado a distribuição do estresse. Uma redução no número dos implantes resultou em um maior estresse sobre os intermediários remanescentes. A distribuição de estresse sobre a infra-estrutura foi independente da curvatura da mandíbula e foi menor quando os implantes e intermediários eram mais longos e a liga, mais rígida.

Em 2000, JACQUES²³ realizou um trabalho cujo objetivo foi verificar a distribuição de estresse em componentes de prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros, em função de duas ligas metálicas. Corpos de prova simulando infra-estruturas para uma situação de prótese total fixa mandibular, foram confeccionados em liga de cobalto-cromo e paládio-prata e posicionados sobre um modelo-mestre. Uma carga estática vertical de 100N foi

aplicada na extremidade livre, a uma distância de 10, 15 e 20mm para distal do centro do intermediário terminal. Os resultados demonstraram que em grandes extensões de *cantilever*, a liga de cobalto-cromo apresentou um padrão de distribuição de forças semelhante à liga de paládio-prata com *cantilever* curto. Independente do local de aplicação da força e da liga utilizada na confecção das infra-estruturas, o intermediário mais próximo do ponto de aplicação da carga foi o que registrou a maior deformação específica. O emprego de uma liga de cobalto-cromo na confecção de infra-estruturas para prótese sobre implantes pode permitir braços de *cantilever* mais extensos.

Também em 2000, HOWLLEG¹⁹ avaliou a passividade de adaptação de infra-estruturas para prótese sobre implantes, em função de dois tipos de ligas metálicas. Corpos de prova simulando uma situação de prótese total fixa mandibular foram confeccionados em cobalto-cromo e paládio-prata, posicionados sobre um modelo mestre. Extensômetros foram fixados nas faces mesial e distal de cada intermediário para capturar a deformação, quando os parafusos de fixação eram apertados. Os dados obtidos foram submetidos ao teste Mann-Whitney para a análise estatística. Os resultados não foram estatisticamente diferentes entre si, sendo verificado um nível de passividade similar entre as infra-estruturas fundidas em cobalto-cromo e em paládio-prata. Sugere-se a utilização de ligas em cobalto-cromo na realização de pesquisas clínicas.

PROPOSIÇÃO

3 – Proposição

Considerando-se que estruturas mais rígidas proporcionam melhor distribuição de carga entre os pilares de uma prótese implanto-suportada, este trabalho *“in vitro”* tem por objetivos:

1. Através do uso de extensômetros, verificar a deformação gerada na infra-estrutura;
2. Observar as vantagens e desvantagens da utilização da liga de cobalto-cromo, em substituição à liga de paládio-prata, na confecção de infra-estruturas para prótese sobre implantes.

MATERIAL E MÉTODOS

4 – Material e Métodos

4.1 – Seleção da amostra

Inicialmente contactou-se, por carta, uma empresa para participar do trabalho fornecendo os componentes necessários para a realização da pesquisa. Prontamente, a empresa Conexão Sistemas de Prótese Ltda (São Paulo, Brasil) atendeu à nossa solicitação e enviou os seguintes componentes:

- 05 réplicas de fixação de 3,75mm x 10mm – código – 13 – CNB
- 05 intermediários convencionais em 2 peças de 4mm – código 09 – CNB – B
- 05 cilindros de plástico para a fundição – código 96 – CNB
- 10 parafusos de titânio com fenda – código 108 – CNB
- 05 cilindros de ouro convencionais – código 12 - CNB

4.2 – Confecção do modelo mestre:

Um modelo mestre de forma circular, com 67mm de diâmetro interno, 79mm de diâmetro externo e 25mm de altura, foi confeccionado em aço comum (Aço 1010/20), conforme as especificações do desenho (Figura 4.1). Cinco perfurações, com 3,75mm de diâmetro foram realizadas na porção superior do modelo mestre, de modo que as réplicas de fixação pudessem ser adaptadas com precisão. Para evitar qualquer tipo de deslocamento, cada réplica foi fixada por meio de um parafuso tipo “Allen”, sem cabeça (modelo M3 x 10mm), transfixando o modelo mestre no sentido horizontal.

Figura 4.1– Desenho esquemático do modelo-mestre. Vista superior e em corte transversal.

Partindo da perfuração mediana, as demais foram realizadas a uma distância de centro a centro, de 7mm, sendo o ângulo formado entre os centros da perfuração mediana e da mais distal, de 55° . Cada réplica de fixação foi, então, adaptada na sua respectiva perfuração, de maneira que sua porção superior ficasse ao nível da superfície do modelo mestre. A seguir, os intermediários convencionais de 4mm de altura foram posicionados e parafusados com um torque de 20Ncm, através de um dispositivo eletrônico de controle de torque (Nobel Biocare Torque Controller™, Gotemburgo, Suécia) (Figuras 4.2 e 4.3).

Figura 4.2 – Dispositivo eletrônico de controle de torque.

Figura 4.3 – Vista superior do modelo-mestre com os intermediários em posição.

4.3 – Confecção dos corpos de prova:

4.3.1 - GRUPO I: Infra-Estrutura em liga de cobalto-cromo (Rexillium[®] N.B.F. – Jeneric[®]/Pentron[®] Incorporated):

4.3.1.1– Enceramento:

Para realizar o enceramento da infra-estrutura, inicialmente, os cilindros de plástico para fundição foram posicionados nos intermediários e parafusados, utilizando-se parafusos de titânio com fenda. Foram empregados cilindros de plástico pois, a liga de cobalto-cromo não pode ser fundida diretamente sobre os cilindros de ouro, em decorrência de seus diferentes pontos de fusão. Com o uso de cera para incrustação (Hard Inlay Wax – Corning's Waxes – Corning Rubber CO, Inc.), foi esculpida uma barra com as seguintes características: 75mm de comprimento, 6mm de largura e 4mm de altura, sendo que a extensão da extremidade livre correspondia a 23,5mm, em ambos os lados (Figuras 4.4 e 4.5). Na porção superior das extremidades livres foram preparadas pequenas depressões, a uma distância de 10, 15 e 20mm do centro da réplica de fixação terminal, para permitir a acomodação da ponta aplicadora da carga. Sobre este corpo de prova foi confeccionada uma matriz de silicone, o que possibilitou a manutenção das dimensões da barra, resultando na padronização dos corpos de prova.

Figura 4.4 – Vista inferior do enceramento do corpo de prova.

Figura 4.5 – Vista frontal do enceramento do corpo de prova no modelo-mestre.

4.3.1.2 – Inclusão:

O padrão em cera, com os cilindros de plástico à ele incorporados, foi removido do modelo mestre e fixado na base formadora de cadinho. Aplicou-se um agente redutor de tensão superficial (Anti-bolhas Kota – Kota – Indústria e Comércio – São Paulo – SP), em toda a superfície do padrão em cera. A seguir, um anel de silicone com capacidade de 150g, foi adaptado à base formadora de cadinho e utilizou-se um revestimento do tipo aglutinado por fosfato de micro-partículas (Talladium Micro-Fine 1700 – Talladium do Brasil Inc. – Comércio de

Materiais de Prótese Odontológica), de acordo com as especificações do fabricante (16ml de líquido específico + 6ml de água para 1 envelope de 90g). Para a espatulação do revestimento foi utilizada a técnica preconizada pelo fabricante do mesmo, que consistiu em incorporar o pó ao líquido, espatular por aproximadamente 10 segundos e levar à espatulação mecânica (Vacuum Power Mixer Plus – Whip Mix Corporation – USA), por 40 segundos.

Para a inclusão foi utilizada a técnica manual, com o auxílio de vibração mecânica. Num primeiro momento, os cilindros de plástico foram pincelados com o revestimento na sua porção interna e, posteriormente, foi realizado o preenchimento completo do anel de silicone. Aguardou-se o tempo de presa do revestimento, de acordo com as especificações do fabricante (25 minutos, a uma temperatura de 22 °C), antes de prosseguir aos passos seguintes.

4.3.1.3 – Fundição:

Após a remoção da base formadora de cadinho e do anel de silicone, o conjunto obtido na inclusão foi colocado no interior do forno (Radiance – Jelrus – USA), à temperatura exigida pela liga de cobalto-cromo (870°C), para a eliminação da cera.

O cadinho cerâmico, previamente aquecido, foi posicionado no braço da centrífuga para fundição que foi ativada, sempre com a mesma quantidade de voltas. A liga (Rexillum® N.B.F. – Jeneric®/Pentron® Incorporated) foi colocada no local apropriado e fundida de forma uniforme e gradual, através de um maçarico (RPM 247.5 – Swiss Made) com proporções adequadas de propano/oxigênio. A obtenção do aspecto da liga em seu ponto de liquefação determinou o momento de liberar a trava da centrífuga, para que o metal fosse injetado no interior do molde.

4.3.1.4 – Acabamento:

As desinclusões foram realizadas após o resfriamento e, então, aplicado um jato abrasivo de óxido de alumínio e esferas de vidro, com partículas de 100µm e pressão de 60Lb/pol², para remover os restos de revestimento. Os condutos de alimentação foram seccionados e a superfície inspecionada com

uma lupa de 4 aumentos. A infra-estrutura concluída (Figura 4.6) pesou 12,478g, mensurados em uma balança de precisão (Balança GeHaka BG200).

Figura 4.6 – Vista superior do corpo de prova em cobalto-cromo, após o acabamento.

Com o intuito de detectar defeitos grosseiros decorrentes do procedimento de fundição, a infra-estrutura foi radiografada no aparelho de Rx GE 100Kv (General Electric) com voltagem de 10MA, tempo de exposição de 18/60segundos e distância foco/filme de 40cm, utilizando-se uma película oclusal (Kodak – Ektaspeed plus – EO – 41P – Size 4). Não foram identificados defeitos através da radiografia.

Após finalizado o acabamento, a infra-estrutura retornou ao modelo mestre para a execução da mensuração da deformação gerada, através do uso de extensômetros.

4.3.2 - GRUPO II: Infra-estrutura em liga de paládio-prata (Pors-on[®] 4 – Degussa S.A., São Paulo, Brasil)

4.3.2.1 – Enceramento:

Para realizar o enceramento da infra-estrutura, inicialmente, os cilindros de ouro foram posicionados nos intermediários e parafusados, utilizando-se parafusos de titânio com fenda. A matriz de silicone foi posicionada sobre o

modelo mestre e cera para incrustação (Hard Inlay Wax – Corning's Waxes – Corning Rubber CO, Inc.), foi vertida nesta matriz através de uma abertura superior (Figura 4.7). Este conjunto foi mantido em posição até o completo resfriamento da cera. A matriz foi então removida e pequenos acabamentos eram realizados. Este procedimento permitiu a confecção desta barra, com as mesmas dimensões anteriormente descritas para o corpo de prova confeccionado em liga de cobalto-cromo (Figuras 4.8 e 4.9).

Figura 4.7 – Matriz de silicone posicionada sobre o modelo-mestre.

Figura 4.8 – Vista inferior do enceramento do corpo de prova (Grupo II).

Figura 4.9 – Vista frontal do enceramento do corpo de prova (Grupo II) no modelo-mestre.

4.3.2.2 – Inclusão:

O padrão em cera, com os cilindros de ouro a ele incorporados, foi removido do modelo mestre e fixado na base formadora de cadinho. O procedimento de inclusão foi realizado na mesma seqüência citada anteriormente, para o grupo em liga de cobalto-cromo.

4.3.2.3 – Fundição:

O processo de fundição seguiu as mesmas etapas, como já descrito anteriormente, ressaltando-se que a temperatura exigida pela liga de paládio-prata para a eliminação da cera era de 760 °C. A obtenção do aspecto da liga em seu ponto de liquefação determinou o momento de liberar a trava da centrífuga, para que o metal fosse injetado no interior do molde.

4.3.1.4 – Acabamento:

Procedeu-se o acabamento da peça conforme já descrito no grupo anterior. A infra-estrutura concluída (Figura 4.10) pesou 17,379g, mensurados em uma balança de precisão (Balança GeHaka BG200). Da mesma forma, o corpo de prova foi radiografado com o intuito de detectar defeitos grosseiros, decorrentes do procedimento de fundição, o que não foi observado.

Figura 4.10 – Vista superior do corpo de prova em paládio-prata, após o acabamento.

Após a realização destes procedimentos, a infra-estrutura retornou ao modelo mestre para a execução da mensuração da deformação gerada, através do uso de extensômetros.

Especificações das ligas utilizadas nas fundições, segundo os fabricantes:

LIGA	LOTE Nº	CONTEÚDO	INTERVALO DE FUSÃO (°C)	MÓDULO DE ELASTICIDADE (GPa)	PESO ESPECÍFICO (g/cm ³)
Rexillum[®] N.B.F. (Jeneric [®] / Pentron [®])	092297-84	Co – 52% Cr – 25% W – 14% Ga – 8%	1232 - 1315	219,80	7,85
Pors-on 4[®] (Degussa S.A.)	120130	Pd – 57,8% Ag – 30%	1175 – 1275	95 ¹¹	11,40

4.4 – Colagem dos Extensômetros:

A superfície das infra-estruturas foi limpa com acetona, para remover qualquer resíduo que pudesse interferir no processo de fixação dos extensômetros. Dois extensômetros lineares (KFG -02-120-C1-11, Strain Gages –

Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd., Tóquio, Japão) (Figura 4.11) foram fixados com uma cola a base de cianoacrilato (Strain Gage Cement CC – 33 A - Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd., Tóquio, Japão), nas superfícies superior e inferior da infra-estrutura próximo ao pilar distal de um dos lados. Segundo as recomendações do fabricante era necessário aguardar uma hora, após a colagem, para que os testes pudessem ser executados.

Figura 4.11 – Vista superior dos extensômetros.

4.5 – Fixação dos corpos de prova:

As infra-estruturas dos Grupos I e II foram posicionadas sobre os intermediários do modelo mestre e testadas, manualmente, para verificar um possível efeito de báscula, o que não foi detectado nas duas infra-estruturas.

Para facilitar os procedimentos de leitura, as réplicas dos implantes foram numeradas de 1 a 5, no sentido horário. Utilizou-se a sequência de aperto dos parafusos de titânio proposta por JEMT²⁴, na seguinte ordem: 2, 4, 3, 1, 5.

Num primeiro momento, os parafusos de titânio foram apertados manualmente, através de uma chave de fenda, até oferecerem resistência e fosse observada uma adaptação precisa, clinicamente, da infra-estrutura. A seguir, foi empregado um torque de 10Ncm, através de um dispositivo eletrônico de controle de torque (Nobel Biocare Torque Controller TM, Gotemburgo, Suécia).

4.6 – Realização do teste:

Para que o modelo mestre pudesse ser adaptado à Máquina Universal de Ensaio Kratos (modelo K – 2000 MP – Kratos Equipamentos Industriais Ltda., Taboão da Serra, São Paulo, Brasil), houve a necessidade de confeccionar-se um dispositivo que permitisse a movimentação deste modelo em todas as direções, num plano horizontal, de modo a estabelecer o correto posicionamento da ponta aplicadora de carga. As dimensões e especificações deste dispositivo constam no apêndice.

Os extensômetros são pequenas resistências elétricas, que à mínima deformação sofrida, alteram a resistência criada à corrente elétrica de baixa intensidade que as percorre. O sinal elétrico captado pelos extensômetros é enviado a uma placa de aquisição de dados para ser transformado em sinal digital, possibilitando a leitura em um microcomputador, da deformação sofrida nos intermediários. Estes pequenos terminais de extensometria têm a capacidade de registrar, com grande precisão, qualquer deformação que ocorra quando submetidos à ação de uma tensão³².

- Os extensômetros foram conectados a uma placa de aquisição de dados (SC – 2042 – SG, National Instruments Corp., Austin, Texas, USA) que enviava sinais a uma placa de leitura (PCI – MIO – 16 XE – 10, National Instruments Corp., Austin, Texas, USA), instalada em um microcomputador Pentium II 133MHz, 16Mb. Os dados obtidos eram visualizados no monitor do computador, utilizando-se o programa LabVIEW FDS(CD_ROM), versão 5.1 para Windows (National Instruments Corp., Austin, Texas, USA).

Previamente à aplicação da carga, foi realizada uma leitura da deformação desenvolvida no extensômetro, decorrente da fixação do corpo de prova ao modelo mestre (Figura 4.12). Os resultados obtidos foram considerados como ponto de deformação zero, que posteriormente seriam comparados com os valores resultantes da aplicação da carga.

Figura 4.12 – Corpo de prova fixado ao modelo-mestre.

Uma ponta em aço comum, na forma de lápis, foi fixada à célula de carga e uma força de 100N ^{44,56} foi aplicada, a uma velocidade de 0,5mm/min, em cada ponto de referência pré-determinado na extremidade livre, a uma distância de 10, 15 e 20mm do centro da réplica de fixação terminal, em apenas um lado da barra (Figura 4.13). Para cada ponto de aplicação da força foi realizada uma leitura da deformação. Este procedimento foi realizado tanto para a infra-estrutura fundida em liga de cobalto-cromo, como para a fundida em liga de paládio-prata.

Figura 4.13 – Aplicação da carga na extremidade livre.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

5 – Resultados e Discussão

Após a realização do experimento, foram obtidos resultados de tração (na parte superior da barra) e de compressão (na parte inferior). Os valores foram traduzidos em porcentagem de deformação a fim de tornar mais fácil sua interpretação. As figuras 5.1 e 5.2 apresentam esses valores para as barras fundidas respectivamente em Co-Cr e Pd-Ag.

Figura 5.1 – Porcentagem de deformação na superfície superior das barras com carga vertical estática de 100N.

Figura 5.2 – Porcentagem de deformação na superfície inferior das barras com carga vertical estática de 100N.

A biomecânica da distribuição de forças em prótese implanto-suportada é qualitativamente diferente, de quando os dentes naturais servem como pilares para restaurações protéticas. A diferença essencial é causada pelo ligamento periodontal, que permite micromovimentos, enquanto que nos implantes osseointegrados isto não ocorre⁵⁹.

A característica da distribuição de forças entre as partes de um sistema depende da relativa rigidez e deformação de cada um de seus componentes e, também, da sua configuração geométrica. Existem diferenças estruturais entre próteses dento-suportadas e implanto-suportadas e seus meios de sustentação (ligamento periodontal ou osseointegração), os quais são completamente opostos do ponto de vista fisiológico. Desta forma, os diferentes módulos de elasticidade das estruturas envolvidas resultarão em quantidades distintas de deflexão dos implantes, da restauração protética e do tecido ósseo, sob determinada carga^{3,49,59}.

É de se esperar que, em uma prótese convencional, os dentes se movimentem para compensar pequenos erros de adaptação da peça protética, mas os implantes osseointegrados não mudarão de posição em resposta às forças que podem incidir sobre os mesmos, frente a erros de adaptação. Uma falta de flexão do implante significa que qualquer força de tração, compressão ou torção induzida em uma restauração implanto-suportada, quando mal adaptada, certamente poderá persistir. Quando estas forças não forem aliviadas, problemas que variam desde o afrouxamento do parafuso, até a perda da osseointegração têm sido relatados^{3,14,21,25,30,34,66}.

Problemas relacionados à disponibilidade de tecido ósseo para a colocação de implantes osseointegrados têm tornado necessário o uso de próteses com extensões em *cantilever*. No arco mandibular, em função da qualidade óssea e possibilidade de utilização de implantes mais longos entre os forames mentonianos, alguns autores^{1,33,43,46,50,55,56,65} relatam que a extremidade livre pode variar de 15 a 20mm de extensão. Isto permite a colocação de dois dentes (um pré-molar e um molar) sobre o *cantilever*. Entretanto, no arco maxilar, onde a quantidade e qualidade óssea são inferiores, este mesmo comprimento de *cantilever* pode gerar maior estresse nos implantes e, conseqüentemente, no tecido ósseo subjacente. Desta forma, a extremidade livre não deveria ultrapassar 10 a 12mm de extensão, o que promove espaço para a colocação de um dente para distal do implante terminal.

Entretanto, de acordo com ASSIF; MARSHAK; HOROWITZ⁴, uma avaliação criteriosa do implante adjacente à extremidade livre representa um procedimento importante, que deveria ser levado em consideração durante a determinação da extensão do *cantilever*. Se o implante terminal não apresentar suporte suficiente e for de pequenas dimensões, o braço do *cantilever* deveria ser drasticamente reduzido ou, até mesmo, descartado.

Segundo SPIEKERMANN⁵⁰, os principais métodos para investigação e análise biomecânica são: (1) Análise de elemento finito, que oferece uma maneira de calcular a distribuição e concentração de estresse e deformações nos componentes do sistema, através de uma estrutura bi ou tridimensional computadorizada; (2) Análise de birrefringência, que utiliza luz monocromática

polarizada e implantes ancorados em modelos plásticos, onde as forças são aplicadas; (3) Mensuração de carga “*in vivo*” e “*in vitro*”, onde se obtém dados mais precisos a respeito das forças exercidas sobre o sistema, através do uso de sensores apropriados chamados extensômetros e (4) Estudos da resistência de união entre implante e tecido ósseo, realizados através de testes de cisalhamento, tração e compressão.

No presente estudo, a análise da deformação gerada na infra-estrutura de prótese fixa implanto-suportada foi realizada através do uso de extensômetros. Foram utilizados componentes protéticos do Sistema Conexão (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil), uma vez que os mesmos apresentaram resultados satisfatórios de adaptação, conforme relatado por KANO²⁷.

Devido ao elevado custo das ligas de ouro e a algumas de suas desvantagens mecânicas e físicas, uma variedade de ligas alternativas têm se tornado uma opção bastante atrativa, na confecção de restaurações protéticas^{28,37}. A liga de prata-paládio não é a única liga não áurica que pode ser considerada como uma alternativa para as ligas de ouro. Estudos clínicos²⁰, bem como laboratoriais^{7,44,47,61} têm apontado para a utilização de ligas de cobalto-cromo na confecção de infra-estruturas de próteses implanto-suportadas.

A escolha das ligas que foram utilizadas para a confecção dos corpos de prova deste experimento baseou-se em alguns critérios: A liga de paládio-prata (Pors-on[®] 4 – Degussa S.A., São Paulo, Brasil) foi utilizada em trabalhos^{37,42} que relataram resultados de adaptação cervical, semelhantes aos obtidos com as ligas de ouro. Outros estudos^{16,39} também demonstraram ser uma liga alternativa satisfatória (com relação à adaptação marginal, rugosidade superficial e fusibilidade), em substituição às ligas com alto conteúdo de ouro.

A liga de cobalto-cromo (Rexilium[®] N.B.F. - Jeneric[®]/Pentron[®] Incorporated) foi utilizada por oferecer uma combinação favorável de biocompatibilidade, boa resistência à corrosão, boa fusibilidade, baixo peso específico, custo reduzido e alto módulo de elasticidade (rigidez) favorecendo, desta forma, uma distribuição de estresse mais uniforme^{20,44,47,61}. Visto que, com o emprego de uma liga de cobalto-cromo para a fundição da infra-estrutura não se

utilizam os cilindros de ouro pré-fabricados como na técnica original, e sim cilindros de plástico calcináveis, há uma redução substancial do custo de fabricação. Essa redução torna-se ainda mais evidente comparando-se o custo de cada uma das ligas. A diferença de preço observada neste trabalho para a confecção das duas infra-estruturas foi de aproximadamente 10 vezes, com vantagem marcante para a barra confeccionada em liga de cobalto-cromo. Estima-se que a infra-estrutura contribui com cerca de 40% do custo da prótese utilizando-se a técnica original. Com o uso da infra-estrutura em liga de cobalto-cromo, o custo total da prótese pode ser assim reduzido, em benefício do paciente.

De acordo com SKALAK⁴⁹, a distribuição de cargas verticais e laterais aplicadas a uma prótese implanto-suportada depende do número, arranjo e resistência dos implantes utilizados, bem como da forma e resistência da própria restauração protética. Próteses com extensões em *cantilever* aumentam a carga no implante próximo a estes. Estudos recentes^{19,23} verificaram que o intermediário localizado mais próximo à extremidade livre, do lado de aplicação da carga, foi o que registrou a maior deformação específica, independente do tipo de liga utilizada na confecção da infra-estrutura e da distância de aplicação da força na extremidade livre. Outros estudos^{4,5,7,40,43,44,46,49,56,60,61} também relataram que, em próteses com extensões em *cantilever*, os implantes mais posteriores representam o fulcro e, por isso, estão submetidos a uma maior concentração de estresse.

BENZING; GALL; WEBER⁵ relataram que aplicação de carga em uma infra-estrutura para prótese sobre implantes, produz uma certa quantidade de energia de deformação no sistema, causando deformação e flexão da infra-estrutura. Se uma grande quantidade de energia de deformação é consumida perto do ponto de aplicação da carga (o que presume alta concentração de estresse ao redor do implante mais próximo), ocorre uma grande redução de energia transmitida e baixa concentração de estresse nos demais implantes.

Esta baixa concentração de estresse nos intermediários adjacentes também pôde ser observada neste estudo pois, à medida que eles se

distanciavam do ponto de aplicação da carga, a deformação específica gerada diminuiu, em todas as situações testadas.

O uso de uma liga com baixo módulo de elasticidade na confecção da infra-estrutura, pode gerar grande deformação no segmento que está sob carga e alto consumo de energia de deformação produzida. Isto presume uma maior concentração de estresse na interface implante/tecido ósseo no lado de aplicação da carga, do que quando se utiliza uma liga rígida (maior módulo de elasticidade) com a mesma geometria, resultando em menor deformação no segmento sob carga e baixo consumo de energia de deformação produzida⁵.

Os resultados deste estudo demonstraram um comportamento das barras feitas nas duas ligas que é o esperado do ponto de vista mecânico: barras mais rígidas apresentam menor deformação que barras menos rígidas. A metodologia utilizada (mensuração através de *strain gages*) é bastante sensível e a constatação de resultados mecanicamente previsíveis reforça sua adequação ao problema estudado.

Os gráficos 5.1 e 5.2 são bastante esclarecedores: uma vez que na porção superior das barras ocorre tração, em razão da aplicação de carga, na porção inferior ocorre compressão. Para melhor entendimento, os valores foram modulados (desconsiderando-se o sinal, positivo para tração e negativo para compressão) e apresentando-se apenas valores absolutos.

A deformação é resultante da seguinte expressão:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0}$$

Onde ε é a deformação, L_0 é a dimensão inicial do corpo de prova e ΔL é a variação desta dimensão após o teste. Pode-se assim, expressar a deformação como uma porcentagem de dimensão inicial, o que foi feito nos gráficos.

Observou-se que tanto para os dados de tração quanto compressão das barras a deformação sofrida pela barra de Co-Cr foi sempre inferior à liga de Pd-Ag para o mesmo ponto de aplicação de força. Comparando-se pontos de aplicação de forças diferentes (diferentes extensões de *cantilever*), houve

condições onde a deformação da barra de Co-Cr com 20 e 15mm foi menor que a deformação da barra de Pd-Ag com 15 e 10mm respectivamente (gráfico 5.1).

As implicações clínicas dessa extensão devem, no entanto, ser avaliadas quanto à sua vantagem e principalmente necessidade, uma vez que sabe-se que uma oclusão do tipo arco dental reduzido é perfeitamente aceitável para a maioria dos pacientes^{62,63,64}.

Este resultado, aliado aos resultados obtidos por JACQUES e HOLLWEG reforçam o argumento de que a liga de Co-Cr pode substituir a liga de Pd-Ag na confecção de barras para prótese sobre implantes com algumas vantagens.

Portanto, levando-se em consideração os módulos de elasticidade das ligas utilizadas, os resultados obtidos neste trabalho experimental foram os esperados do ponto de vista mecânico, ou seja, que quanto mais rígida for uma infra-estrutura, menor deve ser sua deformação, favorecendo a distribuição de forças sobre seus pilares.

CONCLUSÃO

6 – Conclusões

A análise dos resultados, de acordo com os critérios estabelecidos neste trabalho, possibilitou as seguintes conclusões:

1. Em grandes extensões de *cantilever*, a liga de cobalto-cromo apresentou deformação semelhante à liga de paládio-prata, com *cantilever* curto;
2. O emprego de uma liga de cobalto-cromo na confecção de infra-estruturas para prótese sobre implantes pode permitir braços de *cantilever* mais extensos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Referências Bibliográficas:*

1. ADELL, R. et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int. J. Oral Surg.**, v. 10, p. 387-416, 1981.
2. ARVIDSON, K. et al. Cytotoxic effects of cobalt-chromium alloys on fibroblasts derived from human gingiva. **Scand. J. dent. Res.**, v. 95, n. 4, p. 356-63, 1987.
3. ASSIF, D.; MARSHAK, B.; SCHMIDT, A. Accuracy of implant impression techniques. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v. 11, n. 2, p. 216-22, Mar./Apr. 1996.
4. ASSIF, D.; MARSHAK, B.; HOROWITZ, A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. **J. prosth. Dent.**, v. 75, n. 3, p. 285-91, Mar. 1996.
5. BENZING, U.R.; GALL, H.; WEBER, H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v. 10, n. 2, p. 188-98, Sep./Oct. 1995.
6. CARR, A.B.; BRUNSKI, J.B.; HURLEY, E. Effects on fabrication, finishing, and polishing on preload in prostheses using conventional gold and plastic cylinders. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v. 11, n. 5, p. 589-98, Sep./Oct. 1996.
7. CHAO, Y. et al. A study into the use of chromium-cobalt alloy for constructing the framework for osseointegrated prostheses. **Clinical Materials**, v. 3, p. 309-15, 1988.
8. CLELLAND, N.L. et al. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v. 8, n. 5, p. 541-8, 1993.
9. COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS, AND EQUIPMENT. Report on base metal alloys for crown and bridge applications: benefits and risks. **J. Amer. dent. Ass.**, v. 111, n. 3, p. 479-83, Sep. 1985.

* Normas recomendadas para o uso no âmbito da Universidade de São Paulo, com base no documentos "Referências Bibliográficas": exemplos", emanado do Conselho Superior do Sistema Integrado de Bibliotecas da USP, em reunião de 20 de setembro de 1990.

10. COX, J.; ZARB, G.A. Alternative prosthodontic superstructure designs. **Swed. dent. J.**, v. 28, p. 71-5, 1985. Supplement.
11. CRAIG, R.G. **Restorative Dental Materials**. 8 ed. St. Louis, Mosby, 1989.
12. CRAIG, R.G.; O'BRIEN, W.J.; POWERS, J.M. **Dental Materials – Properties and manipulation**. 6 ed. St. Louis, Mosby, 1996.
13. DAVIS, D.M.; ZARB, G.A.; CHAO Y. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 1. The effect of varying the number of supporting abutments. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v. 3, n. 3, p. 197-201, Fall 1988.
14. DELLINGES, M.A.; TEBROCK, O.C. A measurement of torque values obtained with hand-held drivers in a simulated clinical setting. **J. Prosthodont.**, v. 2, n. 4, p. 212-4, 1993.
15. GOLL, G.E. Production of accurately fitting full-arch implant framework: Part I – Clinical procedures. **J. prosth. Dent.**, v. 66, n. 3, p. 377-84, Sep. 1991.
16. GOODACRE, C.J. Palladium-silver alloys: A review of the literature. **J. prosth. Dent.**, v. 62, n. 1, p. 34-7, July 1989.
17. HENSTEN - PETTERSEN, A. Casting alloys: side-effects. **Advanc. dent. Res.**, v. 6, n. 2, p. 38-43, Sep. 1992.
18. HOBKIRK, J.A.; HAVTHOULAS, T.K. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructure. **J. prosth. Dent.**, v. 80, n. 2, p. 169-74, Aug. 1998.
19. HOLLWEG, H. **Análise da passividade de adaptação de infra-estruturas para prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros**. Bauru, 2000. 71 p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
20. HULTERSTRÖM, M.; NILSSON, U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: A 3-year follow-up. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 9, n. 4, p. 449-54, 1994.

- 21.ISA, Z.M.; HOBKIRK, J.A. The effect of superstructure fit and loading on individual implant units. Part I: The effects of tightening the gold screw and placement of a superstructure with varying degrees of fit. **Europ. J. Prosthodont. Restorat. Dent.**, v. 3, n. 6, p. 247-53, Dec.1995.
- 22.ISA, Z.M.; HOBKIRK, J.A. The effect of superstructure fit and loading on individual implant units. Part 2: The effects of loading a superstructure with varying degrees of fit. **Europ. J. Prosthodont. Restorat. Dent.**, v. 4, n. 1, p. 11-4, Mar. 1996.
- 23.JACQUES, L.B. **Análise do estresse gerado em componentes de prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros**. Bauru, 2000. 103 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 24.JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaw: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v. 6, n. 3, p. 270-6, Fall 1991.
- 25.JÖRNEUS. L.; JEMT, T.; CARLSSON, L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v. 7, n. 3, p. 353-9, Fall 1992.
- 26.KANO, S.C. et al. Disadjustment of prosthetic implant component using different alloys. **J. dent. Res.**, v. 74, n. 3, p. 806, Mar. 1995. /Abstract n. 260/.
- 27.KANO, S.C. **Avaliação da adaptação da interface intermediário / cilindro de ouro e da compatibilidade de diferentes sistemas de implantes odontológicos: análise intra e entre sistemas**. Bauru, 1998. 81p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 28.KANSU, G.; AYDIN, A.K. Evaluation of the biocompatibility of various dental alloys: Part 1 – Toxic potenciales. **Europ. J. Prosthodont. Restorat. Dent.**, v. 4, n. 3, p. 129-36, Sep. 1996.

- 29.KANSU, G.; AYDIN, A.K. Evaluation of the biocompatibility of various dental alloys: Part 2 – Allergenic potentials. **Europ. J. Prosthodont. Restorat. Dent.**, v. 4, n. 3, p. 155-61, Dec. 1996.
- 30.KOHAVI, D. Complications in the tissue integrated prostheses components: clinical and mechanical evaluation. **J. oral Rehab.**, v. 20, n. 4, p. 413-22, July 1993.
- 31.LEUNG, N.; ZARB, G.A.; PILLIAR, P. Casting of prosthetic superstructures in tissue integrated dental prostheses. **J. dent. Res.**, v. 62, p. 293, 1983. / Abstract n. 1112/
- 32.LOPES, L.M.P. **Estudo da união do amálgama de prata ao dente, obtida com diferentes materiais adesivos.** Lisboa, 1999. Tese (Doutorado). Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa.
- 33.LUNDQVIST, S.; CARLSSON, C. Maxillary fixed prostheses on osseointegrated dental implants. **J. prosth. Dent.**, v. 50, n. 2, p. 262-70, Aug. 1983.
- 34.McGLUMPHY, E.A.; MENDEL, D.A.; HOLLOWAY, J.A. Implant screw mechanics. **Dent. Clin. N. Amer.**, v. 42, n. 1, p. 71-89, Jan. 1998.
- 35.MILLINGTON, N.D.; LEUNG, T. Stress on an implant superstructure in relation to its accuracy of fit. **J. dent. Res.**, v. 71, p. 529, 1992. / Abstract n. 108/.
- 36.MJÖR, I.A.; CHRISTENSEN, G.J. Assessement of local side effects of casting alloys. **Quintessence Int.**, v. 24, n. 5, p. 343-51, May 1993.
- 37.MONDELLI, J. **Ligas alternativas para restaurações fundidas.** São Paulo, Panamericana, 1995.
- 38.MONTEITH, B.D. Minimizing biomechanical overload in implant prostheses: A computerized aid to design. **J. prosth. Dent.**, v.69, n. 5, p. 495-502, May 1993.
- 39.MYERS, G.W.; CRUICKSHANKS-BOYD, D.W. Mechanical properties and casting characteristics of a silver-palladium bonding alloy. **Brit. dent. J.**, v. 153, n. 2, p. 323-6, Nov. 1982.
- 40.PATTERSON, E.A. et al. Distribution of load in an oral prosthesis system: an *in vitro* study. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v. 10, n. 5, p. 552-60, Sep./Oct. 1995.

41. PHILLIPS, R.W. **Materiais Dentários de Skinner**. 8 ed. Rio de Janeiro, Guanabara, 1986.
42. PINHEIRO, R.F. **Avaliação da adaptação marginal de infra-estruturas torneadas, torneadas-sobrefundidas e fundidas sobre pilares Cera One**. Bauru, 1996. 87 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
43. RANGERT, B.; JEMT, T.; JÖRNEUS, L. Forces and moments on Brånemark Implants. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v. 4, n. 3, p. 241-7, Fall 1989.
44. RUBO, J. et al. Finite element analysis of stress distribution on dental implants. A study of seven clinical variables. Part II – Stresses on implants, abutments and framework. **Int. J. Prosthodont.**, v. 12, n. 6, p. 567, Nov./Dec. 1999. /Abstract/.
45. SALENBAUCH, N.M.; LANGNER, J. New ways of desinging suprastructures for fixed implant-supported prostheses. **Int. J. Periodont. Restorat. Dent.**, v. 18, n. 6, p. 605-12, 1998.
46. SERTGÖZ, A.; GÜVENER, S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. **J. prosth. Dent.**, v. 76, n. 2, p. 165-9, Aug. 1996.
47. SERTGÖZ, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. **Int. J. Prosthodont.**, v. 10, n. 1, p. 19-27, Jan./Feb. 1997.
48. SHACKLETON, J. et al. Prosthodontic complications and problems of fixture-supported prostheses. **J. dent. Res.**, v. 71, n. 4, p. 1113, Apr. 1992. /Abstract n. 89/.
49. SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J. prosth. Dent.**, v. 49, n. 6, p. 843-8, June 1983.
50. SPIEKERMANN, H. et al. Biomechanics. In:_____. **Color Atlas of Dental Medicine Implantology**. New York, Thieme Medical Publishers, 1995, p. 81-90.
51. STAAB, G.H.; STEWART, R.B. Theoretical assessement of cross sections for cantilevered implant-supported prostheses. **J. Prosthodont.**, v. 3, n. 1, p. 23-30, Mar. 1994.

52. STUMPELL III, L.J. The adhesive - corrected implant framework. **J. Calif. dent. Ass.**, v. 22, n. 2, p. 47-53, Feb. 1994.
53. TAM, L.Y. et al. Comparison of marginal fit between cemented and cast implant frameworks. **J. dent. Res.**, v. 78, p. 328, 1999. /Abstract n. 1781/.
54. TAYLOR, D.F.; LEIBFRTZ, W.A.; ADLER, A.G. Physical properties of chromium-cobalt dental alloys. **J. Amer. dent. Ass.**, v. 56, n. 3, p. 343-51, Mar. 1958.
55. TAYLOR, T.D. Fixed implant rehabilitation for the edentulous maxilla. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v. 6, n. 3, p. 329-37, 1991.
56. VAN ZYL et al. Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v. 10, n. 1, p. 51-7, Jan./Feb. 1995.
57. WASKEWICKS, G.A.; OSTROWSKI, J.S.; PARKS, V.J. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v. 9, n. 4, p. 405-11, 1994.
58. WEE, A.G.; AQUILINO, S.A.; SCHNEIDER, R.L. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. **Int. J. Prosthodont.**, v. 12, n. 2, p. 167-78, 1999.
59. WEINBERG, L.A. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v. 8, n. 1, p. 19-31, 1993.
60. WHITE, S.N.; CAPUTO, A.A.; ANDERKVIST, T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. **J. prosth. Dent.**, v. 71, n. 5, p. 493-9, May 1994.
61. WILLIAMS, K.R. et al. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. **Quintessence Int.**, v. 21, n. 7, p. 563-70, July 1990.
62. WITTER, D.J. et al. Oral comfort in shortened dental arches. **J. Oral Rehab.**, v. 17, n. 2, p. 137-43, Mar. 1990.
63. WITTER, D.J. et al. Shortened dental arches and masticatory ability. **J. Dent.**, v. 18, n. 4, p. 185-89, Aug. 1990.

64. WITTER, D.J. et al. A six-year follow-up study of oral function in shortened dental arches. Part I: Occlusal stability. **J. oral Rehab.**, v.21, n.2, p.113-25, Mar. 1994.
65. ZARB, G.A.; SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part II: the prosthetic results. **J. prosth. Dent.**, v. 64, n. 1, p. 53-61, Aug. 1990.
66. ZARB, G.A.; SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. **J. prosth. Dent.**, v. 64, n. 2, p. 185-94, Aug. 1990.

ABSTRACT

Abstract

The clinical success of osseointegrated implants are largely influenced by the manner mechanical deformation are transferred from implant to surrounding bone, without generating forces of a magnitude that would jeopardize the longevity of implant and prosthesis. A variety of technical improvements, as well as alternative framework designs and alloys have been reported to improve prosthetic procedures. The aim of this study was to analyze the deformation on frameworks of a fixed implant-supported prosthesis, fabricated with two metal alloys. The samples simulated a typical mandibular fixed complete-arch framework and were fabricated on cobalt-chromium alloy and palladium-silver alloy and positioned on a master-cast. A vertical estatic load of 100N was applied on the cantilever arm at a distance of 10, 15 and 20mm from the center of distal abutment. Strain gauges were positioned on the distal aspect of last abutment to capture deformation. The results demonstrated that for large cantilever extensions, the cobalt-chromium alloy presented deformation similar to that observed for palladium-silver alloy with short cantilever. Using a cobalt-chromium alloy may allow longer cantilever arms.