EDERSON AUREO GONÇALVES BETIOL

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA UNIÃO DENTE-IMPLANTE COM
DIFERENTES TIPOS DE CONECTORES, POR MEIO DO MÉTODO
DOS ELEMENTOS FINITOS**

São Paulo
2006

Ederson Aureo Gonçalves Betiol

Avaliação biomecânica da união dente-implante com diferentes tipos de conectores, por meio do método dos elementos finitos

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutor, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Prótese Dental

Orientador: Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk

São Paulo
2006

FOLHA DE APROVAÇÃO

Betiol EAG. Avaliação biomecânica da união dente-implante com diferentes tipos de conectores, por meio do método dos elementos finitos [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

São Paulo, ____/____/2006

Banca Examinadora

1) Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura _____

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

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura _____

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

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura _____

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

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura _____

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

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura _____

Aos meus pais, GENTIL e AUREA,
pelo exemplo, amor, orações, enfim, por
estarem sempre presentes na minha vida.

À minha esposa, JULIANA,
pelo amor, dedicação e por estar sempre a
meu lado.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. CLÁUDIO L. SENDYK,
pela orientação, amizade e pelo exemplo na vida profissional e pessoal,
complementando minha formação.

À Prof^a. Dr^a. MILDRED BALLIN HECKE,
pelos conhecimentos científicos transmitidos na área dos elementos finitos,
possibilitando assim, o desenvolvimento desta pesquisa.

Ao Prof. ROBERTO VOSGERAU,
pela realização dos modelos no programa ANSYS® e por sua disponibilidade e
interesse.

Aos professores do Departamento de Prótese, da Faculdade Odontologia de São
Paulo, pela receptividade e pelos conhecimentos transmitidos.

Aos funcionários do Departamento de Prótese, CORACI, SANDRA, VALDINEA e REGINA,
pelo auxílio nos momentos em que estive ausente.

Aos amigos, EDUARDO ROLLO DUARTE, MAURÍCIO S. RIBEIRO e PLÍNIO HÚNGARO,
pelos laços de amizade que tornaram este curso ainda mais importante.

Aos amigos, AMAURY M. SILVEIRA, ARQUIMEDES GRANATES FARIA, CEVERTON BRUM
GUILHERME BERGER, LAÉRCIO NIKEL LOPES, PAULO A. MILANI, ROSENA S. DA ROSA E
WALTER ROSA DO NASCIMENTO JR,
pelo incentivo à carreira universitária, fortalecendo laços de respeito e amizade.

Betiol EAG. Avaliação biomecânica da união dente-implante com diferentes tipos de conectores, por meio do método dos elementos finitos [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

RESUMO

Este estudo apresenta uma análise, por meio do método não linear dos elementos finitos, de uma prótese parcial fixa de quatro elementos, tendo como pilares um dente natural, localizado na região do primeiro pré-molar inferior, e um implante osseointegrado, localizado na região do segundo molar inferior do mesmo hemiarco. Os modelos deste trabalho, foram criados a partir de radiografias periapicais da região posterior da mandíbula, foram digitalizadas e, posteriormente modificadas, dando origem aos modelos computacionais. Com auxílio do programa Ansys® simulou-se uma carga vertical de 175 N, distribuída ao longo dos retentores e pânticos desta prótese. Foram avaliadas três situações: Modelo 1: prótese fixa com conectores rígidos; Modelo 2: prótese fixa com um conector semi-rígido entre o primeiro pré-molar e o segundo pré-molar; Modelo 3: prótese fixa com um conector semi-rígido entre primeiro molar e segundo molar. Para simular os conectores semi-rígidos foram usados elementos de contato. A partir dos resultados obtidos, percebeu-se, em todos os modelos, que a região óssea que apresentou maior concentração de tensões foi a próxima da crista óssea mesial do implante, sendo os maiores níveis de tensões encontrados no Modelo 2 e os menores no modelo 3. Observou-se também, com relação ao implante, nos Modelos 1 e 3, altos níveis de tensões na região cervical-mesial, próximo da união retentor-pilar intermediário, já no Modelo 2 percebemos um grande aumento das tensões em toda região cervical.

Constatou-se também, com relação aos conectores no Modelo 1, altos níveis de tensões entre os pânticos e entre o pântico e o retentor sobre implante; no Modelo 2, os maiores níveis de tensões foram encontrados entre os molares e, no Modelo 3 os maiores níveis de tensões foram encontrados no conector semi-rígido.

Palavras-Chave: Prótese Parcial Fixa – Comportamento biomecânico – Tensões internas – Implantes dentário

Betiol EAG. Biomechanical evaluation of implant-tooth union with different types of connectors through the finite element method [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

ABSTRACT

The aim of this study was to analyze, through a non linear method of finite elements, a fixed partial denture of four elements, having natural teeth as an abutment located in the mandibular first pre-molar region and an osseointegrated implant located in the mandibular second molar region in the same hemi-arc, when a vertical load of 175N was applied and distributed over the retainer and pontic. Three situations were evaluated: Model 1: fixed denture with rigid connectors; Model 2: fixed denture with a semi-rigid connector between the first and second pre-molar; Model 3: fixed denture with a semi-rigid connector between first molar and second molar. From the results obtained from all models, the bone region that presented the highest stress concentration was close to the mesial region in the cortical bone of the implant. The highest stress levels were found in model 2 and the lowest in model 3. As regards the implant, in models 1 and 3, higher stress levels were also observed in the cervical-mesial region, close to the intermediate retainer abutment union. In model 2, a great increase of stress was observed in the entire cervical region. Moreover, with regard to the connectors, in model 1, there were high stress levels between the pontics and between the pontic and implant retainer; in model 2 the highest stress levels were found between the molars; and in model 3, the highest stress levels were found at the semi-rigid connector.

Keywords: Fixed partial denture – biomechanical behavior – Internal stress – dental implant

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1	-	Imagens radiográficas da região posterior da mandíbula	47
Figura 4.2	-	Imagem no Programa AUTOCAD®, após digitalização da imagem radiográfica	48
Figura 4.3	-	Imagem da malha do modelo no Programa ANSYS®	51
Figura 4.4	-	Imagem da malha em maior aproximação do dente natural	52
Figura 4.5	-	Imagem da malha em maior aproximação do implante ósseo	53
Figura 4.6	-	Imagem no Programa ANSYS® mostrando as diferentes estruturas usadas no modelo	54
Figura 4.7	-	Imagem do modelo 2, mostrando o posicionamento do conector semi-rígido entre os pré-molares	55
Figura 4.8	-	Imagem do modelo 3, mostrando o posicionamento do conector semi-rígido entre os molares	56
Figura 5.1	-	Tensões de Von Misses após a aplicação das cargas oclusais no modelo 1	60
Figura 5.2	-	Tensões de Von Misses do modelo 1 em uma aproximação maior da região próxima ao implante ósseo	64
Figura 5.3	-	Direções principais de tensões próximas ao implante ósseo	65
Figura 5.4	-	Direções principais de tensões próximas ao dente natural	65
Figura 5.5	-	Tensões de Von Misses no modelo 1 em um maior aumento da região óssea próxima à cervical-mesial do implante	67
Figura 5.6	-	Tensões de Von Misses no modelo 1 em um maior aumento da região óssea próxima ao dente natural	68
Figura 5.7	-	Tensões de Von Misses após a aplicação das cargas oclusais no modelo 2	69
Figura 5.8	-	Tensões de Von Misses do modelo 2 em uma aproximação maior da região próxima ao implante ósseo	70

Figura 5.9	- Tensões de Von Mises no modelo 2 com maior aumento da região óssea próxima à cervical-mesial do implante	71
Figura 5.10	- Tensões de Von Mises após a aplicação das cargas oclusais no modelo 3	72
Figura 5.11	- Tensões de Von Mises no modelo 3 em um maior aumento da região óssea próxima à cervical-mesial do implante	74

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1	- Dimensão média, em milímetros, dos dentes utilizados para compor o modelo	49
Tabela 5.2	- Propriedades mecânicas dos materiais que compõem o modelo (REES; JACOBS, 1997; SENDYK, 1998)	54

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

mm	Milímetro
GPa	Giga Pascals
MPa	Mega Pascals
μm	Micrômetro
N	Newton
N/cm	Newton por centímetro
N/mm ²	Newton por milímetro quadrado
%	Porcento
GB	Gigabytes
RAM	Random Access Memory
K	Kilobytes
MHz	Megahertz
IME/IMC	Elementos Intramóveis
POM	Polioximetileno
SMX	Maior nível de tensão
34	Primeiro pré-molar inferior esquerdo
35	Segundo pré-molar inferior esquerdo
36	Primeiro molar inferior esquerdo
37	Segundo molar inferior esquerdo

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DA LITERATURA	15
3 PROPOSIÇÃO	43
4 MATERIAIS E MÉTODOS	44
4.1 Geometria das Estruturas	47
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	59
6 CONCLUSÕES	78
REFERÊNCIAS	80
ANEXO	92

1 INTRODUÇÃO

A implantologia teve seu início com os estudos de Bränemark nos anos sessenta. Porém, a partir dos anos oitenta essa técnica foi amplamente difundida e os implantes que, inicialmente, eram usados somente para casos de desdentados totais inferiores, passaram a restaurar a ausência de alguns elementos dentários e também a ausência unitária.

Foi então que os profissionais passaram a se deparar com situações em que implantes são posicionados para repararem perdas dentárias parciais. Contudo, em algumas situações, devido a um problema local ou sistêmico, não é possível a colocação da quantidade de fixações necessárias à reabilitação somente sobre implantes. Em outras situações ocorre a perda de um ou mais implantes, impedindo também a realização de uma prótese somente implanto-suportada.

Nesses casos, pode ser necessário unir um implante osseointegrado a um dente natural, que possuam mobilidade diferente, podendo levar a problemas com a estrutura da prótese fixa e, em determinadas situações, com a saúde dos pilares, levando ao insucesso.

Alguns autores, como Cohen e Orenstein (1994), Ismail e Misch (1991) e Kay (1993) sugerem a separação das próteses dento-implanto-suportada, por meio de encaixes (conexão semi-rígida), abstendo-se de usar uma conexão rígida (monobloco), que sobrecarregaria o implante, por possuir uma mobilidade bem menor que o dente. Outros – como Cavicchia e Bravi (1994), Chee e Cho (1997), Clepper (1997), Jansen (1997), Jiménez-Lopez (2000), Rangert et al. (1995) e

Sullivan (1986) – sugerem que, nos casos em que há necessidade de combinação entre o elemento dentário e o implante osseointegrado, deve-se lançar mão de uma conexão rígida, para que o elemento dentário não sofra intrusão.

Pretende-se, com este trabalho, demonstrar e comparar a distribuição das tensões sobre os pilares, as estruturas de suporte e sobre uma prótese parcial fixa de quatro elementos em liga áurea, tendo como pilares um dente natural, localizado na região do primeiro pré-molar inferior, e um implante osseointegrado, localizado na região do segundo molar inferior do mesmo hemi-arco, quando esse conjunto está submetido a uma carga oclusal, pelo método não linear dos elementos finitos. Discutir-se-á, também, o comportamento biomecânico em três diferentes situações: ^{a)} com conectores rígidos; ^{b)} com um conector semi-rígido entre o primeiro pré-molar e o segundo pré-molar e ^{c)} com um conector semi-rígido entre o primeiro molar e o segundo molar.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Vários estudos referentes ao tema em questão são apresentados neste capítulo, visando especificar o que foi realizado por estudiosos na área pesquisada.

Selna, Shillingburg e Kerr (1975) estudaram a tensão gerada em um segundo pré-molar superior submetido a forças oclusais. Observaram que o método dos elementos finitos, muito usado em Engenharia, pode também ser utilizado para se observar a distribuição de tensões em dentes e restaurações, em face da comparação dos resultados de sua pesquisa com estudos fotoelásticos e achados clínicos.

Corrêa e Matson (1977) compararam o método do elemento finito com a fotoelasticidade bi e tridimensional e chegaram à conclusão que, com a fotoelasticidade, só é possível uma avaliação qualitativa das tensões no interior das estruturas, mas que, com o método dos elementos finitos, pode-se fazer uma análise quantitativa (matemática) e qualitativa.

Kitoh, Suetsugu e Murakami (1977) observaram, por meio do método dos elementos finitos, partindo de um modelo bidimensional de um primeiro pré-molar inferior e do osso mandibular subjacente, que, sobre carga oclusal, o ligamento periodontal apresentava grande capacidade de suporte para o dente. Verificaram também que, quando sujeito a uma carga no sentido vestibulo-lingual na região coronária do dente em questão, o fulcro se localizava no terço apical.

Concluíram que o método referido é muito melhor que a fotoelasticidade e que o indicador de tensões (*strain gauge*).

Nyman e Lindhe (1979) fizeram um estudo, com base em 60 casos clínicos de próteses extensas com múltiplos pânticos em *cantilever* e pilares com grande perda óssea, na maioria dos casos contrariando a lei de Ante. Todas as próteses examinadas funcionaram por oito a dez anos sem perder o ligamento ao redor dos dentes suportes. Os autores salientaram que o sucesso de tais próteses se dá, provavelmente, em virtude da completa eliminação da placa bacteriana e por causa do desenho oclusal correto.

Ericsson et al. (1986) fizeram um estudo clínico com 10 indivíduos, reabilitados por próteses fixas, suportadas ao mesmo tempo por elementos dentários e por implantes osseointegrados. Em seis deles foram utilizados conectores rígidos e, nos outros quatro, conectores semi-rígidos. Esses pacientes foram avaliados por um período de seis a trinta meses, quando então se revelaram bons resultados clínicos. Os autores discutiram as diferenças entre a mobilidade dos implantes e dos dentes, em razão da presença do ligamento periodontal. Contudo, graças ao curto tempo de acompanhamento e ao pequeno número de pacientes tratados, os autores ainda não o indicaram como regra para tratamento.

Williams, Edmundson e Rees (1987) analisaram, a partir de um modelo bidimensional de uma secção vestibulo-lingual de um molar, a distribuição das tensões pelo método dos elementos finitos, variando a extensão da restauração. Esse modelo foi submetido a uma carga de 100 N, distribuída uniformemente ao longo das inclinações da superfície oclusal.

Richter (1989) propôs a utilização de elementos “choque-absorventes” integrados no desenho do implante, para permitir uma melhor dissipação das cargas sobre a mandíbula, os dentes e os implantes. Nesse trabalho, o autor sugere que, com a utilização de tais elementos, poder-se-ia obter uma mobilidade semelhante ao de um dente natural. Mas, embora seja possível descrever-se a biomecânica dos implantes pelo uso de princípios mecânicos, somente conclusões parciais são possíveis, pois o nível limite de *stress* sobre o osso é desconhecido.

Siegele e Soltesz (1989) investigaram a influência da forma do implante na distribuição das tensões no osso pelo método do elemento finito. Observaram implantes com as seguintes formas: cilíndrico, cônico, escalonado, em forma de parafuso e cilíndrico oco. Os resultados demonstraram que implantes com diferentes formas transmitiam diferentemente as tensões para o tecido ósseo. Os implantes cônicos e escalonados transmitiram maiores tensões que os de formato regular, como os cilíndricos e cilíndricos rosqueáveis. Sugeriram cobertura bioativa para melhorar a distribuição das tensões.

Astrand et al. (1991) fizeram um estudo em que foram avaliados 23 pacientes com a dentição mandibular em Classe I de Kennedy (1942), para os quais foram confeccionadas próteses na parte posterior da mandíbula. Nesse trabalho, em um dos lados foram utilizadas próteses suportadas por dois implantes (próteses tipo I) e, no outro lado, próteses suportadas por um implante e um dente natural (próteses tipo II). O percentual de falhas foi próximo para os dois tipos de próteses; 10,9% para as próteses tipo I e 8,7% para as próteses tipo II. Segundo os autores, ainda de um ponto de vista teórico, a combinação de um dente e de um implante

osseointegrado deveria apresentar problemas devido à diferença de ancoragem no osso, resultando em complicações biomecânicas. No entanto, os resultados de tal estudo não indicaram nenhuma desvantagem na conexão de dentes a implantes na mesma restauração.

Lum (1991) sugeriu que implantes curtos não deveriam ser usados e afirmou que alguns autores acreditam que as forças oclusais devem ser dissipadas em implantes de maior diâmetro, para que não haja perda óssea na região. Sugeriu um aumento no número de implantes e aumento do diâmetro para uma melhor distribuição de tensões e também a ferulização de um implante a um dente natural. Indicou o uso de uma placa oclusal para prevenir sobrecargas por causa da parafunção.

Rangert, Gunne e Sullivan (1991) levaram a termo um estudo “in vitro”, mostrando que, do ponto de vista mecânico, existe um pequeno risco de sobrecarga no implante, em uma situação em que um implante Brånemark é conectado a um dente sadio. Isso é causado graças à união *abutment*-parafuso de ouro, que atua como um elemento flexível nessa situação. Graças à união flexível do parafuso, a carga é distribuída, igualmente, entre implante e dente, permitindo, desta forma a estimulação do suporte do dente. Em tal situação, o implante é submetido a um momento de torção, que está bem abaixo da capacidade de carga máxima do parafuso de união. Testes de fadiga não indicaram qualquer perda ou falha dos parafusos de união, quando utilizados dentro do espaço normal de mobilidade vertical do dente. Mobilidade transversa excessiva pode, no entanto, causar perda do parafuso. O controle da mobilidade transversa é, por isso, essencial nessa terapia.

Mathews et al. (1991), em um estudo “in vitro”, observaram os efeitos do tipo de conexão, rígido ou não-rígido, sobre o cimento de retenção em uma prótese parcial fixa, combinando dente natural e implante. Um dente natural foi colocado em um bloco, de forma tal que poderia mover-se, quase como um pré-molar saudável, bem como foi colocado um implante, de forma a ficar imóvel. Unindo-os, poderia haver uma conexão rígida ou não-rígida. As próteses foram cimentadas sobre os dentes naturais e parafusadas com parafusos de ouro sobre os implantes. Um ano de tensão foi aplicado sobre a prótese por uma máquina de simulação de força, realizando 10 testes sobre cada tipo de conexão. Os resultados dessa investigação indicaram que tanto o conector rígido quanto o não-rígido deram um resultado satisfatório relativo à força de união entre dente natural e prótese. Os autores ressaltaram, porém, que um ano é muito pouco na vida de uma prótese e a diminuição da retenção poderia aparecer mais tarde.

Gunne et al. (1992) realizaram um estudo clínico com 23 pacientes classe I de Kennedy (1942) na arcada inferior e prótese total na arcada superior. Foram confeccionadas 46 próteses fixas de um lado, suportadas somente por implantes (tipo I) e, do lado oposto, foram confeccionadas próteses fixas, unindo um dente natural a um implante (tipo II). Aqueles pacientes foram avaliados em um período de três anos, e a taxa de sobrevivência dos implantes foi de 88,4% . A perda óssea marginal no primeiro e segundo anos em função foi de 0,46 e 0,56 mm, respectivamente. A perda óssea após o segundo ano em função foi significativamente menor próximo ao implante-suporte das próteses fixas do tipo II. Nesse estudo os autores não encontraram desvantagens na combinação dente-implante.

Holmes et al. (1992) usaram o método dos elementos finitos com o sistema de implante IMZ (4.0 por 13.0mm), restaurado com uma coroa de ouro e avaliaram a influência do polioximetileno (POM) no elemento intramóvel (IME), quando submetido a forças verticais e oblíquas. Observaram que a concentração de tensões no osso e nos componentes do sistema de implante foram maiores quando submetidos a cargas oblíquas (30 graus), do que quando sujeitas a cargas verticais. A transmissão de tensão ocorreu, principalmente, na região da crista óssea dos implantes e essa tensão não foi reduzida com o uso do elemento intramóvel de polioximetileno, comparado ao de titânio. A máxima tensão ocorreu no parafuso de fixação.

Kay (1993) reportou suas experiências clínicas com os vários tipos de conexão de próteses sobre implantes e concluíram que as próteses implanto-suportadas têm aplicação autolimitante seja porque requerem muitos implantes, seja devido à sua inabilidade de prover distribuição das forças oclusais ou estabilização de dentes com mobilidade por meio de esplintagem. Esse tipo de restauração tem, também, mais problemas mecânicos de *stress*, graças à falta de propriocepção natural. Com relação às próteses passivamente conectadas de implantes a dentes naturais (com conexões de semiprecisão), o autor relatou que são naturalmente instáveis e ostentavam o potencial de migração do segmento do dente natural. Além do mais, conexões de semiprecisão têm pobre qualidade de esplintagem. Já as próteses que conectavam rigidamente implantes a dentes apresentaram certo risco biomecânico, particularmente se os *abutments* naturais eram móveis. Inexplicáveis perdas ósseas, nesse tipo de união, têm sido reportadas ao redor dos implantes. O autor concluiu, ainda, que o melhor tipo de conexão por ele utilizado foi a associação

com elementos intramóveis no implante. Segundo ele, as conexões resilientes provinham da distribuição das tensões e aliviaram os problemas das conexões rígidas entre dentes e implantes. A conexão resiliente também atenua as forças de impacto, criando compatibilidade com coroas metalo-cerâmicas. Além disso, permite conexões rígidas entre dentes e implante e é o método com maior nível e maior número de casos reportados com sucesso, a longo prazo.

Sheets e Earthman (1993) apresentaram uma hipótese de dissipação de energia, que explora sua importância nos sistemas de implantes. Graças à característica de conservação de energia apresentada pelos implantes rígidos, uma força aplicada a uma coroa implanto-suportada é transferida, por meio do implante, com pequenas alterações, resultando em uma deformação elástica e mínima absorção da energia mecânica pelo implante. Forças aplicadas à porção das próteses dento-suportadas foram transferidas ao ápice da raiz como uma onda de tensões, resultando em dissipação de energia pelo ligamento periodontal. Esse combinado de deformação elástica e inelástica dissipou significativa energia mecânica. Como resultado, o dente natural rigidamente esplintado a um implante recebeu altos níveis de tensões mecânicas, os quais poderiam causar intrusão do dente. Os autores concluíram, ainda, que, quando possível, os dentes naturais e os implantes deveriam ser independentes uns dos outros e que, quando dentes naturais e implantes estão combinados em uma prótese, considerações deveriam ser feitas, incluindo um mecanismo de absorção de energia no desenho da prótese.

Walton e MacEntee (1993) fizeram um estudo com 29 pacientes, que receberam 32 próteses implanto-suportadas (12 fixas e 20 removíveis), colocadas sobre 107 implantes. Apesar do curto período de acompanhamento,

observaram que as próteses removíveis necessitaram mais ajustes e reparos do que as próteses fixas. Salientaram que essas considerações deveriam ser levadas em conta durante o planejamento das próteses.

Cohen e Orenstein (1994) discutiram a combinação de implantes e dentes como pilares de próteses fixas e citam Hobo (1990) para afirmar que os dentes naturais têm, aproximadamente, de 100 a 200 μm de mobilidade graças à presença do ligamento periodontal, enquanto os implantes osseointegrados, em virtude da íntima relação com o tecido ósseo, têm uma mobilidade de aproximadamente 10 μm . Dessa forma, durante as cargas mastigatórias sobre a ponte fixa, o implante seria sobrecarregado. Sugeriram, então, uma conexão semi-rígida, em que a parte fêmea é colocada dentro da coroa do implante e a parte macho, unida ao pântico.

Weinberg e Kruger (1994) teceram algumas considerações biomecânicas quando há união de um pilar dente natural e um pilar implante osseointegrado. Ressaltaram, neste estudo, a diferença de mobilidade de um implante para um dente natural em face da presença das fibras periodontais, e recomendaram o uso de um encaixe semi-rígido para prevenir a sobrecarga do implante ou do parafuso de retenção.

Breeding et al. (1995) comentaram a respeito da união de dentes naturais a implantes osseointegrados, por meio de próteses parciais fixas, e discutiram a diferença de mobilidade entre eles. Afirmaram que alguns autores defendiam o uso de uma conexão rígida e outros, a semi-rígida. Esse estudo *in vitro* mostra o funcionamento de uma prótese com conector rígido e outra com conector semi-rígido.

Lewinstein, Banks-Sills e Eliasi (1995) mostraram um novo sistema (*IL system*) para suporte de extensão distal de próteses em *cantilever* em que usavam um pequeno implante e um encaixe especial tipo bola e analisaram, em um modelo bidimensional, pelo método dos elementos finitos, esse sistema, o osso ao redor e uma prótese no sistema convencional. Observaram que o uso desse sistema de suporte para extensão distal diminuiu drasticamente a tensão no osso, *cantilever* e implantes. Sugeriram que esse novo sistema é recomendado para pacientes desdentados totais e parciais.

Sakaguchi e Borgensen (1995), pelo método de análises de contato de elemento finito, estudaram o mecanismo de transferência de carga entre os componentes protéticos, causado por uma aplicação de torque nos parafusos usados para a união dos componentes.

Olsson et al. (1995) apresentaram um trabalho clínico realizado com 23 pacientes classe I de Kennedy (1942) na arcada inferior e prótese total como antagonista. Em um dos lados os pacientes foram reabilitados com próteses unindo um dente natural a um implante e, do outro lado, as próteses foram suportadas somente por implantes. O índice de sobrevivência dos implantes foi de 88%. Não se observaram diferenças entre os dois lados. A estabilidade das próteses foi de 89% nas próteses sobre implantes e de 91% nas próteses sobre implantes e dentes naturais. A mudança de nível ósseo marginal nos implantes foi pequena em um período de cinco anos (média de 0,1 a 0,3mm) e sem diferença entre os dois lados. Os autores concluíram que não foi possível demonstrar um risco maior de fracasso de implantes de próteses fixas suportadas por dente-implante quando comparadas a próteses fixas suportadas somente por implantes.

Bassi et al. (1996) fizeram um estudo com 40 pacientes desdentados parciais, avaliando a possibilidade de colocação de implantes para restaurar, com próteses fixas, a área edêntula. Concluíram que os implantes não eram a solução ideal para serem usados em grande escala, em virtude de: ^{a)} higiene precária (23 pacientes); ^{b)} razões econômicas (6 pacientes); ^{c)} estarem satisfeitos com as próteses parciais removíveis (5 pacientes); ^{d)} medo e descrença (3 pacientes); ^{e)} longa duração do tratamento (1 paciente); ^{f)} atrofia da crista do rebordo alveolar (1 paciente). Apenas um paciente foi tratado com implante. Os autores sugeriram as próteses parciais removíveis como tratamento de grande valor terapêutico.

Akpinar et al. (1996) compararam a distribuição de tensão de dois implantes osseointegrados, com formatos diferentes, usados como pilares posteriores de uma prótese fixa, sendo o pilar anterior um dente natural. Foram usados, nesse estudo, implantes ITI 1 (parafuso oco) e o ITI 2 (parafuso maciço). Observaram que o parafuso maciço apresentava menor concentração de esforços ao redor do implante. O autor salientou a dificuldade técnica da confecção do modelo matemático do parafuso oco, que foi composto de duas partes separadas na região do ápice, o que pode ter causado valores um pouco maiores nessa área. Os resultados foram obtidos pelo método dos elementos finitos, tendo sido usado um modelo bidimensional.

Kamposiora et al. (1996) utilizaram o método dos elementos finitos de análise bidimensional para avaliar a distribuição e os níveis de tensão em uma prótese parcial fixa de três elementos (de primeiro pré-molar inferior ao primeiro molar inferior), usando diferentes materiais (liga de ouro tipo III, Dicor® e In-ceram®) e com diferentes espessuras de conectores (3,0 e 4,0mm). A maior tensão ocorreu

na região dos conectores e foi 40% a 50% menor para os conectores de 4,0mm. Os níveis de tensão dentro do modelo de In-ceram® foram menores que os dos outros dois materiais.

Papavasiliou et al. (1996), a partir de quatro diferentes combinações pilar-restauração, usando implantes “Brånemark” sobre forças mastigatórias de 200 N, estudaram a distribuição de tensões sobre os intermediários, valendo-se de duas posições diferentes do parafuso de fixação e duas posições das margens das coroas cimentadas versus parafusadas. Os modelos com parafusos sobre os pilares tiveram menor e melhor distribuição de tensão que aqueles onde os parafusos se encontravam em uma posição mais interna. As próteses parafusadas e com margens de coroas curtas tiveram maiores índices de tensões. Para esse estudo, foram utilizados modelos bidimensionais e análise pelo método dos elementos finitos.

Laganá (1996) estudou, em sua tese de livre docência, por meio do método do elemento finito, o comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível de extremidade livre, com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido. Nesse trabalho foram utilizadas três radiografias panorâmicas, aleatórias, de pacientes da clínica odontológica da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para a determinação da proporção dente/altura de mandíbula e utilizados os dados da literatura para se obter as dimensões anatômicas da coroa e da raiz do primeiro pré-molar inferior no que se refere à altura e à largura.

Clepper (1997) desenvolveu algumas orientações para conexão de implantes a dentes naturais e considerou a evidência, comentada na literatura, de

que a união dente-implante poderia trazer problemas clínicos, mas não descartou esse tipo de opção no plano de tratamento.

Gross e Laufer (1997) realizaram uma revisão de literatura com artigos sobre estudos clínicos e laboratoriais de conexões dente-implante e concluíram que esse tipo de união deve ser considerado com precauções. Segundo os autores, aparentemente, a esplintagem de dentes que estão bem suportados, com mobilidade normal e posicionados próximos ao implante, não é destrutiva. No entanto, é mais seguro separar dentes e implantes, se possível, especialmente quando os dentes possuem pouca estrutura de suporte, já que as pesquisas demonstraram concentrações de altos níveis de tensões ao redor do pescoço do implante, em conexões rígidas. O risco clínico de intrusão dentária é potencializado com o uso de conexões semi-rígidas.

Ingber (1997) comentou a diferença biológica existente entre um dente natural, que possui ligamento periodontal, e um implante que relativamente não possui movimento no osso. Essa conexão teria como consequência a migração apical do dente natural, recomendando uma conexão rígida.

Jansen (1997) afirmou que a união implante-dente deve ser evitada, sempre que possível, e explicou que os dentes não podem ajudar os implantes, mas podem prejudicá-los e que implantes não ajudam os dentes, mas podem tolerá-los. Salientou que, com os avanços das técnicas cirúrgicas, se existe um espaço para um pântico, existe espaço para um implante, havendo poucas áreas onde os implantes não possam ser colocados.

Kayakan, Ballarini e Mullen (1997), em seu estudo, usaram a teoria de vigas para avaliar as diferenças de mobilidade entre implante e dente sobre a

aplicação de uma força (carga oclusal) em uma prótese dento-implanto suportada. O modelo teórico desenvolvido no estudo realizado demonstrou que, em uma prótese dento-implanto suportada simulada, as forças nocivas sobre o dente e o implante são sensíveis às diferenças na mobilidade rotacional entre dente e implante (mais que as diferenças na mobilidade vertical). Como é praticamente impossível aplicar, clinicamente, mobilidade rotacional em um dente e/ou implante é recomendado que, em tais próteses, a conexão a ser utilizada seja praticamente livre para rotacionar, eliminando, então, o momento sobre o implante. Além disso, segundo os autores, é recomendado que extensões não sejam usadas em tais situações, pois elas aumentam o momento e aplicam forças de extração nocivas às estruturas. Mas, se seu uso é essencial, elas deveriam ser suportadas por pequenos implantes, que restringissem o movimento vertical do final do *cantilever*.

Sertgöz (1997) avaliou o efeito de três materiais diferentes para superfície oclusal (resina, resina composta e porcelana) e quatro materiais diferentes para a infra-estrutura (ouro, prata-paládio, cromo-cobalto e liga de titânio) e observou a distribuição de tensão em uma prótese fixa inferior, suportada por seis implantes e pelo osso ao redor dos implantes, quando o sistema recebe uma carga oclusal vertical de 172 N, distribuído em todos os dentes. Concluiu que não houve diferenças substanciais com relação à distribuição de tensões no tecido ósseo, esponjoso e cortical ao redor do implante e que a tensão se concentrou no parafuso de retenção das próteses, aumentando o risco de falha. A melhor combinação de materiais encontrada, do ponto de vista biomecânico, seriam os materiais mais rígidos: cromo-cobalto para infra-estrutura e porcelana para a superfície oclusal. Nesse estudo foi utilizado o método de análise dos elementos finitos tridimensional.

Stauts (1997) comentou sobre seus insucessos, unindo implantes a dentes naturais, evitando assim este tipo de prótese. Esse tipo de conexão somente é usado se o espaço protético entre implante-dente for, no máximo, de 10 mm e, ainda, se o dente-suporte for extremamente saudável, utilizando para esses trabalhos uma conexão rígida.

Lindh, Gunne e Danielsson (1997) sugeriram um tipo de encaixe para união implante-dente natural, pois, segundo o autor, freqüentemente o seio maxilar e o nervo alveolar inferior dificultam a colocação de implantes na região posterior. Porém, com a confecção de próteses fixas, unindo dente a implantes, pode-se restaurar até a região de segundo pré-molar.

Garcia e Oesterle (1998) realizaram um estudo por meio de um questionário com sete perguntas a 2384 membros da academia de Osseointegração, com o objetivo de identificar a prevalência do fenômeno de intrusão dental dos pacientes de dentistas envolvidos em reabilitações com implantes. Dos questionários enviados, 32,5% foram respondidos e os autores constataram um resultado de 3,5% de ocorrência de intrusões dentárias nas próteses fixas dento-implanto suportadas. Os autores concluíram, também, que não havia evidências suficientes para correlacionar as intrusões com um sistema de implantes específico ou tipo da conexão usada.

Menicucci et al. (1998), por meio de um modelo tridimensional, avaliaram, com o auxílio do método dos elementos finitos, a distribuição de tensões no osso, ao redor de dois implantes usados para reter uma prótese total inferior, sujeita a cargas mastigatórias de 35 N na região do primeiro molar, usando dois sistemas de ancoragem: bolas e barra-clip (Nobel Biocare®). Observaram, nesse

estudo, que o sistema barra-clip apresentava maiores tensões no osso em torno do implante; contudo, os autores salientaram que tal resultado foi obtido por meio de modelos matemáticos que não podem representar a complexidade biológica.

Mericske-Stern (1998) estudou as tensões geradas em dois implantes ITI usados como pilares para sobredentaduras inferiores, retidas por encaixes tipo bola com auxílio de um dispositivo específico. Foi concluído que, com sistema de ancoragem usando bolas sobre várias condições testadas, registrou-se uma tendência de menores forças em ambos os implantes e em todas as três dimensões. Isso pode ser um fator favorável a longo prazo.

Schlumberger, Bowley e Maze (1998) fizeram um trabalho de revisão de literatura, sobre o fenômeno de intrusão na combinação dente-implante. Concluíram que, embora várias teorias fossem propostas, a causa da intrusão de dentes naturais na combinação dente-implante em próteses parciais fixas não é conhecida. Vários estudos longitudinais têm demonstrado que esse tipo de restauração pode ter sucesso, ainda que casos clínicos de intrusão não possam ser ignorados.

Sendyk (1998) analisou, em sua tese de doutorado, a distribuição das tensões nos implantes osseointegrados, variando o diâmetro do implante e o material da coroa protética, pela análise não linear por meio do método dos elementos finitos. Observou, com relação à distribuição de tensões na estrutura do tecido ósseo, que, quanto maior o diâmetro do implante, menor era o valor das tensões geradas no osso cortical. Também não encontrou grande diferença com relação aos dois tipos de material restaurador (porcelana e compômero) e, em todas

as situações, a região próxima ao pescoço dos implantes foi a mais solicitada, diminuindo à medida que se caminhou em direção apical.

Stegarioiu et al. (1998), pela análise tridimensional do método dos elementos finitos, observaram a distribuição de cargas ao redor de implantes de titânio, em três tipos diferentes de tratamento para uma mandíbula parcialmente desdentada, com próteses sobre implante, recebendo cargas vestíbulo-linguais, axiais ou mesio-distais. Em cada uma dessas cargas, os níveis mais altos de tensões foram calculados no modelo com uma prótese em *cantilever* suportado por dois implantes (M2). Um menor nível de tensões foi encontrado no modelo com uma prótese fixa parcial sobre dois implantes (M3), e o mais baixo nível de tensões foi calculado no modelo com três coroas conectadas, suportadas por três implantes (M1). Quando a carga vestíbulo-lingual era aplicada em M3, a tensão sobre o osso cortical era alta, comparável àquelas calculadas para M2 sobre a mesma carga. Quando as cargas axiais e mesio-distais eram aplicadas em M3, as tensões sobre o osso cortical eram menores, similares àquelas encontradas em M1, sobre as mesmas cargas. Portanto, em oclusões com grandes componentes de forças vestíbulo-linguais, somente coroas conectadas e suportadas por três implantes podem minimizar o efeito prejudicial dessas cargas.

Ulbrich (1998) estudou a distribuição de tensões nos implantes restaurados com uma coroa de ouro, em que era alterado o elemento intramóvel (em titânio ou polioximetileno) e um terceiro elemento denominado IMC (em titânio e polioximetileno). Foram aplicadas cargas no sentido axial e oblíquo. Concluiu que as tensões são sempre maiores no carregamento oblíquo do que no axial. Com isso a deflexão da estrutura ocorre, principalmente, quando da utilização do IME. Nesse

caso, o parafuso de fixação e o corpo do implante receberam as maiores tensões. Com a utilização do IMC, há uma diminuição das tensões no parafuso de fixação. Outro fato importante encontrado na pesquisa é que não houve diferença significativa nas tensões transmitidas ao osso de suporte pela utilização de qualquer um dos elementos intramóveis. Concluiu, também, que os maiores picos de tensão ocorreram no parafuso de fixação e no tampão em resina.

Laufer e Gross (1998) comentaram que o ideal é a reabilitação de espaços protéticos somente com próteses sobre implantes. Porém, para o tratamento do edentismo parcial clinicamente depara-se com situações nas quais a localização dos implantes e dentes e a quantidade de osso disponível tornam inevitável este tipo de união (dente-implante). Neste trabalho os autores fizeram uma revisão dos aspectos biomecânicos da esplintagem de dentes e algumas considerações da união destes aos implantes. Concluíram que os estudos têm demonstrado um aumento das tensões peri-implantares quando se conecta um dente a um implante, porém, alguns trabalhos mostram um grande índice de sucesso clínico, apesar de o fenômeno de intrusão dentária ser relatado em alguns casos. Sugeriram a união de mais de um dente natural para diminuir a sua mobilidade para então fazer a união desses aos implantes.

Chen, Esterle e Roberts (1999) estudaram, a partir de dois modelos tridimensionais da mandíbula, um para a análise global e outro, mais detalhado, somente da região retromolar, onde foi colocado um implante usado para ancoragem ortodôntica. Esse trabalho enfatiza a tensão ao redor e entre as roscas do implante para futura comparação com dados histomorfométricos existentes nos estudos clínicos.

Fugazzotto et al. (1999) realizaram o exame de 3.096 conexões parafusadas entre dentes naturais e implantes e 1.206 próteses implanto-suportadas, em função por um período de 3 a 14 anos. Concluíram que nenhuma prótese consolidada com conexões parafusadas demonstrou intrusão da porção protética do dente natural. No entanto, se os parafusos dos pilares estavam quebrados ou foram perdidos e não haviam sido repostos, a intrusão da porção protética do dente natural era um problema significativo. A incidência e a severidade da intrusão do dente natural faziam relação com o tempo, no qual havia ocorrido a falha, mas quando a mesma fosse descoberta dentro de 3 meses, nenhuma intrusão no dente natural era notada.

Yang, Lang e Felton (1999) analisaram o nível de tensões nos dentes e estruturas de suporte de uma prótese parcial fixa e verificaram como a adição de pilares múltiplos na prótese fixa altera as tensões e sua deflexão. Observaram que: ^{a)} a perda de suporte ósseo aumentou a deflexão e as tensões das estruturas; ^{b)} com a confecção de uma prótese parcial fixa, houve uma redução das tensões e deflexão das estruturas de suporte; ^{c)} foi encontrado concentração de tensões nos conectores das próteses e na área de dentina cervical, perto da região do espaço protético; ^{d)} com os dentes esplintados, diminuíram a deflexão e as tensões nas estruturas de suporte, mas foi observado um aumento de tensões nas próteses; ^{e)} aumentando o número de pilares unidos, não resultou em redução de tensões proporcional no periodonto.

Nishimura et al. (1999) observaram, por meio da fotoelasticidade, duas próteses fixas tendo, como pilares, um dente (pré-molar inferior) e dois implantes osseointegrados, situados na região do extremo livre e variando o tipo de

conector, rígido e semi-rígido, entre os implantes e o dente. Submeteram essas próteses a cargas verticais, recomendando que a seleção dos desenhos dos conectores deveria ser baseada na saúde periodontal dos dentes e no suporte fornecido pelos implantes.

Las Casas et al. (1999) descreveram diferentes estratégias de modelagem para análise das estruturas dentárias. Apresentaram uma extensa revisão das correntes de pesquisa das propriedades mecânicas dos tecidos dentários, condições de carga e modelo dos elementos finitos em Odontologia. Um exemplo de problema é estudado para detectar concentração de tensão na região em que ocorrem as abfrações. Em seu estudo, os autores salientaram a importância de se considerar a cavidade pulpar nesse tipo de análise, bem como a importância do ligamento periodontal nas distribuições de tensões no osso circundante.

Lacerda (1999) avaliou o comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível, apoiada sobre implante na região distal, com auxílio do método dos elementos finitos sob aplicação de cargas verticais, variando as conexões entre dente-suporte e prótese parcial removível, bem como entre implante e prótese parcial removível. Observou que o encaixe rígido entre o dente-suporte e a prótese parcial removível, em relação ao semi-rígido, transmite maiores tensões ao dente-suporte e diminui as tensões sobre a fibromucosa e sobre o implante. Constatou, também, que uma vinculação articulada entre implante e prótese parcial removível diminui o momento fletor transmitido ao implante e aumenta as tensões na fibromucosa e dente-suporte. Para esse estudo foram usados os programas COSMOS/M E FELT.

Merz, Hunenbart e Belser (2000) fizeram uma comparação entre duas diferentes conexões de implantes pelo método do elemento finito tridimensional. Compararam a conexão do tipo topo com a cone-morse de 8 graus de expulsividade das paredes. Seus achados foram comparados com os dados da literatura e indicaram a superioridade das conexões cônicas dos “abutments”, o que explicou a maior estabilidade deles por maiores períodos de tempo nas aplicações clínicas.

Cimini Jr. et al. (2000) discutiram as diversas medidas, encontradas na literatura, de cargas atuantes nos dentes humanos, para diversas situações. Os valores encontrados foram comparados àqueles adotados em diversos trabalhos de simulação, via método dos elementos finitos. Segundo aqueles autores, a literatura estudada indicou que as cargas de mordida em humanos podiam variar significativamente. Por outro lado, analistas responsáveis pela modelagem matemática de problemas envolvendo dentes teriam maior confiança nos resultados da análise, caso os dados de entrada de cargas em seus modelos pudessem ser mais precisos. Com esse tipo de ferramenta disponível, profissionais poderiam embasar suas decisões clínicas de uma maneira mais realista.

Becker, Kaiser e Jones (2000) propuseram algumas regras e sugestões para esplintagem de implantes e somente conectavam dentes naturais a implantes quando os dentes precisavam de suporte. Eles acreditavam que dentes não podiam estabilizar implantes, mas implantes completamente osseointegrados podiam estabilizar dentes periodontalmente comprometidos. Os autores sugeriram três tipos de conexões: ^{a)} encaixe rompe-forças; ^{b)} tubo-parafuso de precisão; ^{c)} *splint-A*. Comentaram que os três tipos têm vantagens e desvantagens. Os encaixes

do tipo rompe-forças podem levar ao fenômeno de intrusão dentária; contudo, se essa conexão for feita unindo, no mínimo, dois dentes naturais, diminui muito os riscos de intrusão dentária. Os tubos-parafusos de precisão oferecem uma união rígida. Têm uma técnica laboratorial apurada e um alto custo. São usados quando não se têm implantes suficientes para suportar uma prótese fixa (devido à perda ou não osseointegração de algum pilar). Explicaram, também, que pode ocorrer a perda do parafuso sem que o paciente perceba, levando então à intrusão dentária e à impossibilidade de reposicionamento do parafuso. O *splint-A*, entre os componentes protéticos, oferece uma conexão semi-rígida, tem um custo menor e é menos complicado tecnicamente que os tubos-parafusos de precisão.

Akpinar, Anil e Parnas (2000) investigaram as tensões formadas em volta de um implante e um dente natural antagonista sob uma força oclusal de 143 N, pelo método dos elementos finitos. Os resultados indicaram grandes concentrações de tensões em volta das raízes do dente natural, que oclui contra uma prótese sobre um implante IMZ com componente protético rígido. Comentaram ainda que esse pode ser um fator que contribui para a intrusão do dente natural.

Borges, Coelho e Mendes (2001) falaram a respeito da conexão dente-implante, fazendo uma revisão da literatura, abordando os aspectos técnicos e biomecânicos dessa união. Os autores acreditavam que esse tipo de tratamento é viável e defende uma conexão rígida entre os pilares.

Nentwig (2002) comentou sobre o sistema ANKYLOS® de implantes, que possui um *design* rosqueado especial crescente na direção apical. Isto transferiu a carga principalmente para o osso esponjoso central, que possui uma elasticidade dez vezes maior comparado ao osso cervical. Aliado a isso, esse

sistema possui uma porção cilíndrica e polida na região em contato com o osso cortical, que leva a um contato direto, mas não à interdigitação por fricção nessa área, que é sobrecarregada nos sistemas de implantes com hexágono externo. Concluiu que, com esse sistema, a perda óssea não é uma observação típica nas próteses suportadas por dente-implante.

Naert et al. (2001b), na segunda parte de seu estudo, avaliaram um total de 123 pacientes entre janeiro de 1983 e julho de 1998, com 140 próteses conectando dentes e implantes. A idade dos pacientes no momento da instalação das próteses variou entre 20 a 79 anos (média: 51,8). Foram conectados 339 implantes a 313 dentes. Selecionaram 123 pacientes aleatoriamente como grupo-controle com próteses suportadas somente por implantes. A idade dos pacientes no momento da instalação das próteses variou entre 22 e 78 anos (média: 52,3). A evolução da estabilidade do osso marginal ao redor dos implantes nas conexões dentes-implantes foi igual ao grupo-controle, com relação ao prognóstico dos implantes. Ao longo do período de 0 a 15 anos houve uma maior perda de osso marginal (0,7mm) no grupo de próteses que conectou dentes a implantes em comparação ao grupo-controle. Não se encontrou diferenças significativas na perda de osso marginal entre as próteses não-rígidas de dente-implante quando comparadas ao grupo-controle. Porém, houve uma diferença significativa na perda de osso marginal nas próteses fixas e multiconectadas sobre dente e implante quando comparadas ao grupo-controle. Os resultados desse estudo indicaram que existe mais perda óssea-alveolar dos implantes que estão rigidamente conectadas a dentes. Isso sugeriu que a carga de flexão que ocorreu nas próteses que conectavam dentes a implantes pode ser responsável por esse fenômeno. Essas

observações favoreceram o uso de próteses fixas suportadas somente por implantes, quando possível. Porém, a importância clínica da maior perda óssea das conexões rígidas, quando comparadas às não-rígidas, podia ser mais importante que o fenômeno da intrusão dentária no caso de conexões não-rígidas.

Brägger et al. (2001) fizeram um estudo para comparar a frequência de complicações biológicas e técnicas de próteses sobre implantes, dentes e a combinação implante-dente, ao longo de 4 a 5 anos em função. Foi usado o sistema ITI. O Grupo I-I (prótese fixa sobre implantes) incluiu 33 pacientes com 40 próteses parciais fixas; o grupo T-T (prótese parcial fixa sobre dentes), 40 pacientes com 58 próteses parciais fixas; o grupo I-T (combinação dente-implante), 15 pacientes com 18 próteses parciais fixas. Vale dizer que 144 dos pilares foram dentes e 105 foram implantes. O número médio de elementos das próteses foi três. Os fracassos resultaram em uma prótese parcial fixa em cada grupo. Os autores concluíram que, após quatro a cinco anos em função, os pilares, dentes e implantes se encontravam em condições clínicas favoráveis. A perda de prótese parcial fixa ao longo desse tempo ocorreu em uma taxa similar, com reconstruções mistas suportadas por implantes e dentes. Foi encontrado significativamente mais fraturas de porcelana em próteses parciais fixas suportadas por implantes. O estado de saúde geral dos pacientes prejudicados, não podia ser associado significativamente aos fracassos biológicos, porém o bruxismo e as extensões se associaram aos maiores fracassos técnicos.

Lindh et al. (2001) comentaram que, quando se reabilita uma mandíbula com dentes remanescentes, deve-se considerar a possibilidade de combinação de dentes naturais e implantes. Em seu estudo comparativo

longitudinal, foram tratados 26 pacientes, com dentição residual anterior, com diferentes desenhos de próteses. De um lado, as próteses foram suportadas somente por implantes; do lado contralateral, pela combinação dente natural e implantes. Os autores concluíram que não houve diferença, no índice de fracasso para os implantes, para os diferentes desenhos de próteses. A perda óssea marginal próxima do implante esteve dentro dos padrões aceitáveis, porém, foi mais pronunciada nos implantes combinados a dentes naturais. Os resultados mostraram uma correlação entre o desenho da prótese e a perda óssea marginal.

Menicucci et al. (2002) investigaram, por meio do método dos elementos finitos, bidimensional e tridimensional, as tensões em volta de um implante, quando um dente recebeu uma carga oclusal e foi conectado rigidamente a esse implante, posicionado distalmente. O dente recebeu uma carga axial 50 kg aplicada durante 10 segundos, e uma carga transacional de 50 kg aplicada durante 5 milésimos de segundos. Segundo os autores, na situação estudada, a duração da carga pareceu ter maior influência na distribuição das tensões do que a intensidade da carga. Concluíram, também, que o ligamento periodontal pareceu ter um papel chave na distribuição das tensões, quando se conectava rigidamente um dente a um implante.

Lin e Wang (2003) fizeram um estudo por meio do método dos elementos finitos, não linear, comparando uma prótese fixa unindo um dente natural a um implante osseointegrado. Nesse estudo foi comparada uma prótese fixa com conector rígido e outra, com um conector semi-rígido. Os autores recomendam uma diminuição da carga oclusal sobre o pântico durante os procedimentos de ajuste oclusal na posição de máxima intercuspidação para uma melhor distribuição das

tensões para o sistema de implante, quando se usa um dente natural e um implante como pilares de uma prótese fixa.

Montoya (2003) avaliou a distribuição das tensões ao redor de um implante osseointegrado e de um dente natural em uma prótese parcial fixa por meio da fotoelasticidade, comparando os conectores rígidos e semi-rígidos. Baseado nos resultados obtidos, o autor conclui que a conexão semi-rígida não se mostrou melhor que a conexão rígida. Comentou que a localização da conexão semi-rígida influenciou nos resultados e que a intensidade da carga potencializava o efeito, e sua localização também influenciou na resposta obtida.

Wang et al. (2004) descreveram um caso clínico de uma prótese sobre dente natural entre duas outras próteses sobre implante sem conexão entre eles. Após cinco meses da instalação das próteses, o paciente retornou com uma intrusão do dente natural de aproximadamente 2,5 a 3 mm. Após algumas sessões de ajustes interproximais durante um período de cinco meses, o dente natural voltou a ocluir corretamente. Com as observações feitas neste caso clínico os autores sugeriram as seguintes regras: primeiro, quando um dente natural está entre duas próteses sobre implantes, os contatos proximais devem ser cuidadosamente ajustados para prevenir a intrusão do dente natural; segundo, a reversão do processo de intrusão pode ocorrer, se os contatos proximais forem corrigidos.

Ueda et al. (2004) estudaram, por meio da fotoelasticidade, a dissipação das tensões de uma prótese fixa de três elementos sobre três implantes paralelos, recebendo cargas axiais, e a compararam a uma prótese fixa similar à primeira sobre três implantes, porém com o implante intermediário posicionado angulado também sujeito às cargas axiais. Os autores encontraram nos implantes

paralelos uma dissipação de forças seguindo os seus longos eixos. No implante angulado havia uma menor quantidade de franjas, e as tensões estavam localizadas principalmente ao redor da região apical dos implantes laterais.

Lang et al. (2004) fizeram uma revisão sistemática da literatura para avaliar a sobrevivência de próteses parciais fixas quando suportadas, ao mesmo tempo, por dentes e implantes, bem como a incidência de complicações biológicas e técnicas. Os autores concluíram que o índice de sucesso das próteses suportadas por dentes e implantes foi menor que as suportadas somente por implantes. Portanto, nas reabilitações orais deve-se usar preferencialmente próteses somente sobre implantes. Entretanto, aspectos anatômicos, as necessidades exatas dos pacientes e a avaliação de risco da dentição residual, podem justificar reabilitações suportadas por implantes e dentes. Os autores sugeriram mais estudos longitudinais para uma melhor avaliação dessa situação.

Petrie e Williams (2005) compararam, em seu estudo, o diâmetro, o comprimento e a conicidade dos implantes osseointegrados em dois diferentes tipos de osso. Foram confeccionados dezesseis distintos desenhos de implantes. O método tridimensional dos elementos finitos foi usado para avaliação dos resultados. Segundo os autores, o diâmetro crescente dos implantes resultou em uma redução de 3.5 vezes as tensões na região da crista óssea alveolar, o comprimento crescente causou uma redução de 1.65 vezes e a conicidade aumentou as tensões nessa região, principalmente nos implantes de menores diâmetros e mais curtos, em que se observou um aumento de 1.65 vezes. Os autores comentaram que a largura, o comprimento e a conicidade deveriam ser considerados juntos devido aos seus efeitos interativos nas tensões na região da crista óssea-alveolar. Concluíram que se

o objetivo é minimizar as tensões, principalmente na crista óssea, dever-se-ia eleger implantes longos e relativamente largos e sem conicidade, bem como evitar implantes de menor diâmetro, curtos e com conicidade, principalmente em osso de baixa densidade.

Lin, Wang e Kuo (2006) fizeram um estudo por meio do método tridimensional dos elementos finitos não lineares para analisar o funcionamento biomecânico de uma prótese fixa de três elementos, em que um dos pilares (segundo pré-molar inferior) é um dente natural e o outro (segundo molar inferior), é um implante osseointegrado do tipo frialite-2®, sob diferentes forças oclusais e com conectores rígidos e semi-rígidos. Os autores concluíram: ^{a)} que a análise de contato não linear podia simular a realidade do sistema de implante e de encaixe; ^{b)} que a quantidade de carga oclusal e a localização afetavam a distribuição de tensões com diferentes tipos de conectores. As forças laterais aumentavam significativamente as tensões sobre o conjunto, quando comparadas às forças axiais; ^{c)} a função do encaixe tornou-se evidente somente quando as forças oclusais atuaram sobre o dente natural; ^{d)} o procedimento de ajuste oclusal podia reduzir o efeito *cantilever* e redistribuir as tensões para o conjunto (prótese-implante-dente).

Misch (2006) comentou que, na impossibilidade de colocação de vários implantes para suportar uma prótese fixa, os dentes naturais podem ser considerados como pilares. Segundo o autor, uma avaliação clínica de mobilidade zero permite uma conexão rígida entre o dente e o implante. Sugeriu, ainda, nos casos de mobilidade dental, a esplintagem dos pilares naturais para levar a uma mobilidade zero.

Lin et al. (2006) fizeram um estudo por meio do método não linear dos elementos finitos para avaliar a união dente-implante, variando o suporte periodontal e o número de dentes esplintados com conectores rígidos e semi-rígidos. Os autores concluíram que o conector semi-rígido devia ser usado com cautela, pois aumentava os valores das tensões no implante e na prótese. Concluíram, também, que os dentes com suporte periodontal reduzido, quando esplintados, permitia uma melhor distribuição das tensões em todo o conjunto.

Após essa pesquisa sobre a literatura existente, ainda fica a dúvida de qual o melhor método para conectar um dente natural a um implante osseointegrado.

3 PROPOSIÇÃO

Com base na revisão bibliográfica, a proposta do presente trabalho é avaliar, por meio do método não linear dos elementos finitos, a distribuição de tensões sobre os pilares, as estruturas de suporte e as tensões internas de uma prótese fixa com dois tipos de pilar, um dente natural e um implante, variando-se o tipo de conector (rígido e semi-rígido) e sua localização.

Pretende-se saber em que situação se terá uma melhor distribuição de tensões sobre o conjunto pilar/prótese e estruturas de suporte, com o objetivo de conseguir maior longevidade da reabilitação da área desdentada.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Para avaliar a distribuição de tensões, foi adotado o método dos elementos finitos, muito usado na Engenharia para estudar as estruturas de automóveis, de aviões, de usinas hidrelétricas, entre outras. Esse método também tem sido utilizado em Medicina e Odontologia para simular o funcionamento das estruturas do corpo humano (SELNA; SHILLINGBURG; KERR, 1975).

O método dos elementos finitos foi adotado por ser um método computacional (numérico), que viabiliza a resolução de problemas complexos, para obter resultados muito próximos dos reais, que seriam praticamente impossíveis de serem resolvidos, teoricamente ou manualmente, pelas equações da álgebra.

Segundo a revisão de literatura, conforme visto anteriormente, o método dos elementos finitos apresenta várias vantagens com relação a outros métodos, mormente quando se trata de avaliação da distribuição de tensões durante os movimentos mastigatórios no sistema estomatognático. Porém, a literatura também ressalta as dificuldades de se conseguir modelos matemáticos próximos da realidade. Neste trabalho, foram necessárias algumas adaptações devido à impossibilidade de copiar perfeitamente as estruturas e o funcionamento do corpo humano em virtude da variação existente dentro da espécie. Esse método considera as estruturas como sendo uma reunião de pequenas partículas de quantidade finita, denominadas elementos finitos, conectadas a um número finito de pontos,

chamados de nós ou pontos nodais. O modo pelo qual se faz a seleção dos pontos nodais é chamado de discretização ou modelagem.

Sabe-se que a distribuição de tensões não pode ser medida fisicamente, porém, com auxílio daquele método, pode-se analisá-la, observando e medindo numericamente a deformação no elemento ou visualizando e interpretando as imagens, por meio de um gráfico de cores.

Existem vários programas, no mercado, destinados à análise de elementos finitos. Neste trabalho foi usado o programa ANSYS®, versão 5.7, desenvolvido pela Swanson Analysis Systems Inc.®.

Para obter resultados, o programa necessita de várias informações (LAGANÁ, 1996; SENDYK, 1998) : o total de número de pontos nodais; o total de número de elementos; um sistema de numeração identificando cada elemento; o módulo de Young (elasticidade) e o coeficiente de Poisson (deformação), para os diferentes materiais; um sistema de numeração identificando cada ponto nodal; as coordenadas de cada ponto nodal; o tipo de delimitação confinada e a avaliação de forças nos nós externos.

O módulo de elasticidade (ou de Young) é uma característica específica do material e diz respeito à sua capacidade de resistir à deformação, quando submetido a uma força, ou seja, uma estrutura que possui alto módulo de elasticidade deforma menos que uma estrutura de baixo módulo de elasticidade, quando ambas são submetidas a uma força de mesma intensidade.

Pode-se usar o critério de Von Misses, criado por Richard Von Misses (1883-1953), para se comparar os efeitos dos estados de tensão, que leva em consideração a determinação da energia de distorção ou a mudança na forma de

determinado material. Por esse critério, um componente estrutural estará em condições de segurança, se o maior valor da energia de distorção, por unidade de volume do material, permanecer abaixo dela por unidade de volume, necessária para verificar o escoamento no corpo de prova de mesmo material, submetido a ensaio de tração. Acima desse valor obtido, o material sofreria uma deformação permanente. O programa de computador determina, por meio de um gráfico, as zonas de solicitação segundo uma escala de cores correspondentes a cada faixa de tensão (BETIOL; KIAUSINIS; SENDYK, 2005; LACERDA, 1999; LAGANÁ, 1996; MORI, 1994; SENDYK, 1998).

Apesar da estrutura em estudo ser tridimensional, optou-se neste trabalho por um modelo bidimensional, pois esse, apesar de aparentemente simplificado, apresenta informações relevantes suficientes a respeito do estado de tensões a que o corpo está submetido. Dos modelos matemáticos planos disponíveis para estudo, por exemplo, estado plano de tensões ou estado plano de deformações, apesar de significado físico diferentes, possuem a mesma forma de solução. No estado plano de tensões, a hipótese principal é de que as tensões fora do plano de estudo são nulas (ou com valores insignificantes), o que não implica que as deformações sejam também planas, isto é, o corpo pode sofrer um alongamento ou encurtamento na direção normal ao plano. Esse problema ocorre, por exemplo, quando se modela uma placa fina, carregada no próprio plano.

Neste trabalho, colocou-se os dentes envolvidos em um mesmo plano. Segundo Roy (1936), os dentes posteriores de uma hemi-arcada se movimentam no mesmo sentido e estão dispostos no mesmo plano, os posteriores da outra hemi-arcada estão dispostos em outro plano; os incisivos em um terceiro

plano e os caninos formam, respectivamente, o quarto e quinto plano, dando origem a uma figura geométrica que é chamada “Polígono de Roy”. Por esse motivo, usa-se o estado plano de tensões.

4.1 Geometria das estruturas

O primeiro modelo (modelo 1) foi criado a partir de duas radiografias periapicais* (Figura 4.1) da região posterior da mandíbula com os dentes e estruturas de suporte sadio, que foram digitalizadas com auxílio de um Scanner AGSA SNATSCAN 2.236.

Figura 4.1 - Imagens radiográficas da região posterior da mandíbula

* Aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (parecer n.19/02, Protocolo 183/01) – Anexo A.

Por meio desta imagem e com auxílio do programa AUTOCAD®, versão 14 (Autodesk Inc, USA), foram delineadas as seguintes estruturas (Figura 4.2):

Figura 4.2 - Imagem no Programa AUTOCAD®, após digitalização da imagem radiográfica

Com referência aos dentes, o primeiro pré-molar inferior esquerdo (34); segundo pré-molar inferior esquerdo (35); primeiro molar inferior esquerdo (36); segundo molar inferior esquerdo (37). Para as dimensões dos dentes, usou-se a

média da altura e largura de dois autores: Black (B) e Marcellier (M), citados por Vellini e Serra (1976) (Tabela 4.1).

Tabela 4.1 - Dimensão média, em milímetros, dos dentes utilizados para compor o modelo

	Comprimento total			Altura da coroa cervico-oclusal			Dimensão mesio-distal da coroa			Dimensão (M-D) colo			Comprimento raiz		
	B	M	Med	B	M	Med	B	M	Med	B	M	Med	B	M	Med
1º Pré-molar Inf. (34)	21,6	23,0	22,3	7,8	8,0	7,9	6,9	6,9	6,9	4,7	5,0	4,8	14,0	15,0	14,5
2º Pré-molar inf. (35)				7,9	8,1	8,0	7,1	7,2	7,15	4,8	4,8	4,8			
1º Molar inferior (36)				7,7	7,7	7,7	11,2	11,2	11,2	8,5	8,5	8,5			
2º Molar inferior (37)				6,9	6,9	6,9	10,7	10,7	10,7	8,1	8,3	8,2			

Na região correspondente à coroa do dente 34, foi feita a simulação de um preparo para coroa total metálica, com término em chanfrado (FARAH; CRAIG, 1974) e com um desgaste de aproximadamente 1.2 mm. Manteve-se a forma original da porção coronária, representando um retentor do tipo coroa total metálica. De acordo com a radiografia, copiou-se o tecido pulpar, que pode levar a alteração no resultado final do trabalho (LAS CASAS et al., 1999). Acompanhando ainda a imagem radiográfica, foi copiado o ligamento periodontal, para o qual foi adotada a espessura média de 0,25 mm (COOLIDGE, 1937).

Ainda com auxílio do referido programa, foram eliminadas as raízes dos dentes 35 e 36 e dada a forma de pântico (convexo com relação ao tecido gengival) para as coroas correspondentes.

Na região do dente 37, a porção radicular foi substituída pela imagem de um implante osseointegrado de Bränemark, fabricado pela Nobel

Biocare®, com a medida de 3,75 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento, amplamente pesquisado e citado na literatura por vários autores.

Para obter a imagem do implante, incluiu-se o conjunto fixação/pilar/coroa em um material resinoso composto de resina ortofilática T-208, monômero de estireno e catalisador Luperox DD-M¹. Posteriormente, o conjunto foi cortado pelo disco de diamante XL-12235, de 0.3 mm de espessura, em serra da Labcut 1010².

Esse corte foi interpretado com auxílio de um perfilômetro marca MITUTOYO, modelo PJ 300, com precisão de 50 micrômetros. Essa imagem foi a mesma usada no trabalho de Sendyk (1998).

Quanto ao osso e acompanhando a imagem radiográfica na região que circunda a raiz do primeiro pré-molar, foi copiada a cortical óssea com a espessura de 0,5 mm. Próximo da região cervical, o osso cortical aumenta gradativamente, chegando a 2,0 mm na região do espaço protético, correspondente aos dentes 35 e 36. O restante da estrutura óssea foi considerado como osso medular.

Relativamente à prótese parcial fixa, copiou-se a forma dos dentes, acompanhando a radiografia e as dimensões médias apresentadas na Tabela 4.1.

No primeiro pré-molar representou-se o retentor com término em chanfrado, confeccionado apenas em um material com a espessura de aproximadamente 1,2 mm.

Os pânticos ficaram com a forma coronária dos dentes da radiografia

¹ Fabricados pela Redefibra, São Paulo

² Exel Technologies Inc., Enfield, Connecticut, USA

e com as dimensões médias constantes na Tabela 4.1 e próximo ao tecido gengival foi delineado um formato convexo. Esses elementos foram representados pelo mesmo material.

O retentor sobre implante teve a forma coronária da radiografia em apenas um material, com as dimensões médias (Tabela 4.1). Seguindo a indicação do Sistema Bränemark® (Nobel Biocare®), foi usado um pilar cônico de 1.0 mm de altura, também baseado no trabalho de Sendyk (1998), como conexão para unir a coroa ao implante.

Esse modelo foi transferido do programa AUTOCAD® para o ANSYS®, onde foi criada uma malha composta por 24.852 pontos nodais e 12.169 elementos triangulares (Figura 4.3).

Figura 4.3 - Imagem da malha do modelo no Programa ANSYS®

Na região entre o dente e o osso, correspondente ao ligamento periodontal, e na região entre o implante e osso, onde estão as espiras da fixação do implante, a malha foi mais discretizada (Figuras 4.4 e 4.5) para permitir uma avaliação mais precisa da distribuição de tensões nessas áreas, já que dentre os interesses deste trabalho está a avaliação da distribuição de tensões na prótese parcial fixa e nas estruturas de suporte. Esta pesquisa, considerou um íntimo contato entre toda a superfície do implante e a estrutura óssea correspondente, situação essa que, segundo Holmes et al. (1992), não ocorre na realidade.

Figura 4.4 - Imagem da malha em maior aproximação do dente natural

Figura 4.5 - Imagem da malha em maior aproximação do implante ósseo

Na região correspondente à estrutura dentária, bem como na região interna da fixação e dos componentes protéticos (Figuras 4.4 e 4.5), também se teve um cuidado específico na criação da malha, pois dependendo da deformação sofrida nessa área, pode-se ter uma diferente distribuição de tensões na região dos pilares com relação ao tecido ósseo correspondente.

Para representar as diversas estruturas que compõem o modelo matemático, cada elemento bidimensional recebeu determinados valores, inerentes às propriedades físicas intrínsecas dos materiais (Figura 4.6).

Figura 4.6 - Imagem no Programa ANSYS® mostrando as diferentes estruturas usadas no modelo

Tabela 4.2 - Propriedades mecânicas dos materiais que compõem o modelo (REES; JACOBSEN, 1997; SENDYK, 1998)

ESTRUTURAS	MÓDULO DE ELASTICIDADE (GPa)	COEFICIENTE DE POISSON
Osso cortical	13,7	0,3
Osso trabecular	1,37	0,3
Ligamento periodontal	0,0003	0,45
Dentina	18,6	0,31
Ouro	96,6	0,35
Titânio	115	0,35

A partir desse modelo, foi simulado um encaixe semi-rígido entre o primeiro e segundo pré-molares inferiores, obtendo-se assim o modelo 2 deste

estudo (Figura 4.7). Essa simulação é feita no programa ANSYS® pelos elementos de contato, que permitem, no modelo matemático, a presença de uma pequena liberdade de movimento na região onde foram posicionados os encaixes. Esse procedimento foi o mesmo usado no trabalho de Lin e Wang (2003), Lin, Wang e Kuo (2006) e Lin et al. (2006) para simular um encaixe semi-rígido.

Figura 4.7 - Imagem do modelo 2, mostrando o posicionamento do conector semi-rígido entre os pré-molares

Com o mesmo método usado para criar o modelo 2, simulou-se a colocação de um encaixe semi-rígido entre o primeiro e segundo molares inferiores, construindo o modelo 3 deste trabalho (Figura 4.8).

Figura 4.8 - Imagem do modelo 3, mostrando o posicionamento do conector semi-rígido entre os molares

As cargas de mordida podem variar significativamente, segundo a literatura. Essa dispersão, verificada nas cargas medidas, pode ser atribuída a vários motivos, entre eles ao uso de diferentes métodos de medida, à estrutura e geometria dentária do paciente, à estrutura muscular orofacial, à idade, ao sexo etc. (CIMINI JR. et al., 2000).

Para este trabalho, foi aplicada uma carga vertical de 175 N, distribuída nas superfícies oclusais dos dentes envolvidos por ser considerada fisiológica e suficiente à obtenção de resultado. Nos trabalhos de Deines et al. (1993) e Canay et al. (1996), citados por Ueda et al. (2004), são usadas somente cargas axiais por serem elas mais relevantes em condições clínicas.

Usaram-se cargas direcionadas para o longo eixo dos dentes, pois considerou-se uma oclusão normal. Segundo Okenson (1992), para uma oclusão

ideal, durante os movimentos mastigatórios, quando a mandíbula se eleva e os dentes se contatam, as forças são direcionadas para o longo eixo dos dentes posteriores e, a partir desse ponto, quando a mandíbula se move nos movimentos de lateralidade e protrusiva, os dentes anteriores se tocam e desocluem os posteriores, impedindo que esses recebam cargas laterais. Isto é o que se chama de oclusão mutuamente protegida.

Foram selecionadas três áreas para interpretar a distribuição de tensões de Von Misses, durante a aplicação das cargas oclusais:

- região óssea que circunda a raiz do elemento dentário natural, primeiro pré-molar inferior esquerdo;
- região óssea que circunda a fixação localizada na região do segundo molar inferior esquerdo;
- regiões internas dos pilares e da prótese parcial fixa.

Avaliaram-se, também, as direções principais de tensões durante a aplicação das cargas oclusais propostas.

Foram feitas, também, uma avaliação qualitativa e uma avaliação quantitativa dos resultados:

- Avaliação qualitativa: observando, visualmente, as diferentes cores representadas pelo programa, que apresenta cada cor com um diferente nível de tensão;
- avaliação quantitativa (numérica): o gradiente de cores que acompanha o modelo matemático gráfico dos elementos finitos fornece o valor máximo e o valor mínimo

para cada cor. Será usado o valor médio entre dois extremos para todas as regiões ou estruturas a serem analisadas.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

No início da implantologia, os implantes eram usados somente para resolver os problemas dos pacientes desdentados totais. Com o passar dos anos, os implantes começaram a ser utilizados, também, para devolver alguns dentes perdidos, por meio de pontes fixas sobre implantes e até para perdas unitárias. Todavia, em casos específicos citados na revisão da literatura, faz-se necessária a união de um dente natural a um implante.

Neste trabalho foi feita uma simulação de uma ponte fixa, tendo como pilares um dente e um implante osseointegrado, pelo método dos elementos finitos, para se observar a distribuição das tensões na estrutura dessa prótese, nos seus pilares e no tecido ósseo correspondente.

Analisando os resultados obtidos, discutiu-se os encontrados, juntamente com os da literatura.

Na Figura 5.1 observam-se as tensões Von Mises no modelo de uma prótese fixa, que se estende do primeiro pré-molar inferior até um segundo molar inferior da mesma hemi-arcada, sendo que o pilar anterior é um dente natural e o posterior, um implante osseointegrado, que foi chamado de modelo 1. A imagem gráfica é resultado de uma análise não linear de elementos finitos.

Figura 5.1- Tensões de Von Misses após a aplicação das cargas oclusais no modelo 1

A prótese em questão recebeu uma carga vertical, simulando um indivíduo em máxima intercuspidação. Sendo assim, essa prótese tem a tendência de se deslocar no sentido ocluso-apical. Porém, durante a aplicação dessa carga, tem-se a presença de um dente considerado saudável (primeiro pré-molar inferior) e um implante osseointegrado (na região do segundo molar inferior), que tentam impedir o deslocamento da prótese no sentido ocluso-apical, o que gera uma concentração de tensões na região da aplicação da carga, tensões estas não suficientes para fraturá-la nesta região devido ao volume de material (liga áurea) e,

por ele ser maleável, pode sofrer deflexão ou deformação. Observa-se, nessa região, uma coloração alaranjada, onde ocorrem os contatos (cargas). Observando-se a tabela ao lado da Figura 5.1, verifica-se uma tensão Von Misses média, em torno de 742 N/mm².

É interessante observar que essas tensões diminuem gradativamente à medida que são dirigidas aos pilares e aos tecidos de suporte até atingir uma coloração azul, tensões Von Misses em torno de 30 N/mm², ou seja, aproximadamente 96% menor do que as tensões encontradas na região da aplicação da carga. Esse fato é perfeitamente esperado, e explicado por alguns autores (SAKAGUCHI; BORGENSEN, 1995; SENDYK, 1998), que dizem que os tecidos de suporte são responsáveis pela dissipação da carga mastigatória.

Porém, pode-se verificar, nas regiões mais externas dos conectores – entre o segundo pré-molar inferior e o primeiro molar inferior e entre o primeiro molar inferior e o segundo molar inferior – a coloração vermelha com uma tensão Von Misses, com média ao redor de 1292 N/mm², ou seja, 43% maior que na região da aplicação da carga, fato este perfeitamente esperado pela ausência de pilares na região do segundo pré-molar inferior e primeiro molar inferior pela constrição da prótese nessa região e pela presença do ligamento periodontal no dente natural. Por esse motivo, na região dos conectores, deve-se ter uma espessura mínima para que a peça não sofra fratura (KAMPOSITORA et al., 1996; PEGORARO et al., 1998). Pode-se observar, na porção mediana desses conectores, em coloração azul, tensões Von Misses em torno de 30 N/mm², ou seja, 97,7% menor do que na região mais externa dos conectores interproximais, o que impede a fratura da prótese nessa região.

Chama atenção (Figuras 5.1 e 5.2) o fato de se encontrar concentrações de tensões na região dos parafusos de ouro e de titânio, em alaranjado, em torno de 742 N/mm², similares àquelas da região de aplicação das cargas, porém, nessa região, por causa do ciclo mastigatório, entra em estado de tensão e volta ao estado normal, podendo levar a um afrouxamento dos parafusos com o passar do tempo ou, em alguns casos, à fratura do parafuso que possui um pequeno diâmetro. Segundo autores como Burguete et al. (1994), Jemt et al. (1991), Rangert, Jemt e Jounes (1989), Rangert et al. (1995) isso seria um dispositivo de segurança, evitando a ocorrência de problemas maiores com a estrutura da prótese parcial fixa, ou mesmo com as estruturas de suporte.

Astrand et al.(1991), Borges, Coelho e Mendes (2001), Cavicchia e Bravi (1994), Chee e Cho (1997), Clepper (1997), Ingber (1997), Jansen (1997), Jiménez-Lopez (2000), Lindh, Gunne e Danielsson (1997), Lum (1991), Rangert et al. (1995), Rangert, Gunne e Sullivan (1991), Stauts (1997) e Sullivan (1986) defendem o uso de próteses fixas com conexões rígidas, acreditando na resiliência óssea ao redor do implante, aliada à flexão da estrutura da prótese fixa. Essa flexão provoca uma deformação dos componentes e do parafuso de ouro, com a inclinação deste último em relação ao intermediário e do intermediário em relação ao implante. Caso essa inclinação seja muito acentuada, o parafuso se solta (RANGERT; GUNNE; SULLIVAN 1991). Borges, Coelho e Mendes (2001), citando Rangert, Gunne e Sullivan (1991), afirmaram que, nessas situações, o momento máximo de flexão transferido ao implante gira em torno de 10 a 15 Ncm, suficiente para compensar o movimento de intrusão do dente, e bem abaixo do aceitável para os componentes mecânicos, que é de 50 a 60 Ncm. Afirmaram ainda que em implantes

com *cantilevers* de até 16 mm, o momento máximo de flexão é de 50 Ncm maior do que o encontrado em uniões entre dentes e implantes.

É importante se observar a presença de concentrações de tensões Von Misses em locais afastados do local de aplicação das forças, principalmente na região cérvico-mesial do implante, representada pela cor vermelha, mais facilmente visualizada na Figura 5.2. Se a escala ao lado for verificada, perceber-se-á uma tensão Von Misses média em torno de 1292 N/mm², 43% maior do que nas regiões em que foram aplicadas as cargas. Isso pode ser entendido claramente já que, quando se aplica a carga nessa ponte fixa, o dente natural se movimenta dentro do osso alveolar devido à presença do ligamento periodontal, e o implante se movimenta bem menos. A diferença de mobilidade entre um dente com periodonto normal e um implante osseointegrado é comentada por vários autores pesquisados durante a revisão de literatura (ASTRAND et al., 1991; COHEN; ORENSTEIN, 1994; ERICSSON et al., 1986; INGBER, 1997; WEINBERG; KRUGER, 1994). Por sua vez, Betiol, Kiausinis e Sendyk (2005), Weinberg (1993) e Weinberg e Kruger (1994) salientaram essa diferença de mobilidade, sendo em torno de 100 a 500 µm para um dente com periodonto considerado normal, enquanto o implante poderia chegar, no máximo, a 10 µm. Segundo Cohen e Orenstein (1994) e Hobo, Ichida e Garcia (1997), os dentes naturais teriam uma mobilidade em torno de 100 a 200 µm e os implantes osseointegrados, de até 10 µm. Para Lill et al. (1988), os dentes teriam uma mobilidade dez vezes maior que os implantes. Essas variações ocorrem devido à forma do implante pesquisado, do tamanho e do diâmetro da fixação, dos tipos de conexões e do tipo de osso; porém, é fato que existe essa diferença de mobilidade entre esses pilares. Dessa forma, os pânticos, mais o retentor do primeiro pré-molar

inferior, têm uma tendência de se movimentar no sentido ocluso-apical e o implante, praticamente, não tem mobilidade, gerando assim um efeito de alavanca com o fulcro nessa região, em que se tem a tensão máxima do modelo 1, representada na Figura 5.2 pelas letras SMX=3132M.Pa. Essas tensões podem levar, em alguns casos, à deformação do espelho do implante.

Figura 5.2 - Tensões de Von Misses do modelo 1 em uma aproximação maior da região próxima ao implante ósseo

É interessante mostrar as direções principais de tensões (Figuras 5.3 e 5.4), que se distribuem de maneira bem mais homogênea pela estrutura dentária do que no implante osseointegrado. Essa diferença se deve, também, à presença do ligamento periodontal, presente somente no elemento dentário, funcionando como um amortecedor. Essas fibras periodontais responsáveis por esse amortecimento não estão presentes na interface entre implante e osso, onde ocorre

a osseointegração. Esse pode ser o motivo do afrouxamento dos parafusos e até da fratura dos componentes protéticos ou do próprio implante.

Figura 5.3 - Direções principais de tensões próximas ao implante ósseo

Figura 5.4 - Direções principais de tensões próximas ao dente natural

Autores como Babbush et al. (1987), Borchers e Rechartdt (1983), Cavicchia e Bravi (1994), Chapman e Kirsch (1990), El Charkawi, El Wakad e Naser

(1990), El Charkawi, Zekry e El Wakad (1994), Kay (1989) e Papavasiliou et al. (1996) mostraram a tentativa de alguns fabricantes, Interpor International®, por exemplo, de produzirem componentes protéticos intermediários (IME em polioximetileno), ligando os implantes aos retentores, que permitiriam uma simulação do ligamento periodontal. Essas tentativas foram frustradas já que, com relação à distribuição de tensões ao tecido ósseo, esses intermediários não levam a mudanças significativas com relação aos intermediários (IME) de titânio. Autores como Holmes et al. (1992) e Ulbrich (1998) mostraram, em suas pesquisas, que a distribuição de tensões para o tecido ósseo que circunda as fixações é similar quando se usa um pilar intermediário em titânio ou em polioximetileno.

Com relação ao tecido ósseo, pode-se observar (Figura 5.1) a grande concentração de tensões Von Misses na região óssea (osso cortical), próxima da cervical mesial do implante, representada pela cor vermelha. Se for verificado na escala ao lado, percebe-se uma tensão Von Misses média em torno de 1292 N/mm². À medida que se caminha do implante para as estruturas de suporte, constata-se uma diminuição gradativa de tensões, chegando a uma média mínima de 5,0 N/mm² na região correspondente ao osso medular, entre os dois pilares, representado pela cor azul mais escuro, ou seja, 99,7% menores. Esse fato é esperado, já que a função do tecido ósseo é dissipar as cargas mastigatórias (SAKAGUCHI; BORGENSEN, 1995; SENDYK, 1998).

Comparando a região óssea próxima do implante (Figura 5.5) com a região óssea próxima do dente natural (Figura 5.6), pode-se observar que, na cérvico-mesial do implante, tem-se na cor vermelha tensões Von Misses em torno de 1292 N/mm², 99,7% maiores do que na região cervical, ao redor do dente natural,

com tensões Von Mises média em torno de 5,0 N/mm². Nesse ponto, tem-se as tensões máximas somente em tecido ósseo, representadas pelas letras SMX= 1782 M.Pa. Esse fato pode ser explicado pelo braço de alavanca causado pela prótese fixa, já que se considera ter pilares com diferentes mobilidades; o elemento dentário tem uma tendência de sofrer intrusão, devido à presença do ligamento periodontal, e o implante sofre uma menor intrusão, pois está unido diretamente ao osso. Portanto, como não se sabe o valor exato que leva à reabsorção óssea em volta do implante, essas tensões nessa área podem ser responsáveis pela perda óssea encontrada clinicamente, com frequência, nessa região. Por esse motivo, a exemplo dos autores Clelland et al. (1993), Hobo, Ichida e Garcia (1989), Kitoh et al. (1988), Sendyk (1998), neste trabalho foi dado maior importância aos valores qualitativos das tensões e não aos quantitativos.

Figura 5.5 - Tensões de Von Mises no modelo 1 em um maior aumento da região óssea próxima à cervical-mesial do implante

Figura 5.6 - Tensões de Von Mises no modelo 1 em um maior aumento da região óssea próxima ao dente natural

Na Figura 5.7 pode-se observar uma prótese fixa similar à do modelo 1, porém com um conector semi-rígido entre os pré-molares (modelo 2). Essa prótese também recebeu uma carga no sentido axial de 175 N, distribuída ao longo das coroas dos elementos envolvidos. Pode-se perceber alguns pontos com coloração alaranjada na região em que foram aplicadas as cargas oclusais. Verificando-se a escala de cores ao lado, constata-se uma tensão Von Mises média de 742 N/mm², similares ao modelo 1. Essas tensões têm uma tendência de serem absorvidas pelos tecidos de suporte, como é possível observar no tecido ósseo próximo do dente natural em que se tem uma tensão Von Mises média de 30 N/mm², ou seja, 96 % menores do que na região da aplicação da carga.

Figura 5.7 - Tensões de Von Misses após a aplicação das cargas oclusais no modelo 2

O que chama atenção é o aumento das tensões na região mais externa do conector rígido entre os molares, em que se tem a cor cinza. Essa cor não aparece na escala de cores ao lado da Figura 5.7, por estar acima de 1600 N/mm². Essas tensões elevadas levam a uma tendência de fratura ou deformação do conector, apesar de se usar uma espessura sugerida por Pegoraro et al. (1998) para que a peça não sofra deformação. Observando-se a região do conector entre o segundo pré-molar e o primeiro molar e do conector entre os pré-molares, há uma diminuição gradativa das tensões até atingir a cor verde, com tensões Von Misses média de 150 N/mm², tensões essas 80% maiores que as tensões nessa mesma região no modelo 1 (Figura 5.1), onde pode-se ver a cor azul com tensões Von Misses média de 30 N/mm². Isso ocorre devido à presença do ligamento periodontal, ao redor da raiz do dente natural, que faz um amortecimento das cargas oclusais, ao contrário do implante que é fixado diretamente sobre o tecido ósseo. Somam-se a

isso a presença do conector semi-rígido entre os pré-molares que, por permitir uma pequena mobilidade, diminui as tensões sobre o dente natural e potencializa o braço de alavanca com fulcro na região próxima à cervical-mesial do implante, em que se tem as tensões máximas medidas nesse modelo, representadas na Figura 5.8 pelas letras SMX= 20.211 M.Pa. Essas tensões são 84.5% maiores quando comparadas ao modelo 1 (Figura 5.2), o que aumenta a probabilidade de deformação do espelho do implante ou fratura dele.

Figura 5.8 - Tensões de Von Misses do modelo 2 em uma aproximação maior da região próxima ao implante ósseo

Pode-se verificar ainda um grande aumento das tensões Von Misses na região dos componentes protéticos e dos parafusos de fixação, representados pela cor cinza, ou seja, acima de 1600 N/mm², aumentando o risco de fratura deles.

Quando se observa somente o tecido ósseo (Figura 5.9), percebe-se, como no modelo 1 (Figura 5.5), uma maior concentração de tensões próxima da cervical-mesial do implante. Porém, nessa mesma região, no modelo 2 constata-se um aumento das tensões, representadas também pelas letras SMX= 6987 M.Pa., que significam aproximadamente 74,5% maior do que no modelo 1. Isso é devido ao fato de se ter um encaixe semi-rígido entre os pré-molares, potencializando ainda mais o braço de alavanca, com o fulcro no ponto MX. Bidez e Mich (1992) e Reinhardt et al. (1983) afirmaram que uma carga elevada, aplicada a um implante osseointegrado, pode gerar um dano ao implante ou aos tecidos adjacentes, influenciando na longevidade do tratamento.

Figura 5.9 - Tensões de Von Misses no modelo 2 com maior aumento da região óssea próxima à cervical-mesial do implante

Pode-se ver na Figura 5.10 (modelo 3), após a aplicação de cargas axiais da mesma intensidade dos modelos anteriores, uma distribuição de tensões

mais parecidas com o modelo 1, ou seja, nos pontos onde foram aplicadas as forças oclusais, tem-se uma cor alaranjada com tensões Von Mises em torno de 742 N/mm^2 . Essas tensões tendem a ser absorvidas pelos tecidos de suporte até atingirem um mínimo na região do osso cortical entre os dois pilares, em que se tem uma coloração azul escuro, com tensões Von Mises na ordem de 30 N/mm^2 .

Figura 5.10 - Tensões de Von Mises após a aplicação das cargas oclusais no modelo 3

Um problema observado nesse modelo é o aumento das tensões encontrado na região do conector semi-rígido. Observando-se ainda a Figura 5.10 pode-se ver a cor cinza, isto é, acima dos 1600 N/mm^2 , marcado em vermelho na escala ao lado direito da figura, o que pode levar a uma deformação dele ou até à perda de sua função.

Ainda na Figura 5.10 pode-se ver na região do parafuso de fixação do componente protético, a cor vermelha com tensões Von Mises média em torno

de 1292 N/mm², significando que são 43% maiores do que as tensões nessa região; porém, no modelo 1, isso aumenta as chances de afrouxamento ou fratura do parafuso.

Ainda no modelo 3, observa-se uma concentração de tensões na região do espelho do implante e da base do retentor, com a cor vermelha, ou seja, similares às encontradas no modelo 1. Isso leva a uma tendência de deformação ou fratura nessa área (PIATTELLI; SCARANO; PAOLANTONIO, 1998).

Um fato cientificamente importante com que se depara durante a comparação dos modelos 1 e 2 deste estudo, é um grande aumento nas tensões em nível ósseo na região próximo da cervical mesial do implante. Na Figura 5.5 pode-se observar a tensão máxima no modelo 1 SMX=1782, ou seja, 74.5% menores que no modelo 2 SMX=6987 (Figura 5.9), o que leva a um achado diferente do sugerido por Hobo, Ichida e Garcia (1997), que indica uma ponte fixa com um conector semi-rígido próximo do dente natural em casos similares a esse.

Outra contribuição deste trabalho é encontrada quando se compara a distribuição das tensões em nível ósseo, nos modelos 1 e 3. Pode-se ver na Figura 5.11 a tensão máxima SMX=1402 no modelo 3, que corresponde a 22% menor que a tensão máxima encontrada no modelo 1 (Figura 5.5) e 80% menor que no modelo 2 (Figura 5.9). Isso está em concordância com os autores Breeding et al. (1995), Kayakan, Ballarini e Mullen (1997), Laufer e Gross (1998), Lindh et al. (2001), Naert et al. (2001b) e Weinberg e Kruger (1994), que indicam o uso de uma prótese parcial fixa com um conector semi-rígido quando é necessária a união de um dente natural a um implante osseointegrado. Contudo, os resultados deste trabalho

sugerem que deve haver muito critério ao se selecionar a melhor região para a instalação do conector semi-rígido.

Figura 5.11 - Tensões de Von Mises no modelo 3 em um maior aumento da região óssea próxima à cervical-mesial do implante

É importante ainda lembrar da possibilidade de intrusão do dente natural nos casos de conectores semi-rígidos, explicam os autores Akpinar, Anil e Parnas (2000), Becker, Kaiser e Jones (2000), Garcia e Oesterle (1998), Gross e Laufer (1997), Schlumberger, Bowley e Maze (1998), Sheets e Eathman (1993) e Wang et al. (2004), que também indicam o uso de próteses parciais fixas com conectores rígidos para esses casos.

Isso é fato, mas não é regra, e ainda não existem trabalhos que expliquem esses resultados. Existem algumas suposições, como, por exemplo, Wang et al. (2004) que disse em que um ajuste incorreto dos contatos proximais pode levar a esse fenômeno. Akpinar, Anil e Parnas (2000) comentaram que grandes tensões sobre as raízes dos dentes naturais poderiam levar à intrusão

dentária. Becker, Kaiser e Jones (2000), Laufer e Gross (1998), Lin et al. (2006) e Mish (2006) sugeriram a união de dois dentes naturais para diminuir os riscos de intrusão do pilar natural. Porém, são necessários mais trabalhos científicos para um correto entendimento do funcionamento desse sistema.

É fato também que, em condições consideradas normais, os implantes osseointegrados, após o primeiro ano em função, perdem cerca de 1.0 mm de osso na região da crista óssea (ADELL et al., 1981; ALBREKTSSON et al., 1988; BRÅNEMARK et al., 1977; KITOHO et al., 1988; RANGERT; JEMT; JOUNES, 1989). Talvez isso possa ser explicado pela concentração de tensões nessa região, quando a prótese está sujeita a cargas oclusais (Figura 5.5). Existem vários trabalhos (BRÄGGER et al., 2001; GUNE et al., 1992; LINDH et al., 2001; OLSSON et al., 1995) mostrando um índice de sobrevivência similar nas próteses fixas sobre dentes e implantes e de próteses fixas suportadas somente sobre implantes. Outros pesquisadores (LANG et al., 2004; NAERT et al., 2001a; NAERT et al., 2001b) comentam sobre o maior índice de sucesso das próteses fixas sem a união dente-implante. Os estudos de Lang et al. (2004), Lindh et al. (2001), Naert et al. (2001a) e Naert et al. (2001b) mostram uma maior perda óssea nos implantes quando combinados a dentes naturais.

Os autores Breeding et al. (1995), Cohen e Orenstein (1994), Hobo, Ichida e Garcia (1997), Ismail e Misch (1991), Kay (1993), Kayakan et al. (1997), Lindh et al. (2001), Naert et al. (2001b) e Weinberg e Kruger (1994) sugerem o uso de conexões semi-rígidas, pois, dessa forma, ter-se-ia uma melhor distribuição de forças entre implante, dente e tecidos de suporte, evitando, assim, uma sobrecarga do implante e tecido ósseo correspondente. Para Weinberg (1993), nas próteses que

possuem pilares com diferentes mobilidades, os implantes sempre são sobrecarregados, recomendando para esses casos novos desenhos de próteses para diminuir as tensões próximas ao implante. Lin e Wang (2003) e Lin, Wang e Kuo (2006) comentam sobre a importância do correto ajuste oclusal para se ter sucesso na combinação dente-implante. Segundo Bragger et al. (2001) e Menicucci et al. (2002), em função oclusal normal não se tem grandes problemas técnicos com as próteses, os problemas aumentam na presença de parafunção.

Quando se discute a união de um dente natural a um implante osseointegrado, não se pode fazer indicações ou contra-indicações específicas, já que existem outros fatores relacionados à distribuição das tensões.

Um dos fatores que influenciam na distribuição das tensões é o diâmetro dos implantes, comentado por Kamposiora et al. (1996), Petrie e Williams (2005) e Sendyk (1998), segundo os quais quanto maior o diâmetro dos implantes menor a quantidade de tensões em nível ósseo e sobre os implantes; outrossim, por possuir um maior volume, os componentes protéticos são mais resistentes à deformação e fratura.

Outro fator importante é o comprimento do implante, discutido nos trabalhos de Bragger et al. (2001), Gross e Laufer (1997), Menicucci et al. (2002) e Stegaroiu et al. (1998), em que os autores afirmam que quanto maior o comprimento dos implantes melhor a distribuição de tensões para as estruturas de suporte durante a mastigação.

Segundo Gross e Laufer (1997) e Stegaroiu et al. (1998), a quantidade de implantes também influencia na distribuição das tensões durante os esforços mastigatórios e quanto maior a quantidade de implantes, também o é o

comportamento biomecânico do conjunto, lembrando sempre que a região mais afetada é a região cervical próxima do implante e voltada para o espaço protético.

Quando se aumenta o número de implantes, tem-se a tendência de diminuir o espaço protético; isso diminui o braço de alavanca e, conseqüentemente, diminui as tensões sobre os tecidos de suporte, ou seja, quanto menor o espaço protético, menor as tensões sobre o tecido ósseo, implantes e peça protética.

A perícia do cirurgião ou a disponibilidade óssea na região da colocação do implante também é importante, pois um mau posicionamento do implante pode gerar componentes de forças laterais maiores do que nos casos de implantes bem posicionados, ocasionando grandes tensões na região de osso cortical próximo ao pescoço do implante, aos componentes protéticos e ao implante propriamente dito (CANAY et al., 1996; GROSS; LAUFER, 1997; STEGAROIU et al., 1998; UEDA et al. 2004). Esses dados são diferentes dos de Ueda et al. (2004), provavelmente porque neste trabalho foi estudada uma prótese fixa de três elementos sobre três implantes.

Segundo Akpinar et al. (1996), Petrie e Williams (2005) e Siegele e Soltesz (1989), a forma dos implantes também pode melhorar a distribuição das tensões em nível ósseo; porém, nos estudos de elementos finitos feitos por Húngaro (2002) e Merz, Hunenbart e Belser (2000) não se percebe grandes alterações em nível dos tecidos de suporte, mas uma melhor distribuição na região interna dos pilares. Isso é um fator positivo no caso dos implantes fêmeos sobre os implantes machos.

6 CONCLUSÕES

A partir dos modelos estudados, pôde-se concluir que:

- ✓ em todos os modelos, a região óssea que apresentou maior concentração de tensões foi próxima da crista óssea mesial do implante. Comparando-se os três modelos, encontra-se maiores níveis de tensões no modelo 2 e menores níveis foram encontrados no modelo 3;
- ✓ nos três modelos, a região próxima da crista óssea distal do dente natural apresentou níveis de tensões menores, quando comparados à região da crista óssea mesial do implante;
- ✓ observou-se também, com relação ao implante, nos modelos 1 e 3, altos níveis de tensões na região cervical-mesial, próximo da união retentor-pilar intermediário; no modelo 2 percebeu-se um grande aumento das tensões em toda a cervical;
- ✓ com relação à estrutura da prótese, foram encontrados altos níveis de tensões próximos a cervical-mesial do retentor sobre implante; percebeu-se também, com relação aos conectores, no modelo 1, altos níveis de tensões entre os pânticos e entre o pântico e o retentor sobre implante; no modelo 2, os maiores níveis de tensões foram encontrados entre os molares e, no modelo 3, na região do conector semi-rígido.

REFERÊNCIAS¹

Adell R, Lekholm U, Rockeler B, Brånemark PI. A 15-years study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10(6):387-416.

Akpınar I, Anil N, Parnas L. A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant. *J Oral Rehabil* 2000;27(6):538-43.

Akpınar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. *Quintessence Int* 1996;27(1):11-7.

Albrektsson T, Dahl E, Engvall S, Engquist B, Ericson AR, Feldmann G et al. Osseointegrated oral implants: a Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol* 1988;59(5):287-96.

Astrand P, Borg K, Gunne J, Olsson M. Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments: a 2-years longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:305-12.

Babbush CU, Kirsch A, Mentag PJ, Hill B. Intra mobile cylinder (IMZ) two-stage osteointegrated implant system with the intra mobile element (IME): part I. Its rationale and procedure for use. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2(4):203-16.

Bassi F, Schierano G, Lorenzetti M, Preti G. Oral conditions and aptitude to receive implants in patients with removable partial dentures a cross-sectional study. Part II Aptitude. *J Oral Rehabil* 1996;23(3):175-8.

Becker CM, Kaiser DA, Jones JD. Guidelines for splinting implants. *J Prosthet Dent* 2000;84(2):210-4.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Betiol, EAG, Kiausinis V, Sendyk CL. Comportamento biomecânico de uma prótese parcial fixa posterior, usando como pilares um dente natural e um implante osseointegrado. *RPG* 2005;12(1):73-9.

Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992;18(3):264-74.

Borchers L, Rechart P. Three dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983;62(2):155-9.

Borges M, Coelho AB, Mendes WB. Conexão dente-implante: uma opção viável? *Innovations* 2001;5(1):6-11.

Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hämmerle CHF, Lang NP. Biological and technical complication and failures with fixed partial dentures (FDP) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:26-34.

Brånemark PI, Hansson B, Adell R, Breine U, Lindstron J, Hallen O et al. Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw: experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconst Surg* 1977;16Suppl:7-127.

Breeding LC, Dixon DL, Sadler JP, Mc Kay L. Mechanical considerations the implant tooth-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1995;74(5):487-92.

Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592-9.

Canay S, Hersek N, Akpınar I, Asik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int* 1996;27:591-8.

Cavicchia F, Bravi F. Free standing vs tooth-connected implant supported fixed partial restorations; a comparative retrospective clinical study of the prosthetic results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:711-8.

Chapman RJ, Kirsch A. Variations in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5(4):369-74.

Chee W, Cho G. A rationale for not connecting implants to natural teeth. *J Prosthodont* 1997;6(1):7-10.

Chen J, Esterle M, Roberts WE. Mechanical response to functional loading around the threads of retromolar endosseous implants utilized for orthodontic anchorage: coordinated histomorphometric and finite element analysis. *Int J Maxillofac implants* 1999;14(2):282-5.

Cimini CA Jr, Gouvêa PHP, Las Casas EB, Cornacchia TPM. Revisão crítica das medidas e modelos de cargas atuantes em dentes. In: *Anais do 21st Iberian Latin American Congress on Computational Methods in Engineering*; 2000; Rio de Janeiro, [CD-ROM]. p. 1-14.

Clelland NL, Gilat A, Mcglumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(5):541-8.

Clepper DP. Should natural teeth and osseointegrated implants be used in combination to support a fixed prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(6):855-6.

Cohen SR, Orenstein JH. The use of attachments in combination implant and tooth fixed partial denture: a technical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(2):230-4.

Coolidge ED. The Thickness of the human periodontal membrane. *J Am Dent Assoc* 1937;24:1260-2.

Corrêa AA, Matson E. Avaliação quantitativa e qualitativa dos esforços que ocorrem numa restauração com amálgama de prata pelo método dos elementos finitos. *Rev Fac Odontol São Paulo* 1977;15(1):19-26.

Deines DN, Eick JD, Cobb CM, Bowles CQ, Johnson CM. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993;13:541-9.

El Charkawi HG, El Wakad MT, Naser ME. Modification of osseointegrated implants for distal-extension prostheses. *J Prosthet Dent* 1990;64(4):469-72.

El Charkawi HG, Zekry KA, El Wakad MT. Stress analysis of different osseointegrated implants supporting a distal extension prosthesis. *J Prosthet Dent* 1994;72(6):614-22.

Ericsson I, Lekholm U, Bränemark PI, Lindhe J, Glantz PO, Nyman S. A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J Clin Periodontol* 1986;13:307-12.

Farah JW, Craig RG. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Dent Res* 1974;53(4):859-66.

Fugazzotto PA, Kirsch A, Ackermann KL, Neuendorff G. Implant/tooth-connected restorations utilizing screw-fixed attachments: a surgery of 3096 sites for 3 to 14 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:819-23.

Garcia L, Oesterle L. Natural tooth intrusion phenomenon implant with implants: a survey. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(2):227-31.

Gross M, Laufer B. Splitting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: Laboratory and clinical studies. *J Oral Rehabil* 1997;24(11):863-70.

Gunne J, Astrand P, Ahlen K, Borg K, Olsson M. Implants in partially edentulous patients: a longitudinal study of bridges supported by both implants and natural teeth. *Clin Oral Impl Res* 1992;3(2):49-56.

Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegrated and occlusal implants rehabilitation. Tóquio: Quintessence; 1989.

Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegração e reabilitação oclusal. São Paulo: Quintessence; 1997. p. 278-9.

Holmes DC, Grigsby WR, Goel VK, Keller JC. Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: A finite element stress analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(4):450-8.

Hungaro P. Estudo comparativo em elemento finito, de implantes osseointegrados com diferentes morfologias e de suas estruturas de suporte [Dissertação de Mestrado] São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2002.

Ingber A. Should natural teeth and osseointegrates implants be used in combination to support a fixed prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(6):856-7.

Ismail Y, Misch C. Stress analysis of natural tooth connected to an osseointegrated implant in a fixed prosthesis. *J Dent Res* 1991;70:460.

Jansen CA. Should natural teeth and osseointegrates implants be used in combination to support a fixed prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(6):857-8.

Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogt Jr PH, Polizzi G. Osseointegrated implants for single-tooth replacements: a 1 year report from multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:29-36.

Jiménez-Lopez V. Reabilitação bucal em prótese sobre implantes. São Paulo: Quintessence; 2000. cap. 4, p.135-43.

Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996;27(10):701-6.

Kay HB. Osseointegration beyond tooth replacement: the intra mobile cylinder (IMZ) a stabilizing abutment in periodontal prosthesis. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1989;9(6):395-415.

Kay HB. Free standing versus implant-tooth interconnected restorations: understanding the prosthodontics perspective. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993;13(1):47-69.

Kayakan R, Ballarini R, Mullen RL. Theoretical study of the effects of tooth and implant mobility differences on occlusal force transmission in tooth/implant-supported partial prostheses. *J Prosthet Dent* 1997;78(4):391-9.

Kennedy E. Partial denture construction. *Dent Items Interest* 1942;49:42-59.

Kitoh M, Suetsugu T, Murakami Y. Mechanical behavior of tooth periodontal membrane and mandibular bone by the finite element method. Bull Tokyo Med Univ 1977;24(1):81-7.

Kitoh M, Matsushita Y, Yamaue S, Ikeda H, Suetsugu T. The stress distribution of the hydroxyapatite implant under the vertical load by the two-dimensional finite element method. J Prosthet Dent 1988;14(1):68-71.

Lacerda TSP. Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível apoiada sobre implante na região distal [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1999.

Laganá DC. Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível de extremidade livre, com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido [Tese de Livre Docência]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1996.

Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth-implant-supported FPDs. Clin Oral Implants Res 2004;15(6):643-53.

Las Casas E, Cimini C Jr, Carvalho R, Hallack P, Cornacchia T, Lanza M. Computational modeling of dentistry problems. In: Anais do XX CILAMCE - Congresso Íbero-Latino Americano Sobre Métodos Computacionais em Engenharia; 1999. [CD-ROM]. São Paulo. p. 1-20.

Laufer B, Gross M. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part II: principles and applications. J Oral Rehabil 1998;25(1):69.

Lewinstein I, Banks-Sills L, Eliasi R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10(3):355-66.

Lill W, Matejka M, Rambousek K, Watzek G. The ability of currently available stress-braking elements for osseointegrated implants to imitate natural tooth mobility. Int J Oral Maxillofac Implants 1988;3(4):281-6.

Lin CL, Chang SH, Wang JC, Chang WJ. Mechanical interactions of an implant/tooth-supported system under different periodontal supports and number of splinted teeth with rigid and non-rigid connections. *J Dent* 2006;34(9):682-91.

Lin CL, Wang JC, Kuo YC. Numerical simulation on the biomechanical interaction of tooth/ implant-supported system under various occlusal forces with rigid/ non-rigid connections. *Biomechanics* 2006;39:453-63.

Lin CL, Wang JC. Nonlinear finite element analysis of a splinted implant with various connectors and occlusal forces. *Int J Oral Maxillofac Implant* 2003;18(3):331-40.

Lindh T, Gunne J, Danielsson S. Rigid connections between natural teeth and implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(5):674-8.

Lindh T, Gunne J, Nyström E, Bäck T. Implant versus tooth-implant supported prostheses in the posterior maxilla: a 2- year report. *Clin Oral Implants Res* 2001;2(5):441-9.

Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol* 1991;17(2):126-31.

Mathews MF, Breeding LC, Dixon DL, Aquilino SA. The effect a connector design on cement retention in an implant and natural tooth supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1991;65(6):882-7.

Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac implants* 1998;13(3):369-76.

Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res* 2002;13(3):334.

Mericske-Stern R. Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(1):36-43.

Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):519-26.

Misch CE. *Prótese sobre implantes*. São Paulo: Ed Santos; 2006.

Montoya CAR. Estudo comparativo da distribuição das tensões ao redor de implante osseointegrado e dente natural, em prótese fixa, comparando-se conectores rígidos e semi-rígidos, através de análise fotoelástica [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

Mori M. Contribuição para o estudo da distribuição das tensões internas em um dente natural e um dente restaurado com coroa metalo-cerâmica e retentor intraradicular fundido, sob carga axial – método do elemento finito [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1994.

Naert I, Duyck J, Hosny M, Van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part I: an up to 15-years clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2001a;12(3):237-44.

Naert I, Duyck J, Hosny M, Van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part II: an up to 15-years radiographic evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2001b;12(3):245-51.

Nentwig GH. Próteses suportadas por implantes e dentes naturais com sistema Ankilos®. In: *Anais do 3º Congresso Internacional de Osseointegração da APCD*; 2002. São Paulo: Editora Santos; 2002 p. 167-72.

Nishimura RD, Ochiai KT, Caputo AA, Jeong CM. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *J Prosthet Dent* 1999;81(6):696-703.

Nyman S, Lindhe J. A longitudinal study of combined periodontal and prosthetic treatment of patients with advanced periodontal disease. *J Periodontol* 1979; 50(4):163-9.

Okenson JP. *Fundamentos de oclusão e distúrbios temporomandibulares*. 2ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 1992. p. 83-96.

Olsson M, Gunne J, Astrand P, Borg K. Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(2):114-21.

Papavasiliou G, Tripodakis APD, Kamposiora P, Strub JR, Bayne SC. Finite element analysis of ceramic abutment-restoration combinations for osseointegrated implants. *Int J Prosthodont* 1996;9(3):254-60.

Pegoraro LF, Valle AC, Araújo CRP, Bonfante G, Conti PCR, Bonachela V. Prótese fixa. São Paulo: Artes Médicas; 1998.

Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2005;16(4):486-94.

Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M. Clinical and histologic features of a nonaxial load on the osseointegration of a posterior mandibular implant: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(2):273-5.

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

Rangert B, Jemt T, Jounes L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-47.

Rangert B, Gunne J, Glantz P, Svensson A. Vertical load distribution on a three-unit prosthesis supported by a natural tooth and a single Brånemark implant. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(1):40-6.

Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials* 1997;18(14):995-9.

Reinhardt RA, Krejci RF, Pao YC, Stannard JG. Dentine stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res* 1983;62(9):1002-8.

Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 1989;61(5):602-9.

Roy M. Quelques considerations sur les bridges d'immobilisations dans la phyorrhée alveolaires. *Odontologie* 1936;74(3):129-49.

Sakaguchi RL, Borgensen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implants screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):295-302.

Schlumberger T, Bowley J, Maze G. An intrusion phenomenon in combination tooth implant restorations; a review of the literature. *J Prosthet Dent* 1998;80:199-203.

Selna LG, Shillingburg HT, Kerr PA. Finite element analysis of dental structures – axisymmetric and plane stress idealizations. *J Biomed Mater Res* 1975;9:253-4.

Sendyk CL. Distribuição de tensões nos implantes osseointegrados – análises não linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1998.

Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997;10(2):19-27.

Sheets C, Earthman J. Natural intrusion and reversal in implant assisted prosthesis; evidence of and a hypothesis for the occurrence. *J Prosthet Dent* 1993;70(6):513-20.

Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4(4):333-40.

Stauts B. Should natural teeth and osseointegrates implants be used in combination to support a fixed prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(6):858-9.

Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(1):82-90.

Sullivan, D. Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. *Int J Oral Maxillofac implants* 1986;1:39-45.

Ueda C, Markarian AR, Sendyk LC, Laganá CD. Photoelastic analysis of stress distribution on paralleled and angled implants after installation of fixed prostheses. *Pesqui Odontol Bras* 2004;18(1):45-52.

Ulbrich NL. Estudo da distribuição das tensões no sistema de implantes IMZ, variando-se os elementos intramóveis, as cargas e suas direções, aplicadas pelo método dos elementos finitos [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Unicastelo; 1998.

Vellini FF, Serra OD. Anatomia dental. 2ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 1976.

Walton JN, MacEntee MI. A retrospective study on the maintenance and repair of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 1993;6(5):451-5.

Wang T, Lee M, Kok S, Lin L. Intrusion and reversal of a free-standing natural tooth bounded by two implant-supported prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2004; 92(5):418-22.

Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(1):19-31.

Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994;78(1):22-7.

Williams KR, Edmundson JT, Rees JS. Finite element stress analysis of restored teeth. *Dent Mater* 1987;3(4):200-6.

Yang H, Lang LA, Felton DA. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1999;81(6):721-8.

Anexo A - Comitê de Ética

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA****PARECER nº 19/02
Protocolo 183/01**

Com base em parecer de relator, o Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa ***"Comportamento biomecânico de uma prótese parcial fixa posterior, visando como pilares um dente natural e um implante osseointegrado"***, de responsabilidade do pesquisador **Ederson Aureo Gonçalves Betiol**, sob orientação do Professor Doutor **Vyto Klausinis**.

São Paulo, 14 de março de 2002

Profa.Dra. Célia Regina Martins Delgado Rodrigues
Coordenadora do CEP-FOUSP