ANA CRISTINA AURORA ROSA PERASSO GUARIGLIA

**ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES NAS ESTRUTURAS
DE SUPORTE DE OVERDENTURES, REBORDO RESIDUAL
E IMPLANTES, COM SISTEMA DE CONEXÃO DE
COROAS CÔNICAS (*SYNCONE® - DENTSPLY®*)**

São Paulo

2007

Ana Cristina Aurora Rosa Perasso Guariglia

**Análise da distribuição das tensões nas estruturas de suporte de
overdentures, rebordo residual e implantes, com sistema de
conexão de coroas cônicas (*Syncone® – Dentsply®*)**

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 Dentária

Orientador: Prof. Dr. Dalva Cruz Laganá

São Paulo

2007

Catalogação-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Perasso Guariglia, Ana Cristina Aurora Rosa

Análise da distribuição das tensões nas estruturas de suporte de overdentures, rebordo residual e implantes, com sistema de conexão de coroas cônicas (Syncone® - Dentsply®) / Ana Cristina Aurora Rosa Perasso Guariglia; orientador Dalva Cruz Laganá. -- São Paulo, 2007.

150p. : fig.; 30 cm.

Tese (Doutorado - Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Prótese Dentária) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Revestimento de prótese dentária – Estruturas de suporte – Tensões 2. Prótese dentária

CDD 617.692
BLACK D3

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADO AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, ____/____/____

Assinatura:

E-mail:

FOLHA DE APROVAÇÃO

Perasso Guariglia ACAR. Análise da distribuição das tensões nas estruturas de suporte de overdentures, rebordo residual e implantes, com sistema de conexão de coroas cônicas (*Syncone® - Dentsply®*) [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

São Paulo, ____/ ____/ 2007.

Banca Examinadora

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

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: _____

DEDICATÓRIA

Ao **Fabio**, meu marido, meu amor.

As minhas filhas, **Giovanna** e **Ana Claudia**, minha razão de viver...

Aos meus pais, **Ida** e **Francesco**, que sempre me incentivaram a perseguir meus objetivos com coragem e perseverança, obrigada...

A minha querida Avó **Santinha**, minha segunda mãe.

Aos meus irmãos: **Gianfranco, Márcia, Claudia, Giampaolo, Gianmarco** e **Alessandra** por todos estes anos de convívio, com amizade, companheirismo, respeito e incentivo.

A minha sogra, **Leila**, por estar sempre presente e disposta a ajudar...

Aos meus **cunhados e cunhadas**, Lúcia, Fernanda, Maria Eliza, Fabiana, Armando, Paulo Roberto e João Luis, pelo apoio e incentivo.

Aos meus queridos sobrinhos...

À **Profa. Dra. Dalva Cruz Laganá**, minha orientadora e amiga, por permitir que tivéssemos este convívio maravilhoso, privilégio de poucos, e por estar sempre pronta a ajudar, escutar e aconselhar, com uma alma magnífica, com um nível intelectual incrível e incrivelmente simples...

Muito obrigada.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo, diretor da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Ao Prof. Dr. Reinaldo de Brito Dias, presidente da C.P.G. e coordenador do curso de Pós-Graduação do Departamento de Prótese Dental da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Ao Prof. Dr. Carlos Gil, como chefe do Departamento de Prótese Dental da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Aos Professores do Departamento de Prótese Dental da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela colaboração durante o estudo.

Aos funcionários do departamento de Prótese como às secretárias Regina de Carvalho Tognasol, Valdinéia de Barreto da Silva Santos, Coraci Aparecida de Moraes, Sandra Maria Gomes da Silva e aos técnicos Luis Cláudio Rodrigues Carvalheiro, Ana Paula Reingruber Carvalheiro e Maria Cristina Falcão Curci Puraca pela atenção e dedicação em todas as horas.

Às funcionárias do Serviço de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, Cátia Tiezzi dos Santos e Nair Hatsuko Tanaka Costa.

Ao Laboratório Arcada e a seu responsável Moysés Barbosa de Araújo pela, prontidão e competência e amizade.

Aos funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, em especial às bibliotecárias Glauci E. D. Fidelis, Agda F. Caetano da Silva, Vânia Martins Bueno de O. Funaro e Maria Aparecida Pinto.pela ajuda e presteza.

Aos Professores da Disciplina de Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela amizade e convivência científica compartilhada.

Aos amigos Dr. Daniel de Paula Eduardo e ao Dr. Ricardo Fortes pela amizade, companheirismo e apoio.

Aos amigos do CETAO, em especial ao Dr. José Virgílio de Paula Eduardo, ao Dr. Alênio Mathias, ao Dr. André Vilela, ao Dr. Rogério Ribas da Costa, ao Dr. Gastão Soares de Moura, à Dra Carla Fortuna e muitos outros, pelo companheirismo e amizade.

A Dentsply Ind e Com Ltda do Brasil, na pessoa da Dra Fernanda Jabur, Dr. Rodrigo Reis e Dra.Claudia Menezes de Siqueira, pela colaboração nesta pesquisa.

Às funcionárias Cíntia Cristina Coutinho e Sirlei dos Santos, pela colaboração nestes anos de convívio.

Enfim, a todos os que participaram de maneira direta ou indireta ao longo da confecção deste trabalho.

Perasso Guariglia ACAR. Análise da distribuição das tensões nas estruturas de suporte de overdentures, rebordo residual e implantes, com sistema de conexão de coroas cônicas (*Syncone® - Dentsply®*) [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

RESUMO

O sistema de osseointegração desenvolvido por Branemark revolucionou o campo das reabilitações protéticas, incentivando os profissionais a indicar e realizar próteses do tipo overdentures. Estes dispositivos representam uma ótima alternativa para solucionar os problemas dos pacientes desdentados, insatisfeitos por diversos fatores. Várias são as associações entre os implantes e os sistemas de conexões empregados em overdentures. A literatura e a prática clínica fazem observar que na dependência do sistema de conexão empregado, há uma diferença no comportamento biomecânico, realizado por este conjunto: prótese/implante/conexão. Desta forma, é importante analisar como as tensões se distribuem sobre as estruturas que suportam estas cargas, uma vez que não existe o ligamento periodontal ao redor dos implantes que promove o mecanismo fisiológico, natural nos dentes. Assim, o objetivo desta investigação foi de avaliar, com o auxílio do método fotoelástico, o comportamento da distribuição das tensões em sobredentaduras (overdentures), suportadas por quatro implantes *Ankylos®/Dentsply®*, utilizando-se o sistema protético de conexão de coroas cônicas *Syncone®/Dentsply®*, onde se comparou duas formas de distribuição dos implantes, na primeira (CPM1) os implantes foram posicionados nas regiões de incisivos centrais e pré-molares e o segundo (CPM2) os implantes estavam posicionados nas regiões de caninos e pré-molares. Os modelos receberam cargas de forma crescente de 0,0 a 9,0 kg e, as tensões resultantes nas estruturas de

suporte, foram analisadas fotoelasticamente. De acordo com a metodologia empregada nesta pesquisa, somos levados a concluir que: 1) Quando se associa o sistema *Syncone*® com overdenture ou sobredentadura, apoiada e retida sobre quatro implantes, sendo 2 localizados na região de incisivos centrais e 2 situados, diametralmente opostos, na região de segundos pré-molares na mandíbula - CPM1 - o rebordo residual é quem recebe a maior quantidade de tensões em relação aos implantes; 2) Quando se associa o sistema *Syncone*® com overdenture ou sobredentadura, apoiada e retida sobre 4 implantes, dispostos 2 a 2, bilateralmente e diametralmente opostos, nas regiões de caninos e pré-molares, na mandíbula (CPM2), as maiores tensões são transmitidas ao rebordo residual, sendo que os implantes suportes resultam mais preservados; 3) Comparativamente, o CPM2, aparenta ter transmitido menores tensões aos implantes que o CPM1; 4) Os implantes são preservados quanto à ocorrência de uma sobrecarga, durante a máxima intercuspidação dos arcos dentários, quando se emprega o sistema *Syncone*® associado à overdenture ou sobredentadura.

Palavras-Chave: Implante – Sobredentadura – Resina Fotoelástica – *Syncone* – Prótese Total – Corôa Telescópica – Corôa Cônica – Pilar Cônico.

Perasso Guariglia ACAR. Analysis of the tensions distribution in the structures of overdentures support, residual alveolar ridge and implants, with connection of conical crowns system (*Syncone® - Dentsply®*) [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007

ABSTRACT

The osseo-integrated system develop by Branemark has revolutionized the prosthetic rehabilitation field, encourage the professionals to indicate and perform prostheses like overdentures. These devices represent an optimal alternative to solve the full dentures patient's problems, dissatisfied for diverse factors. There are several associations between implants and prosthetic connectors employees for overdentures. The literature and the clinic practice may observe that according of the connection system employed, there is a difference into the biomechanical behavior, realized for this set: prostheses/implant/connection. From this forms, it is important to analyze how the tensions are distributing on the structures subject that support these loads, since it doesn't exist the periodontal ligament around the implants, what promotes the physiological mechanism of the natural teeth. Such, the purpose from this investigation was appraising, with the aid of the photoelastic method, the distribution way from the tensions at the overdentures, supported by four implants *Ankylos®/ Dentsply*, by using the prosthetic system of connection of conic crowns – *Syncone®/ Dentsply*, were applied loads from 0,0 to 9,0kg, in crescent forms and, the tensions resulting on the support structures, have been analyzed by the photoelastic method. Where two forms of distribution of the implantations were compared, first (CPM1) the implants were located at the regions of the central incisors and pre-molar, and as (CPM2) the implants were located at the regions of canines and pre-molar. The models had received loads of increasing form, from 0,0

to 9,0 kg and, the resultant tensions in the support structures, had been analyzed by the photoelastic method. In agreement with the methodology used in this research, we are led to conclude that: 1) When the overdenture is associated with *Syncone*® system, supported and retained by 4 implants, being 2 located in the region of central incisors and 2, diametrical opposing ones, in the region of the second pre-molar (CPM1) the residual alveolar ridge is who receives the biggest amount of tensions in relation to the implants; 2) When the overdenture is associated with *Syncone*® system, supported and retained by 4 implants, bilaterally and diametrical opposing ones, in the regions of canine and pre molar (CPM2), the biggest tensions were transmitted to the residual alveolar ridge, being the implants supports resulted more preserved; 3) Comparatively, the CPM2, seems to have transmitted less tensions to the implants than the CPM1; 4) The implants were preserved as the occurrence of an overload, during the maximum intercuspidação of the dental arcs, when the overdenture associated with *Syncone*® system has been used.

Key-works: implant - overdenture prostheses – Photoelastic Resin – *Syncone* – Full Denture – Telescopic Crown – Conic Crown – Conic Abutment.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 4.1 - Esquema do polariscópio: (A) plano e (B) circular: a) fonte de luz; b) difusor; c)polarizador; d) modelo; e) filtro analisador; f) máquina fotográfica e g) filtros "quarto de onda"73
- Figura 4.2 - O conjunto completo de componentes do polariscópio incluiu os seguintes itens: (A) refletor de luz especial para fotografia, com fonte de luz Photoflood (lâmpada General & Electric, 500 watts); (B) polarímetro com polarizador de luz; (C) recipiente de vidro temperado, com base de 20 mm de espessura e um quadrado, medindo internamente 40 x 40 cm, com óleo mineral, (D) aparelho para aplicação de cargas e posicionamento do modelo; (E) filtro polarizador ABO-354 especial, com 170mm de diâmetro; (F) câmara fotográfica digital Cybershot, Sony, modelo DSC-707; (G) suportes do filtro polarizador fixo e da câmara fotográfica; (H) base rotatória metálica com 50cm de diâmetro; (I) controle de carga aplicada, acessório aparelho de aplicação de cargas75
- Figura 4.3 - Posicionamento do crânio fotoelástico no aparelho de aplicação de carga. (A) e (B) Bases de suporte horizontais; (C) Plataforma de sustentação do crânio; (D) Pistão propulsor de aplicação de carga; (E) Crânio; (F) Parafusos superiores de preensão do crânio; (G) Parafuso inferior de preensão do crânio; (H) Manguitos condutores de ar comprimido; (I) Hastes verticais de sustentação do aparelho. Seta indicando direção de aplicação de carga76
- Figura 4.4 - Controles: (A) Manivela de controle da entrada de ar (B) Manômetro77
- Figura 4.5 - Câmara de vácuo.....78
- Figura 4.6 - Crânio Fotoelástico desenvolvido por Cruz (2004)81
- Figura 4.7 - (A) Modelo mandibular com alvéolos em resina epóxi (B) Modelo mandibular desdentado.....82
- Figura 4.8 - (A) Molde de Silicone (B) Mandíbula preparada e reproduzida em gesso tipo IV83

Figura 4.9 -	(A) Delimitação da base de prova (B) Materiais e instrumental empregados (C) Base de prova em resina acrílica ativada quimicamente.....	83
Figuras 4.10 -	(A) Plano de orientação (B) Primeira prova do plano de orientação (C) Prova final do plano de orientação (D) Vista oclusal do plano de orientação concluído	84
Figuras 4.11 -	(A) Vista frontal do arco superior (B) Vista oclusal do arco superior ..	84
Figuras 4.12 -	(A) Moldagem do arco superior (B) Montagem do arco facial utilizando-se a técnica de transferência direta	85
Figura 4.13 -	(A) Vazamento inicial do molde superior (B) Montagem em articulador (C) Complementação do vazamento do gesso no molde	86
Figura 4.14 -	(A) Anteparo anterior (B) Apoio para a moldeira (C) Montagem em articulador concluída.....	86
Figura 4.15 -	(A) Plano de orientação (B) Montagem completa do arco inferior e enceramento concluído.....	86
Figura 4.16 -	(A) Registro em silicone (B) Posicionamento dos dentes e da base prova (C) Fixação com cera (D) Duplicação e enceramento concluído.....	88
Figura 4.17 -	(A) Posicionamento do modelo na mufla (B) Muralha de silicone para proteção dos dentes	89
Figura 4.18 -	(A) Base acrílica removida (B) Aplicação do isolante	90
Figura 4.19 -	Prótese Total polimerizada – (A) vista vestibular (B) vista lingual.....	93
Figura 4.20 -	Guia cirúrgica vista frontal (A) e vista lateral (B)	93
Figura 4.21 -	(A) Guia cirúrgica com as perfurações fora do modelo (B) guia cirúrgica com as perfurações no modelo de gesso (C) modelo com as marcações (D) modelo com as perfurações	94

Figura 4.22 -	(A) transferentes de moldagem com os parafusos (B) transferente com parafuso acoplados ao análogo do implante	94
Figura 4.23 -	(A) Paralelometro posicionando o conjunto parafuso, transferente e análogo do implante (B) conjunto parafuso, transferente e análogo de implante posicionado e fixado no modelo de gesso (C) conjunto transferentes e análogos de implante fixados no modelo de gesso...	95
Figura 4.24 -	(A) Transferentes parafusados nos análogos dos implantes e unidos com fio dental (B) Início da união entre os análogos com resina acrílica quimicamente ativada Duralay vermelha (C) Término da união com Duralay	96
Figura 4.25 -	(A) Modelo de gesso com os canudos acoplados ao conjunto transferente, parafuso, centralizados no recipiente de moldagem (B) Recipiente preenchido com o silicone de reprodução Silibor	96
Figura 4.26 -	Vista superior do molde – (A) Parafusos de fixação dos transferentes (B) Chave para soltar os parafusos em posição	97
Figura 4.27 -	Vista interna do molde, onde os análogos foram removidos, juntamente com os parafusos	98
Figura 4.28 -	(A) Implante sendo removido (B) Remoção do montador	98
Figura 4.29 -	(A) Remoção do parafuso de cobertura (cover screw) (B) Instalação do implante no transferente e fixação do parafuso	98
Figura 4.30 -	(A) Vista interna do molde com os implantes posicionados (B) vista externa superior do molde	99
Figura 4.31 -	Componentes da Resina Fotoelástica	99
Figura 4.32 -	(A) Recipiente de Becker, Proveta e Bastão de Vidro com a resina fotoelastica (B) Balança digital com o recipiente de Becker sendo pesado	100
Figura 4.33 -	Recipiente de Becker com a resina fotoelástica na câmara de vácuo para eliminação de bolhas	100

Figura 4.34 -	(A) Vazamento da resina fotoelástica no molde (B) Molde completado	101
Figura 4.35 -	(A) Vista superior do molde com a resina polimerizada (B) Remoção dos parafusos de fixação dos transferentes.....	101
Figura 4.36 -	Molde fotoelástico: (A) vista frontal (B) vista lateral	102
Figura 4.37 -	Vista interna da prótese total com os nichos para receber os conectores protéticos	102
Figura 4.38 -	Prótese total recortada: (A) vista interna superior (B) vista externa lingual.....	103
Figura 4.39 -	Posição dos pilares: (A) Modelo 1; (B) Modelo 2	103
Figura 4.40 -	(A) componente protético em ouro (B) componentes protéticos em posição.....	104
Figura 4.41 -	(A) Preenchimento do nicho com resina foto (B) prótese total em posição, capturando os componentes protéticos	104
Figura 4.42 -	(A) CPM1 - Corpo de prova modelo 1; (B) CPM2 - Corpo de prova modelo 2	105
Figura 4.43 -	(A) Procedimentos de ajuste oclusal (B) Assentamento do modelo fotoelástico com silicone Flexite sobre a base de sustentação do aparelho de aplicação de cargas	108
Figura 5.1 -	Modelo fotoelástico com o CPM1, posicionado para início dos ensaios. Vista frontal.....	109
Figura 5.2 -	Vista frontal do corpo de prova CPM1-F-0,0 (anterior à aplicação de carga). As áreas que estão delimitadas serão as analisadas	110
Figura 5.3 -	Vista posterior lingual do corpo de prova CPM1-L-0,0 (anterior à aplicação de carga).....	110

Figura 5.4 -	Vista frontal do corpo de prova CPM1-F-2,25kg (0,5 bars e 22,1N)	111
Figura 5.5 -	Vista frontal do corpo de prova CPM1-F-4,5kg (1,0 bar e 44,2N)	112
Figura 5.6 -	Vista frontal do corpo de prova CPM1-F-9,0 kg (2,0bars e 88,4N) ..	112
Figura 5.7 -	Vista latero lingual do corpo de prova CPM1-LL-0,0 kg	113
Figura 5.8 -	Vista latero lingual do corpo de prova CPM1-LL-2,25 kg (0,5bar, 22,1N)	113
Figura 5.9 -	Vista latero lingual do corpo de prova CPM1-LL-4,5 kg (1,0bar, 44,2N)	114
Figura 5.10 -	Vista latero lingual do corpo de prova CPM1-LL- 9,0 kg (2,0bars, 88,4N)	114
Figura 5.11 -	Vista lateral lingual do corpo de prova CPM1-L-0,0 kg	115
Figura 5.12 -	Vista lateral lingual do corpo de prova CPM1-L-2,25 kg (0,5bar, 22,1N)	115
Figura 5.13 -	Vista posterior lingual do corpo de prova CPM1-L-4,5 kg (1,0bar, 44,2N)	116
Figura 5.14 -	Vista posterior lingual do corpo de prova CPM1-L-9,0 kg (2,0bar, 88,4N)	116
Figura 5.15 -	Vista frontal do corpo de prova CPM2-F-0,0 (anterior à aplicação de carga).....	117
Figura 5.16 -	Vista posterior lingual do corpo de prova CPM2-L-0,0 (anterior à aplicação de carga).....	117
Figura 5.17 -	Vista frontal do corpo de prova CPM2-F-2,25 kg (0,5bar e 22,1N) ..	118

Figura 5.18 -	Vista frontal do corpo de prova CPM2-F-4,5 kg (1,0bar e 44,2N)	119
Figura 5.19 -	Vista frontal do corpo de prova CPM2-F- 9,0 kg (2,0bar e 88,4N) ...	119
Figura 5.20 -	Vista postero-anterior lingual do corpo de prova CPM2-L-0,0 (anterior à aplicação de carga).....	120
Figura 5.21 -	Vista postero anterior lingual do corpo de prova CPM2-L-2,25 kg (0,5bar e 22,1N)	120
Figura 5.22 -	Vista postero anterior lingual do corpo de prova CPM2-L-4,5 kg (1,0bar e 44,2N)	121
Figura 5.23 -	Vista postero anterior lingual do corpo de prova CPM2-L-9,0 kg (2,0bar e 88,4N)	121
Figura 5.24 -	Vista lateral lingual do corpo de prova CPM2-LL-0,0 (anterior à aplicação de carga).....	122
Figura 5.25 -	Vista lateral lingual do corpo de prova CPM2-LL-2,25 kg (0,5bar e 22,1N)	122
Figura 5.26 -	Vista lateral lingual do corpo de prova CPM2-LL-4,5 kg (1,0bar e 44,2N)	123
Figura 5.27 -	Vista lateral lingual do corpo de prova CPM2-LL-9,0 kg (2,0bar e 88,4N)	123
Figura 6.1 -	(A) CPM1-F-0,0 (B) CPM1-L-0,0 (C) CPM2-F-0,0 (D) CPM2-L-0,0 .	128
Figura 6.2 -	Vista frontal dos CPM1-F - quando submetidos à aplicação de cargas sucessivas de 0,0 a 9,0 kg.....	129
Figura 6.3 -	Vista frontal do corpo de prova CPM2-F - quando submetidos à aplicação de cargas sucessivas de 0,0 a 9,0 kg. As setas indicam os implantes suportes da overdenture	133

Figura 6.4 -	Vista postero lingual do corpo de prova CPM2-L - quando submetidos à aplicação de cargas sucessivas de 0,0 a 9,0 kg.....	135
Figura 6.5 -	(A) vista frontal do modelo 1, com carga 0,0 (B) vista frontal do modelo 1 com carga de 9,0 kg (C) vista frontal do modelo 2, com carga 0,0 (D) vista frontal do modelo 2, com carga de 9,0 kg.....	137
Figura 6.6 -	(A) vista postero anterior do modelo 1, com carga 0,0 (B) vista postero anterior do modelo 1 com carga de 9,0 kg (C) vista postero anterior do modelo 2, com carga 0,0 (D) vista postero anterior do modelo 2, com carga de 9,0 kg	138

LISTA DE QUADROS

Quadro 4.1	Materiais empregados na pesquisa.....	70
Quadro 4.2	Propriedades dos componentes da resina fotoelástica <i>Araldite</i>	71
Quadro 4.3	Aparelhos	72
Quadro 4.4	- Equivalência das cargas nas várias unidades de carga.....	78

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

Kg quilograma

mm milímetro

CPM1 Corpo de prova, modelo 1

CPM2 Corpo de prova, modelo 2

C° Graus Celsius

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	22
2 REVISÃO DA LITERATURA	25
2.1 Análise Fotoelástica.....	25
2.2 Sobredentadura (Overdenture)	30
3 PROPOSIÇÃO	69
4 MATERIAL E MÉTODOS	70
5 RESULTADOS.....	109
6 DISCUSSÃO	124
7 CONCLUSÕES	142
REFERÊNCIAS.....	143

1 INTRODUÇÃO

A história das civilizações permite observar que, desde a antigüidade, o homem se preocupa com a necessidade de repor ou substituir os dentes perdidos, utilizando-se para isto, dos mais variados artifícios. O avanço tecnológico na Odontologia permitiu, em conformidade com o sistema estomatognático, devolver a este suas características físicas e funcionais por meio de associações das várias modalidades de próteses existentes aos implantes.

As pesquisas relacionadas às novas técnicas, materiais, desenho e indicações dos implantes, levaram em consideração o comportamento biomecânico do implante no tecido ósseo, a fim de que este tivesse a possibilidade de absorver e distribuir as forças mastigatórias, sem traumatizar as estruturas que o suportam.

A implantodontia apresentou uma grande evolução com a descoberta do *vitalium cirúrgico* e do *titânio*. Com Bränemark, Zarb e Albrektsson (1987), o conceito de osseointegração constituiu-se em um marco de significativa evolução na Odontologia, o que possibilitou aos pacientes desdentados readquirir segurança e satisfação no uso de prótese (CARLSON; CARLSSON, 1994; TIMMERMAN et al., 2004), em situações onde não mais podiam obter requisitos como a retenção e a estabilidade, principalmente em rebordos extremamente reabsorvidos (ATT; STAPPERT, 2003). Estas deficiências são de alta relevância, estando diretamente relacionadas à coordenação neuromuscular e ao fator psicológico, dificultando

inclusive o tratamento de pacientes portadores de próteses totais convencionais, que apresentam desordens temporo-mandibulares (ENGEL; WEBER,1995).

A falta de estabilidade e retenção encontra uma considerável resolução com o uso das overdentures ou sobredentaduras implanto-suportadas, principalmente as instaladas no arco inferior.

Os implantes, outrora contra indicados para pacientes geriátricos, com idade mais avançada, têm no momento, grande indicação para este tipo de paciente. Seu emprego, principalmente na região inferior, associado às overdentures, proporciona muitos benefícios e um risco relativamente pequeno, tornando o seu uso cada vez mais freqüente (MERICSKE-STERN,1998).

O índice nutricional observado em portadores de sobredentaduras, quando comparado aos portadores de próteses totais convencionais, apresenta resultados mais positivos, indicando que seu uso pode proporcionar melhora na saúde geral, melhorando a qualidade e expectativa de vida desses pacientes (MORAIS et al.,2003; ATT; STAPPERT, 2003).

Como a utilização deste tipo de associação prótese/implante tornou-se mais freqüente, várias são as propostas de tipos de conexões apresentadas pelos fabricantes, avançando na tecnologia, no sentido de proporcionar resultados positivos quanto ao conforto, segurança e função proporcionados pelas overdentures. O planejamento do caso é muito importante para a correta indicação do sistema de encaixe, permitindo que a prótese e os implantes promovam um

resultado favorável a longo prazo, sob os aspectos biológico e funcional (WEIGL, 2003; TRAKAS et al.,2006).

Portanto, torna-se essencial, que as questões relacionadas ao comportamento biomecânico dos implantes e como reagem os tecidos circunvizinhos quando submetidos às cargas, sejam investigados, pois estão diretamente relacionados à preservação dos tecidos de suporte. Os estudos são escassos, quanto ao uso de overdentures ou sobredentaduras suportadas e/ou retidas sobre implantes, existindo uma preocupação com o processo de reabsorção óssea sob as bases protéticas (MEIJER et al.,2004).

Dessa forma, é objetivo desta pesquisa, analisar como as tensões se comportam, na simulação in vitro no tecido ósseo, quando uma sobredentadura é suportada por implantes utilizando-se o sistema de conexão de coroa cônica - *Syncone®*.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Análise Fotoelástica

Em 1949, Noonan utilizou-se de uma metodologia para investigação científica, a fotoelasticidade, que propiciou a realização de uma análise qualitativa das tensões no interior de estruturas homogêneas.

A fotoelasticidade é um método que possibilita a visualização conjunta e direta das tensões internas dos corpos, permitindo que essas tensões sejam medidas e fotografadas. Diferente dos demais métodos analíticos de igual propósito, não exige gráficos ou esquemas de distribuição de forças construídos a partir de dados numéricos. O fenômeno da fotoelasticidade manifesta-se pelo surgimento de faixas coloridas no interior de materiais transparentes, submetidos a esforços externos e iluminados por luz polarizada. Essas faixas coloridas correspondem às áreas de concentração de tensões - como ensinaram Campos Jr. et al. (1986), em um estudo sobre as aplicações dessa metodologia na prática odontológica.

Atualmente, a análise fotoelástica pode ser realizada por meio de três diferentes técnicas. A primeira delas é a bidimensional. Essa técnica emprega um modelo que mantém fidelidade geométrica em um só plano, tal qual a secção sagital de um dente. Um dos seus requisitos é a inexistência de variação das tensões através da espessura do modelo. Portanto, as forças aplicadas ao modelo, bem

como o próprio modelo, devem estar no mesmo plano. Suas principais vantagens são as seguintes: (1) Seus modelos são de confecção relativamente fácil; (2) Uma larga variedade de condições de carga pode ser aplicada ao modelo; (3) Diferentes aplicações de carga podem ser testadas em um mesmo modelo. Sua maior desvantagem está na reprodução imperfeita da geometria tridimensional das estruturas reais, o que impede a determinação da distribuição total das tensões.

A segunda técnica fotoelástica, a tridimensional, aproveita uma propriedade especial de certos materiais plásticos destinados à confecção de modelos. Explica-se: se esses materiais forem submetidos a cargas específicas, em condições de temperatura elevada, e se, em seguida, as mesmas cargas forem mantidas, mas o calor sofrer uma redução lenta e gradual até atingir a temperatura ambiente, as tensões neles formadas permanecerão após o completo cessamento das cargas. Esse processo é denominado congelamento das tensões. Na técnica tridimensional, há total fidelidade geométrica, mas, a um alto custo. Além de grande habilidade para extrair os dados sobre as tensões, essa técnica exige que o modelo seja finamente fatiado e que cada fatia seja analisada como um modelo bidimensional. A análise de todas as secções é que permite a construção da figura das tensões tridimensionais em sua totalidade. Assim, a cada mudança de carga, um novo modelo deve ser confeccionado, o que pode onerar a pesquisa em vários aspectos, inclusive porque a construção de modelos totalmente tridimensionais é considerada difícil.

Desenvolvida por Caputo e Standley (1987), a partir das técnicas abordadas anteriormente, a terceira técnica fotoelástica hoje disponível é a *quasi*-tridimensional, que também utiliza modelos com fidelidade geométrica. A principal diferença entre

ela e a técnica tridimensional original está nos meios pelos quais as tensões são observadas e registradas. A técnica *quasi*-tridimensional não impõe a restrição da distribuição de tensões em um plano, o que pode ser interpretado como uma limitação; em contrapartida, oferece a vantagem de uma boa fidelidade geométrica, somada à possibilidade da aplicação de múltiplos sistemas de forças complexas em várias localidades dos modelos. Diferentemente da técnica bidimensional, não há restrições para planificar as forças e tensões. Além disso, também de maneira diferente da técnica tridimensional, o modelo não precisa ser destruído para a obtenção dos dados fotoelásticos. A principal desvantagem da técnica *quasi-tridimensional* reside na impossibilidade de se obter a verdadeira distribuição das tensões, em três dimensões, no interior do modelo fotoelástico.

O emprego da fotoelasticidade em Odontologia vem crescendo desde que Glickman et al. (1970), decidiram experimentá-la na análise da distribuição de tensões no periodonto de sustentação. O trabalho elaborado por esses autores representou um passo decisivo para a validação da fotoelasticidade como metodologia de pesquisa na área odontológica. Nesse trabalho, eles estudaram as tensões internas no periodonto de sustentação antes e após a contenção de dentes com um pântico intercalado. Para comprovar a validade do método, compararam a situação analisada com cortes histológicos de dentes em condições similares, nos quais se visualizava a destruição óssea angular na mesma localização em que se processou a tensão interna compressiva no modelo experimental fotoelástico.

Fisher et al. (1975) também estudaram a fotoelasticidade e assinalaram como um ponto bastante favorável desse método a possibilidade de se analisar a

distribuição das tensões em corpos com morfologia complexa, nos quais os métodos analíticos puramente matemáticos, tais como o método do elemento finito, por exemplo, são de difícil aplicação ou mesmo impraticáveis.

A metodologia fotoelástica revestiu-se de credibilidade ainda maior após uma pesquisa conduzida por Brodsky, Caputo e Furtsman (1975). Nessa pesquisa, voltada para a movimentação ortodôntica das raízes dentais, os autores compararam os achados obtidos com a aplicação da análise fotoelástica aos resultados encontrados por meio de estudo histopatológico e observaram uma correlação positiva entre os dois métodos. Eles partiram do seguinte princípio: quando uma força é imposta ao dente, originam-se áreas de tensão e compressão nos ligamentos periodontais. Nas áreas de pressão suave ou leve, o tecido ósseo é reabsorvido; nas áreas de tensão, neoformado. O movimento ortodôntico deve resultar, portanto, da resposta celular no interior das estruturas do periodonto de sustentação do dente. Nas áreas de pressão intensa, a reabsorção óssea torna-se deletéria. O movimento dental nesta área é acompanhado por uma reabsorção gradativa e contígua ao espaço medular. Comparando o modelo fotoelástico e o espécime histológico, os autores constataram que, nas áreas de tensão do modelo, o material histológico correspondente exibiu o ligamento periodontal estirado. Onde o modelo sinalizou pressão, a secção histológica respectiva evidenciou compressão das fibras periodontais. E quando altas concentrações de franjas mostraram-se presentes no modelo, foram identificadas áreas de hialinização no material histológico. Diante disso, concluíram que o uso de um modelo fotoelástico isotrópico e homogêneo, juntamente com a técnica histológica, pôde demonstrar a movimentação radicular tanto em termos celulares como em termos mecânicos.

Thayer e Caputo (1980) enfatizaram que o método fotoelástico, tem sido bastante utilizado na engenharia e na indústria, proporcionando uma análise qualitativa dos esforços no interior de uma estrutura homogênea quando submetido às condições de esforços desejados.

Não obstante, Laganá (1992), alertou para o fato de que a fotoelasticidade também possui algumas limitações. Isso, principalmente por tratar-se de uma técnica indireta, que exige modelos com reprodução extremamente fiel ao original, sobretudo quando se requer a determinação quantitativa das tensões. Mas, conforme a autora, é preciso estar sempre atento à quantidade máxima de esforços externos a serem aplicados, de forma a não ultrapassar o limite de resistência do material fotoelástico.

Gil (1999) ressalta que a fotoelasticidade é um método indireto e necessita de corpos de prova adequados para serem estudados. A resistência do material fotoelástico limita a determinação quantitativa das tensões. Assim, os resultados podem se tornar alterados quando as forças aplicadas tiverem intensidade muito próxima dos valores de limite de resistência dos materiais.

Cruz (2004) descreveu a utilização de um aparelho de aplicação de carga confeccionado especialmente para a pesquisa, envolvendo a análise de tensões através do método fotoelástico. Este é constituído por duas bases paralelas, superior e inferior, ambas quadradas (15cm x 15cm) e quatro pilares de apoio. No centro da base inferior, encontra-se um pistão pneumático, ligado por mangueiras a um compressor e também a uma plataforma de apoio do crânio, que, de acordo com a

inclinação mandibular, imprime força no modelo fotoelástico, incidindo, da mandíbula para a maxila, cargas de ordem de zero a 10,0 bars, sucessivamente.

2.2 Sobredentadura - Overdenture

A prótese total removível denominada de overdenture ou sobredentadura distingue-se como um dispositivo que pode associar-se a raízes de dentes naturais ou a implantes, conectando-se a esses elementos por meio de dispositivos, que conferem retenção, estabilidade e conforto, exercendo funções tão diferentes quanto imprescindíveis, busca, individualmente e em conjunto, promover a melhor adaptação possível do organismo, ou de parte dele, à peça protética.

A inovação tecnológica ocorrida nos últimos tempos, relacionada aos implantes ósseointegrados, permitiram que pacientes totalmente desdentados pudessem ter uma melhora na qualidade de vida, graças à confecção de novas próteses associadas a esses. Este fator é tão importante que, Gunne et al. (1982), ao avaliar a eficiência mastigatória de pacientes portadores de prótese total convencional, quando da transição de antigas próteses para novas próteses, verificaram que, mesmo com a boa qualidade das novas próteses, não observaram diferenças significantes, na troca de velhas por novas próteses, mesmo durante os primeiros 18 meses de uso. Constataram que algumas características como a extensão da base da prótese, o contorno das superfícies polidas, padrão oclusal e forma das cúspides são importantes para o desempenho mastigatório.

Picton e Wills (1978) consideraram que o comportamento das estruturas de suporte dos dentes e da mucosa diante do comportamento das cargas mastigatórias é característica de um material viscoelástico. O deslocamento e o retorno do dente, mediante a força aplicada, correspondem a uma força/deslocamento típica de um material viscoelástico. Quando a força é aplicada por muitos segundos ou minutos, pode causar ruptura da estrutura e existe uma relação inversa entre a razão de carga e o deslocamento. Se as cargas forem repetidas em intervalos menores que 1,5 min., o retorno será progressivamente mais incompleto e a razão de retorno é diretamente proporcional à carga e indiretamente proporcional à duração da força. Se a carga estiver na razão de 0,05 a 0,2 mm² (5 para 20 gfmm) e for mantida por longo período, a mucosa poderá ser comprimida até 45% da espessura original e essa forma de distorção e retorno é viscoelástica em essência.

Outro fator muito importante foi relatado por Shalak (1983), observando que os resultados clínicos têm comprovado que os implantes instalados nos arcos dentários, resistem consideravelmente às ações das cargas que ocorrem durante a função mastigatória e as forças de mordida, são comparáveis àquelas com dentição natural. Entre as várias conclusões destacou o uso dos implantes de rosca, que possibilitam um imbricamento com o tecido ósseo numa escala macro, possibilitando o desenvolvimento de resistência que este ofereça às forças de compressão e cisalhamento.

Jemt e Stablad (1986) analisaram os efeitos dos movimentos da mastigação convertendo uma prótese total convencional em sobredentadura sobre implantes osseointegrados. Com os implantes, a retenção e estabilidade, foram aumentadas

sem que fossem introduzidas outras alterações nas próteses totais. Todos os ciclos mastigatórios foram analisados e a média individual e de grupo foi calculada nas seções de registro. O ritmo de mastigação aumentou consideravelmente após dois meses de tratamento. A função oral melhorada após o tratamento protético, está associada a uma velocidade mandibular aumentada, como resultado de uma estabilidade e retenção da sobredentadura.

Engquist, et al. (1988) fizeram um estudo retrospectivo em 89 pacientes com implantes suportando sobredentaduras. Houve uma perda de implantes antes de ser instalada a prótese devido à má qualidade óssea, a qual deve ser sempre levada em consideração no prognóstico do tratamento. Os implantes conectados por uma barra, permitiram uma melhor distribuição de carga. A reabsorção óssea e a qualidade desfavorável do tecido ósseo foram fatores decisivos na escolha de sobredentadura como alternativa de tratamento, possibilitando uma reabilitação funcional, melhorando a estética, fonética e eficiência mastigatória.

Lindquist, Rockler e Carlsson (1988) estudaram os efeitos longitudinais das forças de oclusão no implante osseointegrado, observando reabsorções ósseas ao redor do implante, concluindo que a sobrecarga é a principal causa da perda óssea quando associada a uma higiene deficiente.

Naert et al. (1988) recomendou localizar a posição dos implantes, sobre a crista do rebordo, paralela ao eixo terminal de rotação. O controle da posição dos implantes é feito por meio de um guia cirúrgico localizador. O desenho da prótese com resiliência máxima, deve garantir retenção e estabilidade, com distribuição de

cargas axiais próximo aos implantes durante a função, através de uma interconexão aos implantes. Desta forma, um melhor desenho é criado para uma estimulação e remodelação óssea. É importante realizar o ajuste passivo das barras, as quais podem gerar diferentes forças de torção nos implantes. Ainda, a articulação e a oclusão ótima em uma determinada dimensão horizontal e vertical e controle rigoroso da higiene bucal devem ser realizados.

Chapman (1989) afirmou ser a oclusão fundamental para a longevidade das próteses sobre implantes, onde reportou ter tido 97,7% de sucesso nos implantes após 2,5 anos. Qualquer carga oclusal tem que ser suportada pela interface e caso isto não ocorra o tratamento falhará. Usou um aparelho computadorizado que utiliza um sensor para quantificar os dados dos contatos oclusais em tempo e forças. Avaliou os contatos oclusais protegendo a prótese sobre implante contra interferências em relação central e máxima intercuspidação, com uma melhor distribuição de forças. Se a prótese antagonista for a convencional, o autor recomenda uma oclusão balanceada a fim de ajudar na estabilidade e equilíbrio.

Lundgren, Falk e Laurel (1989) sugeriram um exame regular da oclusão para detectar e corrigir as alterações no padrão de oclusão causado pelo desgaste ao longo do tempo, para evitar sobrecarga nos implantes.

Rangert, Jemt e Jorneus (1989) relataram que as cargas oclusais promovem um momento de flexão na conexão entre o implante e o pilar protético. Para minimizar este momento de força, a distribuição dos implantes no arco se faz importante, evitando-se de posicioná-los em linha. Os autores recomendam que para

se tenha uma prótese onde as tensões estejam bem distribuídas, os implantes devem ser posicionados de tal sorte que a distancia entre o implante mais anterior e o mais posterior seja a maior possível, permitindo que o cantilever seja o dobro desta distancia, e desta forma, minimizando o momento de tensão nos implantes.

Mericske-Stern (1990) acompanhou 67 pacientes com idade média de 64 anos durante um período de 6 anos dividindo-os em três grupos distintos: O primeiro grupo de pacientes recebeu conexões do tipo bola sobre dois implantes; O segundo grupo recebeu conexões do tipo barra-clipe sobre dois implantes e o último grupo recebeu uma conexão do tipo barra-clipe apoiada sobre três ou quatro implantes, o qual foi considerado o grupo controle. Foi observado que a cápsula metálica conectada aos implantes isolados foram trocados com maior freqüência, e que nove pacientes com dois implantes queixaram-se de falta de retenção e estabilidade, enquanto somente um paciente com implantes múltiplos apresentou a mesma queixa. Concluiu que, o aumento da estabilidade deve-se principalmente ao aumento da área de suporte promovida por quatro implantes e não pelo uso da barra, não há razões biológicas de se usar implantes múltiplos para suportar uma sobredentadura. Contudo, o sistema de retenção do tipo bola, demonstrou não promover a retenção adequada, principalmente naqueles pacientes com reabsorção severa do rebordo residual.

Von Worwern et al. (1990), avaliaram o tratamento protético com sobredentaduras sobre implantes osseointegrados como uma prevenção contra reabsorção em dez pacientes, com idade pós-menopausa, sem doença sistêmica, com implantes na região anterior, conectados por uma barra. O aumento da função

mandibular parece causar uma carga sobre o osso que minimiza a reabsorção óssea. Os autores concluíram que as sobredentaduras retidas por implantes parecem melhorar o processo de reorganização óssea.

Clelland et al. (1991) realizaram um estudo simulando a carga de oclusão sobre o implante. Observaram que o titânio não fatiga sob as forças de oclusão normais. O titânio é mais rígido que o osso, mas possui módulo de elasticidade mais próximo do osso permitindo uma maior distribuição de tensões na interface osso-implante. Relataram a necessidade de investigar a capacidade do osso em tolerar tensões transmitidas através do implante sob uma carga funcional, concluindo que a carga capaz de ser suportada pelo implante sem causar dano ao osso adjacente é de difícil mensuração e desconhecida.

Hobkirk e Schwarb (1991) pesquisaram a deformação mandibular em pacientes com implantes osseointegrados. Os movimentos mandibulares a partir da posição de repouso, resultaram em deslocamento entre os implantes. Há uma tendência maior ao deslocamento quando os implantes têm espaço grande entre eles, em mandíbula fina. Os autores desconhecem o efeito desse fenômeno, mas recomendam ter consciência desse fato quando se tratar de pacientes com implantes muito separados em mandíbula com um diâmetro de sínfise reduzido.

Lum (1991) não recomendou o uso de implantes pequenos, pois acreditava que as forças oclusais devem ser dissipadas sobre uma larga área de implante para que o osso seja preservado. Estudos através de análise de elemento finito (FEM) têm mostrado que forças oclusais são transmitidas inicialmente às áreas da crista

óssea, mais do que através de toda a área de interface osso-implante. O clínico deve prover um suporte adequado, utilizando os implantes de maior diâmetro e o maior número de implantes possíveis. A razão do uso de implantes mais longos é facilitar a transferência de forças oclusais para a maior área de superfície de osso para uma distribuição favorável de carga.

Maltz e Rosemberg (1991) teceram algumas considerações sobre as sobredentaduras utilizando uma retenção extracoronária (ERA). Este tipo de retenção consiste de quatro retentores: nas cores: branca (menos retentivo), laranja, azul, cinza, que é mais retentivo; o preto é utilizado nas fases laboratoriais. A prótese total, principalmente a inferior, constitui um problema por causa do fácil deslocamento pela língua, lábios e músculos do assoalho da boca, além de cobrir uma menor área de superfície. Atentaram para o fato de uma melhor distribuição de carga, pois anteriormente deve ocorrer um contato leve no rebordo enquanto posteriormente o rebordo suporta a prótese, havendo desta maneira, uma melhor distribuição de carga. Os objetivos quanto à estética, fonética e função são atingidos com este tipo de prótese e o tipo de retenção extra-coronária (ERA) utilizada, tem sua manutenção e reparo fáceis de serem realizados.

Marinello, Krüger-Huber e Shares (1991) descreveram as vantagens de uma sobredentadura suportada por implantes ósseo-integrados: 1) possui a mesma estabilidade que uma prótese fixa parafusada, porém permanece removível, principalmente para aqueles pacientes com dificuldades motoras para manter a higiene bucal; 2) possibilidade de reconstruir o tecido mole com facilidade; 3) facilidade no processo de adaptação da prótese; 4) diminuição do risco da

construção da barra da supra-estrutura dos implantes, o que pode ser interessante para aqueles pacientes com problemas de saúde; 5) quando, por motivos anatômicos, os implantes foram posicionados em linha; 6) quando, por problemas econômicos, não foi possível a construção de uma prótese fixa e 7) quando os pacientes preferem uma prótese removível com maior conforto.

Johns et al. (1992) avaliaram a eficácia das sobredentaduras 1 ano após terem sido instaladas. Os pacientes que receberam sobredentaduras na mandíbula eram desdentados na maxila e, os que receberam sobredentadura na maxila, 90% tinham dentes naturais com prótese parcial fixa, parcial removível ou fixa suportada por implantes osseointegrados na mandíbula. Somente 10% eram completamente desdentados. O maior índice de falhas e reações na mucosa se apresentaram em torno dos implantes na maxila. O impacto da pressão negativa criada sob a prótese maxilar não pode ser desprezado.

Bidez e Misch (1992) baseado em suas pesquisas clínicas e laboratoriais observaram que os desenvolvimentos de uma interface podem ser fortemente influenciados pelo ambiente mecânico. A oclusão serve como um importante determinante em estabelecer a direção de carga. Forças compressivas devem ser dominantes nas próteses sobre implantes, pois são melhores acomodadas porque o osso cortical é mais resistente à compressão. A pressão exercida sobre os implantes pode ser controlada se for levada em consideração a influência do desenho do implante, o tipo de cirurgia e a prótese. O desenho do implante tem uma influência na natureza da transferência de força na interface osso-implante. Quanto maior o

comprimento do implante, maior quantidade de osso teremos, conseqüentemente melhor será a osseointegração.

Mericske-Stern et al. (1992) estudaram a transmissão de carga durante a mastigação e forças funcionais nos implantes mandibulares em sobredentadura. Concluíram que a carga vertical é dominante, porém, ocorrem forças horizontais. A concentração de pressão por forças horizontais na região cervical do implante deve ser evitada. As magnitudes de forças registradas nas sobredentaduras foram mais baixas do que aquelas relatadas em pacientes com dentes naturais. As forças oclusais foram observadas com grandes variações individuais, dependendo da morfologia facial e grau de atrofia mandibular.

DeBôer (1993) descreveu alguns dos fatores que devem ser considerados no planejamento do tratamento das próteses sobre implantes, entre a escolha de uma prótese fixa a uma removível. Os pacientes normalmente preferem as próteses fixas às removíveis. Porém, vários fatores são importantes para a correta indicação e, o profissional, em conjunto com o paciente, deve verificar qual a melhor forma de reabilitar, ponderando os fatores prós e contras. Em pacientes com saúde debilitada, é importante que sejam restabelecidos a função mastigatória e o equilíbrio nutricional, sendo, desta forma, indicado o uso de implantes para melhorar a desempenho mastigatório. Nestes pacientes a prótese removível é a mais indicada por permitir que um número reduzido de implantes seja necessário. Quanto ao fator econômico, o uso de sobre-dentaduras é mais indicado. Na maxila é necessário um maior número de implantes para suportar a mesma superfície de oclusão em relação à mandíbula, pois, esta possui normalmente uma qualidade óssea mais densa. As

próteses maxilares geralmente necessitam de um flange vestibular para dar suporte aos tecidos moles, indicando desta forma o uso de próteses removíveis ou gengivas artificiais removíveis complementando as próteses fixas. Nas próteses mandibulares, indicam tanto o uso de próteses fixas como de removíveis, sendo o fator limitante o número de implantes que possam ser instalados. Pacientes com rebordo em forma de lâmina de faca ou sensível, são adequados para o uso de prótese suportada por implantes. Portanto, com um correto planejamento, tanto a prótese fixa como a removível podem promover uma correta reabilitação, quando indicadas corretamente.

Denissen, Van Waas e Va (1993) apresentaram diversos conceitos oclusais para uma prótese total superior convencional opondo-se a uma prótese total inferior sobre implantes. A preservação do osso maxilar pode ser influenciada por uma mudança no tipo de oclusão. Geralmente quando uma sobredentadura inferior opõe-se a uma sobredentadura superior ou a uma dentição natural, uma oclusão mutuamente protegida é indicada. Este tipo de oclusão dita a presença de guia anterior em movimentos excêntricos para produzir posterior desocclusão. Contudo, a destruição do osso anterior da maxila edentada opondo-se a uma mandíbula dentada na região anterior resulta de uma guia anterior. Estas forças geradas terão o mesmo efeito de uma sobredentadura inferior opondo-se a uma prótese total superior, ou seja, uma perda óssea na região anterior da maxila combinada com aumento das tuberosidades. O tipo de oclusão mais indicado é a balanceada em que a estabilidade da prótese é mantida durante os movimentos excursivos. Os dentes anteriores são posicionados com finalidade estética, fonética e função de acordo com a guia condilar e a curva de compensação, mas não deve existir contato

em oclusão cêntrica. Quando a prótese total superior ocluir com prótese fixa inferior sobre implantes com 5 a 6 fixações, encontramos sempre um arco inferior encurtado devido a impossibilidade da colocação de implantes distalmente ao forame mentoniano. Em pacientes com *overjet* acentuado, havendo dificuldade de se conseguir os contatos dos dentes anteriores nas excursões anteriores e laterais, esculpimos a região da resina do palato da prótese total.

Mericske-Stern e Zarb (1993) compararam dois grupos diferentes de idosos desdentados, a fim de avaliar a eficácia das sobredentaduras, utilizando dois sistemas de implantes diferentes. No 1º grupo foram empregados dentes protéticos de porcelana e sistema de encaixe em forma de bola, *Dalla Bonna*. No 2º grupo, foram empregados dentes de resina acrílica e *barra Dolder*. A maioria dos locais de implantes foram circundadas por mucosa móvel, não queratinizada, que pareceu não interferir no sucesso dos resultados. A alta taxa de sucesso observada demonstrou que as sobredentaduras são uma alternativa de tratamento principalmente para pacientes idosos com uma saúde comprometida. Os dados longitudinais de cinco anos mostram uma taxa de sucesso alta (90%) para ambos os grupos de pacientes.

Jiménez-López (1993) enfatizou que, para não produzirmos iatrogenia no sistema estomatognático, é fundamental conhecermos os princípios de oclusão para obtenção de sucesso e longevidade das próteses implanto-suportadas. De acordo com o autor, o ajuste oclusal em prótese sobre implantes tem por finalidade: relação cêntrica e máxima intercuspidação devem coincidir; dar uma boa guia anterior; posicionar as cúspides; aprofundar as fossas; variar vertentes; localizar sulcos de

escapes; criar pontos que mantenham a dimensão vertical e que não sobrecarreguem os implantes; eliminar prematuridades e interferências.

Lavelle (1993) ressaltou a necessidade de mais pesquisas e um conhecimento maior das respostas alveolares a resistência biomecânica. O ligamento periodontal transfere as cargas uniformemente ao osso alveolar adjacente, enquanto nos implantes osseointegrados ocorre uma maior concentração de tensão na região cervical. O suporte alveolar dos implantes deve acomodar um nível razoável de cargas. Os osteócitos, com suas redes de canalículos tridimensionais são provavelmente os maiores receptores de forças biomecânicas. As respostas biomecânicas de osteoblastos e osteoclastos podem ser perturbadas por fatores sistêmicos e locais.

White (1993) reiterou que a estabilidade da prótese é aumentada quando a superfície de oclusão dos dentes segue o contorno superficial do rebordo. O plano de oclusão deve seguir esse contorno a fim de assegurar que as forças de oclusão incidam perpendicularmente, promovendo uma estabilidade da prótese sob a situação de carga. Uma prótese estável transmite forças de oclusão com ângulo reto em relação ao osso de suporte.

Jemt, Book e Karlson. (1993) objetivaram comparar os aspectos funcionais da força oclusal e os movimentos mandibulares durante a mastigação de alimentos duros. Os parâmetros de força oclusal e movimentos mandibulares variaram entre os pacientes. O nível de força aumentou quando a barra estava apoiando a

sobredentadura e diminuiu quando a barra foi removida. Já quando houve a troca por uma prótese fixa, essa alteração não foi notada.

Batenburg et al. (1994) pesquisaram clinicamente pacientes tratados com dois implantes que foram conectados por uma barra. Foram avaliadas as condições do tecido peri-implantar submetido à carga. Os autores concluem que após uma adequada osseointegração, os implantes proporcionaram uma base adequada para suportar a sobredentadura.

Benzing et al. (1994) compararam os movimentos bordejantes e padrões mastigatórios, em 15 pacientes. Os registros foram feitos inicialmente com as P.T.s convencionais e numa outra etapa após a implantação e reabilitação com sobredentadura sobre 2 implantes, retida por barra Dolder e barra-clip. Todos os pacientes eram portadores de próteses totais bimaxilares segundo o conceito de oclusão balanceada. Os resultados destes estudos correlacionam-se a outros estudos eletromiográficos, em que há um aumento da atividade do músculo temporal, após o tratamento com sobredentadura retida por barra-clipe, na mandíbula. A estabilização das próteses pelas barras permite um aumento significativo na orientação dos movimentos mandibulares, produzindo movimentos mastigatórios eficientes e harmônicos.

Carlson e Carlsson (1994) realizaram um estudo ao longo de 10 anos, em 23 pacientes que tinham sido tratados com implantes mandibulares. Observaram uma melhora na função mastigatória. Foi observado uma gradual adaptação (ainda melhor após 3 anos), concluindo que esta melhora na função mastigatória tem

persistido ao longo do tempo. Demonstrou que os resultados biológicos da terapia com implantes eram considerados favoráveis desde que houvesse um bom funcionamento clínico da prótese.

Meijer et al. (1994) investigaram a distribuição de tensões ao redor dos implantes usando o método do elemento finito (FEM), com implantes osseointegrados localizados na região interforaminal da mandíbula e as conseqüências do desenho da supraestrutura. No primeiro modelo foram localizados dois implantes logo anteriormente aos forames. No segundo modelo, com 4 implantes, dois implantes adicionais foram colocados na região dos incisivos laterais. o comprimento dos implantes foram de 20mm e o diâmetro de 3,75mm. No topo dos implantes, foram localizados os pilares protéticos com 6mm de altura. No modelo com 2 implantes, foram estudadas duas situações: 1) uma barra angulada, seguindo o rebordo, com uma barra reta na região anterior e 2) onde os implantes permaneciam separados. No modelo de 4 implantes, os pilares foram unidos com barras retas. Em todos os casos, os maiores tensões estavam localizadas ao redor do pescoço dos implantes. Portanto, os autores concluíram que, carregar uma barra angulada apoiada sobre dois implantes pode causar grande tensão ao redor dos implantes, preconizando não usar uma barra angulada quando não for possível utilizar uma reta, sendo preferível utilizar uma conexão individual. Se houver a necessidade do uso de barra - clipe, deve-se colocar 4 implantes para construir barras retas.

Naert et al. (1994) dividiram pacientes em 3 grupos, sendo que cada grupo, foi composto por 12 pacientes, os quais foram selecionados para receber um

sistema de encaixe: 1º grupo - magneto; 2º grupo - encaixe tipo bola; 3º grupo – barra reta com clipe. Investigaram o comportamento clínico dos implantes carregados com sobredentaduras, relacionando com seu sistema de conexão (splint x não splint) e o desempenho clínico do tratamento protético. Comprovaram um baixo índice de perdas dos implantes, independente do tipo de conexão utilizado. Os retentores separados forneceram menos retenção do que o sistema de barras; a manutenção posterior é menor com barras quando comparada a magnetos e do tipo bola.

Burns et al. (1995 a, b) avaliaram a satisfação do paciente e a preferência entre a prótese total convencional e a prótese total sobre implantes. Compararam as fixações por magneto e pelo sistema O-ring. As deficiências funcionais das próteses totais convencionais são fundamentais para que os pacientes optem pelas sobredentaduras. As próteses com conexões protéticas O-ring tiveram a estabilidade e a retenção melhor que as com as fixações magnéticas. Os tecidos moles sobre as próteses totais apresentaram uma pequena melhora quando na presença dos implantes, comparativamente com os tecidos sem a presença dos implantes. O uso de implantes associados a sobre-dentaduras podem promover a diminuição da reabsorção da crista óssea alveolar e em alguns casos promover regeneração óssea.

Engel e Weber (1995) ressaltaram que o tratamento de pacientes desdentados, que possuem desordens temporo-mandibulares, é deficiente devido a pobre estabilidade das próteses totais convencionais. Com as sobredentaduras

implanto suportadas, as próteses inferiores podem ser estabilizadas, permitindo o tratamento destes pacientes.

Henry, Bowert e Wall (1995) apresentaram resultados clínicos de dez anos de acompanhamento de reabilitação com implantes osseointegrados em mandíbulas desdentadas, em quinze pacientes. Nenhum implante foi perdido neste período. Ocorreram complicações mecânicas e biológicas associadas ao processo de integração, mas foi dentro da faixa de insucessos registrados em outros estudos. Somente um paciente apresentou desgaste nas superfícies de oclusão relacionada à parafunção. Concluíram que o tratamento com prótese sobre implantes osseointegrados é um método eficaz, dando resultados, a longo prazo, previsíveis.

Hutton et al. (1995) apresentaram 3 anos de dados e análise em 120 sobredentaduras e 444 implantes. Foram apresentados 9.2% de fracassos de sobredentaduras, sendo a porcentagem de fracassos 9 vezes maior na maxila (27.6%) do que na mandíbula (3.3%). As vantagens das sobredentaduras estariam no suporte facial na presença de grande reabsorção, uso de poucos implantes, baixo custo, grande estabilidade oclusal para a prótese antagonista.

Piatelli, Scarano e Paolantonio (1995) avaliaram as características clínicas e histológicas de implante unitário, localizado na região de primeiro molar, com posição angulada e após 1 ano de carregamento. Os números de fracassos aparecem como resultado de uma infecção peri-implantar ou excessiva carga oclusal. Os exames histológicos apresentaram uma alta porcentagem de contato entre osso e implante. O osso localizado nesta interface estava maturado, compacto,

poucos espaços medulares, com ausência de reabsorção e tecido conjuntivo. Forças laterais sobre o implante criaram momentos de flexão elevados e estas forças produziram fratura no implante. A perda da osseointegração na interface osso-implante não foi observada. A sobrecarga pode ser prevenida controlando as forças aplicadas e obtendo um carregamento axial sobre o implante.

Jacobs e Naert (1995) investigaram a resistência à fadiga do músculo masseter com esforço de cerramento constante antes e após a reabilitação com prótese implanto-suportada. As experiências eram feitas antes da instalação do implante e um ou dois anos após a reabilitação, dando um tempo para adaptação inicial à prótese. As atividades mioelétricas do masseter foram registradas bilateralmente por meio de eletrodos, mas, essa amostragem não permitiu conclusões definitivas. Clinicamente não houve nenhuma fadiga do músculo após a reabilitação, embora tenha sido mostrado em outras pesquisas que as forças de oclusão aumentam após a reabilitação com prótese sobre implantes, porém, após alguns anos, esta força diminui, provavelmente pelo medo de quebrar a prótese.

Murphy (1995) avaliou o comportamento do osso mandibular verificando sua semelhança a todos os ossos do esqueleto; isto é; os ossos respondem às cargas funcionais, melhorando a qualidade e a quantidade óssea. Ressalta a importância do conhecimento das tensões sobre o esqueleto facial na osseointegração. Uma implantação bem sucedida exige um suporte ósseo com qualidade e quantidade adequada, a fim de suportar as tensões geradas através do implante e da prótese implanto-suportada. Segundo o autor, as pesquisas concentram-se na biocompatibilidade da interface osso-implante, dando pouca importância aos efeitos

das tensões como um fator de grande influência. Sugere, em sua pesquisa, que os métodos para reduzir as tensões sobre os implantes, como superfície de oclusão em resina acrílica, e dispositivos que unem o dente de apoio ao implante, sejam desnecessários.

Wie (1995) relatou, baseado em suas pesquisas, que os fracassos ocorridos nos tratamentos tiveram causas iatrogênicas. O protesista deve concentrar seus esforços para compreender que os dentes fazem parte de um sistema (maxilares, músculos, ligamentos e articulações) que estão num inter-relacionamento. Qualquer desarmonia em umas dessas partes afetará todo o conjunto, desequilibrando-o.

Esquivel e Javid (1996) descreveram uma técnica para reposicionamento do clipe de retenção por ocasião de um reembasamento ou reparação de uma sobredentadura. Salientam que é importante que o clipe ao redor da barra tenha uma orientação apropriada, por que uma posição incorreta impedirá a rotação adequada, causando torque na barra e nos pilares, levando ao fracasso da prótese e dos implantes, como resultado da sobrecarga.

Hobkirk, Watson e Albrektsson (1996), analisando o uso de magnetos, observaram que alguns pacientes se queixam da falta de retenção e dos ruídos repetidos que ocorrem nos movimentos constantes entre o magneto e o pilar protético. A vantagem do uso de magnetos é a de ocupar pouco espaço, importante nos casos onde o espaço inter maxilar é pequeno. Comparando a sobredentadura com a prótese total convencional, as cargas distribuídas entre os implantes irão requerer um acompanhamento clínico constante, pois, devido à reabsorção da crista

alveolar óssea, alguns ajustes se fazem necessários para manter o equilíbrio oclusal. A frequência de ajuste da prótese, incluindo reembasamento e substituição da mesma, é menor na sobredentadura do que em prótese total convencional. Quando comparou a prótese total implanto mucoso suportada (sobredentadura) com as próteses fixas implanto-suportadas (protocolo), verificou que as sobredentaduras necessitaram de um maior acompanhamento para manter a oclusão e a adaptação da mesma.

Ichikawa et al. (1996) analisaram a distribuição de tensões aos implantes e rebordo em sobredentaduras implanto mucoso suportas. Utilizaram modelos com dois implantes fixados na região de caninos, tendo como conectores: sobredentadura+magneto; sobredentadura+magneto com uma camada de silicone de 1mm entre a base da prótese e o magneto; sobredentadura+encaixe tipo bola com camada de silicone de 1mm entre a base da prótese e o encaixe; sobredentadura sem retentor e sem contato com o implante (convencional). Relataram que o deslocamento intra-alveolar de um dente é de aproximadamente 0,1mm, da mucosa ao redor de 0,5mm e do implante entre 0,02 e 0,03mm. Concluíram que as tensões oclusais se concentram mais ao redor dos implantes, principalmente na região distal ao implante; os magnetos modificados com uma camada de silicone causaram um baixo potencial de tensões principalmente por fornecer um deslize lateral sem perda de retenção vertical; a diferença de deslocamento entre implante e fibromucosa precisa ser considerada quando se seleciona o tipo de conector que une a sobredentadura ao implante.

Isidor (1996) estudou a perda óssea encontrada ao redor dos implantes. Verificou que a sobrecarga oclusal é a principal causa para a perda da osseointegração e, não o acúmulo de placa bacteriana como se acreditava. A perda da osseointegração foi observada de 4,5 a 15,5 meses após o início da sobrecarga oclusal. Nenhum implante com acúmulo de placa bacteriana foi perdido, porém, foi observado radiograficamente, uma média de 1,8mm de perda do nível ósseo após 18 meses.

Mollo Jr et al. (1996) investigando as alterações das relações intermaxilares em portadores de prótese total convencional, ressaltaram que a reabilitação oclusal deve cumprir requisitos estéticos e funcionais em harmonia com o sistema estomatognático. A perda dos dentes naturais pode levar a mandíbula a adotar posições excêntricas, protrusivas ou látero-protrusiva, incompatíveis como ponto de referência para se estabelecer uma oclusão satisfatória. O tempo de uso das próteses totais por um período superior a 5 anos pode ser um dos fatores causadores das alterações do EFL (espaço funcional livre), da DVO (dimensão vertical de oclusão), como também da ORC (oclusão em relação cêntrica). Essas alterações podem ser prejudiciais à fonética, a eficiência mastigatória, a estética facial e, eventualmente, desencadear uma disfunção crânio-mandibular.

Rotter, Blackwell e Dalton (1996) realizaram um estudo piloto, no qual foram colocadas cargas progressivamente antes da instalação da prótese definitiva. Carga progressiva é conceituada como uma força aplicada aos implantes recém-integrados e que é gradualmente incrementada através do uso de próteses provisórias com dentes de resina acrílica e uma alimentação modificada. A prótese

inicialmente deve ter uma superfície oclusal estreita, com contatos oclusais nos pilares somente em cêntricas; posteriormente esses contatos vão sendo incrementados e o esquema oclusal apropriado é desenvolvido. Este estudo utilizou o *periotest* e concluiu que uma carga progressiva parece melhorar a rigidez óssea ao redor do implante.

Frederick e Caputo (1996) investigaram fotoelasticamente a transferência de carga em sobredentadura, comparando em três momentos: 1) implantes isolados com conectores resilientes do tipo ERA, 2) barra de Hader unindo os implantes e com conectores resilientes do tipo ERA na distal e, 3) barra de Hader sem qualquer extensão. Os implantes foram estudados simulando duas situações: dispostos paralelos no sentido vertical e com uma angulação de 17° em relação à linha mediana. Concluíram que: A) As características de distribuição de carga são diferentes nos três tipos de conectores; B) Cargas unilaterais aplicadas distalmente aos implantes foram mais uniformemente distribuídas para as estruturas de suporte, que promoveu um alto grau de estabilidade da prótese. C) Indiferente ao tipo de conexão protética, foram observados maior concentração de tensões na região distal, quando os implantes estavam inclinados. Portanto, implantes localizados verticalmente são preferidos. D) O componente ERA individual, direto no implante, mostrou ser o que melhor distribuiu as tensões no rebordo ósseo, ao redor dos implantes e ao longo da crista alveolar, indicando ser um excelente conector protético para as sobredentaduras, quando os implantes estivessem paralelos entre si, devido à simplicidade da técnica.

Hobo, Ichida e Garcia (1997) asseguraram que para a dissipação das tensões da carga mastigatória sobre as próteses implanto e implanto-mucoso suportada, pelo tecido ósseo alveolar, a oclusão deve permitir contatos simultâneos entre os dentes, com uma desocclusão uniforme durante os movimentos excêntricos. Se ocorrer contatos prematuros durante o movimento de fechamento, onde, uma grande força de impacto sobre os implantes pode resultar em tensões excessivas do osso com conseqüente perda óssea. O implante deve ter uma resistência adequada quando integrado ao osso alveolar, para que se tenha bases fortes para o sucesso do tratamento protético a longo prazo. Os autores preconizaram que para uma prótese total fixa implanto suportada, deve-se usar uma oclusão mutuamente protegida, para obter uma maior desocclusão. Na sobredentadura (overdenture) preconizaram a oclusão balanceada, ou seja, onde ocorrem contatos bilaterais nos movimentos excêntricos. Os autores ressaltam que os fatores oclusais são importantes para a obtenção de alto índice de sucesso e longevidade destas próteses.

Para Oliveira (1997), o desempenho das próteses quanto a capacidade de exercer forças varia de acordo com o tipo das mesmas, sendo que indivíduos desdentados, portadores de prótese total convencional, podem exercer uma carga de aproximadamente 7 kg, enquanto que os indivíduos com dentição natural exercem em média 63 kg.

Silva (1997) analisou, fotoelasticamente, a concentração de tensões ao redor de implantes e na região de rebordo alveolar, em mandíbula totalmente desdentada com ressecção parcial no lado esquerdo. Os implantes foram posicionados nas regiões dos dentes 33, 42, 43. Os modelos estudados foram: (T) "Tradicional":

ligando 33 ao 43 e usando um clipe na sobredentadura; (F) “Fulcro”: ligando por barra o 33 ao 42 e usando um clipe na sobredentadura; (3) usando três implantes (33, 42, e 43) sobre os quais foram fabricadas três formas de retenção: 3 o’rings, 2 abutments ERA com clipe e sem clipe, 1 o’ring e 1 abutment ERA. A incidência de carga foi aplicada sobre os dentes 1º pré-molar, 2º pré-molar e 1º molar de forma a agir axialmente ou inclinada, avaliando sempre o rebordo residual. Os resultados permitiram concluir que: a região do canino esquerdo (33) ficou praticamente isenta de tensões; ao redor do incisivo lateral (42) desenvolveram-se tensões razoáveis apenas quando substitui o canino, e desprezíveis, quando trabalha em conjunto com os caninos (33 e 43); o canino direito (43) sofreu as maiores concentrações; a incidência inclinada da força provoca as maiores, ocasionadas por terem começado a se concentrar também no lado oposto ao de aplicação da carga; as tensões desenvolvidas sobre o rebordo mandibular foram maiores no grupo (F) do que no grupo (T).

Okeson (1998) descreveu a ação das cargas mastigatórias em um adulto normal, onde ressalta que a força da deglutição dura em média 683 milisegundos, o que representa um período 3 vezes mais longo que o período utilizado na mastigação. A carga aplicada aos dentes no período da deglutição é de aproximadamente 26,6kg, a qual é maior 3,12kg que a carga aplicada durante a mastigação.

Menicucci, Lorenzetti e Preti (1998) analisaram a distribuição das tensões no tecido ósseo ao redor dos implantes e na crista alveolar em prótese implanto-mucoso-suportada. A reação da força na distal do rebordo edentado e a tensão no

osso peri-implantar foram comparados, com sobredentaduras utilizando dois tipos de ancoragem: o sistema barra-clip e encaixe tipo bola. Os resultados mostraram que no lado de trabalho o pico de reação de força foi 10% mais alto com a ancoragem clipe-barra do que do tipo bola. No lado de não trabalho o pico de reação de força foi mais alto com a ancoragem em bola. A reação de força do lado de não trabalho também foi distribuída sobre uma grande área quando a sobredentadura foi retida por bola. Para verificar se a distância entre os 2 cliques causava diferença, a distância entre eles foi aumentada de 6 para 10 mm, resultando em um aumento de carga do lado de não trabalho. As tensões no osso peri-implantar concentraram-se no pescoço nos dois tipos de ancoragem. Numa situação clínica quando se usa clipe-barra, os cliques podem ser colocados o mais afastado possível. Picos de tensões no osso peri-implantar foram maiores com ancoragem clipe-barra, que com o bola. Isto pode ser atribuído à deformação mandibular durante a mastigação. Os autores enfatizam que esses resultados foram obtidos através de modelos matemáticos, não representando a complexidade do corpo biológico.

Mericske-Stern (1998) discutiu as estratégias de tratamento e considerações clínicas que dizem respeito a indicações das sobredentaduras, a saber: a maioria dos pacientes idosos deveriam ser elegível para receber uma sobredentadura; dois implantes são suficientes para suportar a prótese; deve-se colocar três implantes se o comprimento dos implantes for menor que 8mm; uma cirurgia comum pode ser realizada na maioria dos casos. Há 10 anos atrás, a indicação de implantes para idosos era contra indicada, porém, hoje a utilização de dois implantes na região inferior trás tantos benefícios e um risco relativamente pequeno, que faz o seu uso ser mais freqüente.

Bergendal e Engquist (1998) avaliaram pacientes portadores de sobredentaduras (overdentures) por 7 anos, onde verificaram que as próteses mandibulares possuem um prognóstico melhor em relação a maxila. A conexão protética empregada foram as do tipo bola e barra-clipe, não foram relatadas diferenças de sobrevivência dos implantes entre as duas conexões.

Clepper (1999) ressaltou que em algumas situações, as sobredentaduras seriam uma opção de tratamento mais efetiva que as próteses fixas. Quando confeccionada sobre dois implantes isolados, poderiam ser utilizados como conexão protética os encaixes tipo bola e a barra-clipe. Recomendou que o tipo bola fosse usado apenas quando não fosse possível o uso de barras, principalmente se o paciente possuísse um rebordo desfavorável onde as forças de mastigação, que deslocariam a prótese lateralmente, seriam acentuadas. As próteses suportadas por barras apresentavam uma maior funcionalidade e promoveriam mais conforto e estabilidade.

Goodacre, Kan e Rungcharassaeng (1999) identificaram em um período compreendido de 1981 a 1997, todos os dados referentes a tratamentos com implantes osseointegrados, quantificando a perda óssea e sua relação com o tipo de prótese, arco, tempo, comprimento do implante e qualidade óssea. Realizaram uma análise estatística e encontraram nas sobredentaduras uma maior porcentagem de perdas de implantes que em qualquer outro tipo de prótese. As maiores perdas ocorreram na maxila (21,3%), já na mandíbula apenas 5%. A média de perda óssea em torno do implante no primeiro ano alcançou 0.4 a 1.6 mm (média de 0.93 mm) para todos os estudos. Outras complicações mecânicas envolveram perda ou fratura

do clipe e da base da resina, bem como a necessidade de reembasamento. A estética foi considerada em alguns trabalhos como sendo um problema em todos os tipos de prótese sobre implantes, excetuando nas sobredentaduras.

Naert, Gizani e Van Steenberghe (1999) compararam o comportamento do osso marginal em torno de implantes submersos e implantes não-submersos utilizados nas sobredentaduras mandibulares. A técnica na época, preconizava que se colocasse um implante extra, para como reserva, numa eventual perda de um dos implantes principais. Foram realizados registros radiográficos durante a inserção dos implantes e 10 anos após a cirurgia. Concluíram que os implantes em função perderam em média mais osso do que os implantes submersos.

Raghoobar et al. (2000) concluíram que embora muitos pacientes desdentados estejam satisfeitos com suas próteses, de 10 a 30% apresentam alguma queixa. Os autores realizaram um estudo comparando 3 alternativas de tratamento em pacientes que se queixavam de suas próteses e tinham uma mandíbula desdentada, com pelo menos 15 mm de altura óssea: 1) confecção de novas próteses, 2) cirurgia pré-protética com a finalidade de aumentar a área basal e 3) o uso de sobredentadura implanto retida. Neste estudo afirmaram que as sobredentaduras, tanto a curto como a longo prazo, apresentaram-se satisfatórias e podem ser consideradas como uma alternativa segura de tratamento, inclusive para aqueles que possuem uma mandíbula bastante reabsorvida.

Sadowsky e Caputo (2000) avaliaram, por meio de uma análise fotoelástica, o comportamento de quatro implantes retendo sobredentadura (overdenture)

mandibular, analisando a transmissão de cargas de sobredentaduras com e sem contato com o rebordo desdentado. Foi elaborado um modelo fotoelástico, contendo 4 implantes (3.75 X 10 mm), em seguida, confeccionadas barras com cantilever e sem, barra com calha, obtida por eletrodeposição e ancoragens individuais para cada implante. Concluíram que: sem o silicone simulando a mucosa no rebordo posterior, a barra com cantilever causa maiores concentrações de tensões sobre o implante distal; sem um íntimo contato com o rebordo de suporte posterior, os sistemas de ancoragem que utilizam cantilever quando sob carga, geraram maiores tensões sobre os implantes nas mesmas condições. Com um íntimo contato com o rebordo, todos os sistemas de ancoragem transferem menores concentrações de tensões, para a região de implantes distais.

Misch (2000) relatou ser a região anterior mandibular, entre os forames mentuais ou as alças anteriores do canal mandibular quando presentes, a maior altura óssea disponível. Esta região, em geral, apresenta a melhor densidade para o suporte dos implantes. O autor ressalta que para se confeccionar uma prótese implanto mucoso suportada são necessários de 2 a 4 implantes e para uma prótese implanto suportada de 5 a 6 implantes, portanto, é importante distribuir os implantes de tal forma que se houver a necessidade de mudança posterior do planejamento, posicionando-se mais implantes, isso seja possível, desde que haja condições anatômicas favoráveis. Relatou ser o desempenho mastigatório da prótese total implanto suportada semelhante à dentição natural. A prótese total convencional mostrou ter 30% de diminuição da função e a prótese total implanto mucoso suportada, apenas 10 % em comparação aos dentes naturais.

Spiekerman et al. (2000) reiterou que as próteses totais removíveis sobre implantes, também chamadas de sobredentaduras, constituem uma boa maneira de se reabilitar os pacientes desdentados, apresentando como vantagens como: 1) a redução de tempo e custo para sua confecção, importante para aqueles pacientes idosos e medicamente comprometidos; 2) o amplo espectro de indicação, onde poucos implantes são requeridos para reabilitar; 3) menor dificuldade com a estética e a função, dando suporte necessário aos tecidos moles e diminuindo o escape de saliva e ar; 4) higiene bucal mais simples. As desvantagens são: objeção do paciente em ser um portador de prótese removível, a prótese ser também mucoso-suportada e possuir uma eficiência mastigatória comprometida.

May e Romanos (2001) apresentaram um método para a colocação de 4 implantes na mandíbula na região anterior entre os forâmens mentuais, com carga imediata, sem a presença da união por barras de retenção. A retenção da prótese seria provida por coroas cônicas de liga áurica, que seriam fixadas nas próteses totais, utilizando resina quimicamente ativada diretamente na cavidade bucal, logo após a colocação dos implantes. Salienta que o pilar protético é de titânio e que possui uma angulação de 4 graus de expulsividade.

May e Romanos (2002) descreveram um método para a colocação de 4 implantes na mandíbula na região anterior entre os forâmens mentuais, com carga imediata, sem a presença da união por barras de retenção. A prótese seria retida por coroas cônicas que seriam fixadas nas próteses pré-existentes com auxílio de resina quimicamente ativada diretamente na cavidade bucal logo após o ato cirúrgico da colocação dos implantes. Após a instalação dos implantes, posicionam-se os pilares

cônicos, os quais irão reter as coroas cônicas instaladas nas próteses totais. Este método facilita a ferulização secundária promovida pela instalação da prótese total.

Gonini Junior (2002) analisou fotoelasticamente a distribuição das tensões produzidas por sobredentaduras implanto-retidas, com base de material resiliente. Analisou o comportamento de próteses com diferentes sistemas de conexão, apoiados sobre modelos que apresentavam dois ou quatro implantes. Sobre o modelo com dois implantes foram analisadas próteses com os sistemas O'ring e do tipo barra Hader com extensão distal e do tipo barra Hader associado ao sistema ERA. Considerou a aplicação de cargas verticais de 10 e 16Kg, sobre o canino, o 2º pré-molar e o 1º molar unilateralmente, comparando próteses com base em resina resiliente e base convencional. Concluiu que as próteses com sistema O'ring, apresentaram o mesmo comportamento biomecânico, sem evidenciar diferenças estatísticas significantes, considerando-se as médias das tensões obtidas independente da base utilizada. Analisando-se o modelo com quatro implantes, a única diferença estatisticamente, deu-se sob aplicação de 10Kg de carga, onde a prótese com sistema do tipo barra Hader e extensão distal, foi superior à prótese com sistema de barra Hader associado ao sistema ERA, independente da base utilizada.

Bakke, Holm e Gotfredsen (2002) investigaram a eficiência mastigatória nos pacientes portadores de sobredentaduras mandibulares, comparando com o desempenho das próteses totais convencionais. Verificaram que com as sobredentaduras, os pacientes conseguiram mastigar alimentos duros, onde houve uma melhora na força mastigatória máxima, com diminuição do tempo de

mastigação. Todos os pacientes sentiram melhora na função, com melhora nas dores geradas pela mastigação.

Romeo et al. (2002) compararam resultados em dois grupos de pacientes, após dois anos de acompanhamento da instalação de sobredentaduras mandibulares com 4 implantes. Um grupo teve a carga aplicada sobre a prótese logo após o ato cirúrgico e, o outro grupo, esperou de 3 a 4 meses para receber a carga. Os dois receberam uma barra de Dolder em formato de U, como conexão protética. Concluíram que os implantes carregados imediatamente, se conectados por uma barra de Dolder em forma de U, proveram os mesmos resultados da técnica tradicional no que diz respeito à osseointegração e a índices de sobrevivência em curto prazo. E ainda, este método diminui significativamente o período de tratamento, melhorando, portanto a satisfação do paciente.

Dudic e Mericske-Stern (2002) analisaram categorias de complicações protéticas em relação ao tipo de conexão utilizada em sobredentadura, ou seja, rígida ou resiliente. Os autores concluíram que os conectores resilientes necessitaram de maior manutenção nos primeiros 5 anos de uso que os rígidos. O número de complicações verificadas neste estudo, indica a necessidade de avaliações periódicas para manutenção da prótese e dos elementos retentivos como rotina.

Gatti e Chiapasco (2002) verificaram em um período de 24 meses, se havia diferença no uso de implantes transmucosos, ou seja de peça única, com implantes que recebem o transmucoso em uma segunda peça, nos casos de carga imediata

em sobredentadura. Os autores concluíram que não houve diferença significativa entre os resultados obtidos entre os implantes de duas peças com os implantes de uma peça transmucoso. Porém, a porcentagem de sucesso para os implantes com carga imediata foi similar aos obtidos por aqueles que receberam carga tardia.

Covaciuc (2002) investigou por meio do método fotoelástico, o comportamento da distribuição das tensões nas estruturas de suporte em overdentures implanto-retidas, ao receberem cargas aplicadas de forma crescente de 1, 3, 5, 7 e 10Kg, quando portavam diferentes tipos de dentes artificiais tais como Antaris/Postaris; Trubyte Biotone e Vivodent. As overdentures foram associadas aos encaixes tipo Bola O'ring e suportadas por 4 implantes, localizados nas regiões de caninos e 1º pré-molar e 1º molar, sobre o modelo antagonista superior e em máxima intercuspidação. As tensões se concentraram no lado de aplicação da carga, principalmente na região distal do rebordo e não se visualizou tensões significativas no lado oposto do arco. No caso das próteses totais convencionais, o dente Vivodent parece ter transmitido as maiores tensões ao rebordo, seguido pelo trubyte Biotone e por último o Antaris/ Postaris; para as overdentures o Antaris/Postaris transmitiu mais tensões às estruturas de suporte, seguido pelo Vivodent e por último o trubyte Biotone. De um modo geral, independente da presença ou não dos encaixes tipo bola/O'ring, as tensões ocorreram mais notadamente na distal do rebordo residual, para todas as condições do experimento.

Piagge (2002) avaliou, com auxílio do método fotoelástico, o comportamento da distribuição das tensões em sobredentaduras, suportadas por quatro implantes na região de caninos e pré-molares, apoiadas sobre barra de estabilização, retidas

com encaixe ERA, com e sem apoio de implante com abutment magnético na distal do rebordo. Os resultados demonstraram que, quando uma sobredentadura é suportada por implantes na região anterior, apoiada sobre barra e retida pelo sistema ERA, as tensões concentraram-se na região dos implantes; e quando uma sobredentadura é suportada por quatro implantes anteriores, unidos por uma barra e dois implantes com magnetos na região posterior, as tensões foram mais bem distribuídas entre eles e o rebordo residual interposto, sobrecarregando menos os implantes, assim se apresentando com uma modalidade de tratamento eficaz na preservação do tecido ósseo.

Shirata (2002) observou, pela análise fotoelástica, que quando se utiliza dois implantes na região anterior, as tensões nos implantes e barra-clip, sob a overdenture, apoiada sobre implante posterior com magnetos, são melhores distribuídas dentro das condições impostas neste experimento, e assim melhor do ponto de vista biomecânico.

Payne et al (2002) compararam o comportamento de dois implantes não unidos em sobredentaduras mandibulares, onde um grupo teve os implantes carregados após 12 semanas e o outro grupo após 6 semanas. Concluíram que os implantes com 6 semanas responderam satisfatoriamente quanto a ósseo-integração, podendo desta forma, encurtar o tempo de espera para carregar os implantes, diminuindo o tempo de tratamento.

Jabbari, Nagy e Iacopino (2003) objetivaram neste estudo, discutir os vários parâmetros relacionados ao sucesso clínico dos implantes no tratamento de

pacientes geriátricos. A idade avançada não é uma contra-indicação, porém, o clínico deve avaliar os possíveis riscos, tanto como os de saúde geral, como os psicológicos. Concluíram que: 1) a idade não é uma contra-indicação, 2) os implantes dentais são tratamentos valiosos para o paciente idoso, 3) a instalação dos implantes deve ser feita o quanto antes, desde que haja vontade para tal e a saúde permita, 4) a diminuição dos níveis de higiene bucal que acompanham normalmente o paciente idoso, não deve contra-indicar o seu uso, 5) o clínico deve estar ciente dos riscos, tanto da ordem de saúde geral como psicológicos nos pacientes idosos e como estas condições podem afetar o prognóstico dos implantes.

Morais et al. (2003) avaliaram o índice nutricional em pacientes portadores de sobredentaduras, comparando com os portadores de próteses totais convencionais. Verificaram que os pacientes portadores de sobredentaduras, com apenas dois implantes, apresentaram melhoras nos níveis nutricionais, indicando que o baixo custo da prótese pode ocasionar uma grande melhora na saúde geral, principalmente nos pacientes idosos.

Payne et al. (2003) verificaram o uso de dois implantes, com tratamento de superfície, não ferulizados na mandíbula, onde foram carregados após 2 semanas do ato cirúrgico. Durante este período de cicatrização, os pacientes usaram suas próteses totais antigas, preenchidas com material de reembasamento, tipo condicionador de tecido. Neste período, foram orientados a ter uma dieta macia. O presente estudo validou que o uso de implantes, de apenas um ato cirúrgico, podem ser carregados após 2 semanas com sobredentaduras, porém não devem ser

usados indiscriminadamente. O controle de um ano verificou não haver perdas ósseas ao redor dos implantes.

Raghoobar et al. (2003) avaliaram a sobrevivência dos implantes ósseo-integrados em cirurgias de estagio único, com carga precoce, após 6 semanas. No período de 3 anos os pacientes foram controlados e verificou-se que seria possível este tipo de tratamento tanto em pacientes que receberam próteses fixas como removíveis. Os autores, porém não indicam o seu uso indiscriminado, indicando que novos estudos devam ser realizados.

Chiapasco e Gatti (2003) propuseram estudar a sobrevida dos implantes de carga imediata associados à sobredentaduras, localizados entre os forâmens mentuais, onde foram interligados por uma barra. Avaliaram 4 tipos de implantes por 8 anos. Concluíram que os índices de sucesso para os implantes com carga imediata são consistentes, semelhantes aos de carga tardia, estando de acordo com o relatado pela literatura internacional, e, desta forma, podendo diminuir o tempo para receber a reabilitação protética, melhorando a satisfação do paciente.

Bryant e Zarb (2003) verificaram se a idade do indivíduo adulto alteraria a velocidade da perda óssea ao redor dos implantes. Verificaram que não houve correlação com a idade, porém algumas perdas ósseas foram relacionadas ao desenho protético e ao arco reabilitado.

Att e Stappert (2003) indicaram o uso de implantes para pacientes que possuem dentes com uma grande perda óssea, por problemas periodontais. Após a

melhora na higiene bucal, foram feitas as exodontias e a instalação dos implantes. Ao término da reabilitação bucal, verificaram que houve melhora na estética, fonética e função mastigatória, com uma significativa melhora na qualidade de vida do paciente. Em comparação com as próteses totais convencionais, as próteses associadas a implantes oferecem uma melhor função e conforto a muitos pacientes.

Degidi e Piatelli (2003) avaliaram sob o ponto de vista clínico, os implantes submetidos à carga imediata, ou seja, aqueles que recebem a carga logo após o ato cirúrgico. Os autores indicaram que quando houver condições estéticas, funcionais e psicológicas, as cirurgias de segundo estágio não seriam mais necessárias. Nos pacientes totalmente desdentados, onde implantes foram instalados na região anterior da mandíbula, entre os forames mentuais, cargas imediatas poderiam ser utilizadas de forma confiável quando se utilizar uma sobredentadura associada a uma barra-clipe ou uma prótese fixa temporária. No entanto, a seleção cuidadosa do paciente, em qualquer caso, é de fundamental importância para se obter sucesso.

Weigl (2003) apresentou conceitos que facilitam o tratamento reabilitador protético, com pacientes portadores de implantes. Descreveu o uso de conectores cônicos para pacientes totalmente desdentados, onde estruturas telescópicas prefabricadas poderiam ser utilizadas sob as sobredentaduras. Esta modalidade teria como vantagem a facilidade de higienização pelo paciente, como também a praticidade na confecção da prótese pelo profissional.

Bortoli Jr (2004) verificou por meio da análise fotoelástica a distribuição de tensões sobre overdentures e implantes, com o uso de barra clip ou attachment bola.

Confeccionou um modelo inferior de resina fotoelástico contendo três implantes rosqueados do tipo osseointegrado. Sobre este modelo foram confeccionadas duas overdentures sendo uma de attachment bola e outra barra clipe. Este modelo inferior foi colocado em um articulador ocluindo com um modelo superior. Sobre o articulador foram aplicadas cargas de forma crescente: sem carga, 2Kg, 5Kg, 7Kg e 10Kg com a oclusal dos dentes em MIC alternando as próteses totais (overdentures) inferiores, entre attachment bola e barra clipe, Em seguida foi mudada a relação dos dentes para lateralidade direita , lateralidade esquerda e protrusiva, alterando as cargas sobre o articulador em sem carga, 2Kg, 4Kg. Os resultados permitiram concluir que nas overdentures as tensões são bem distribuídas pelos implantes e rebordo. Aparentemente o attachment bola transmitiu menor carga aos implantes e meia carga ao rebordo, enquanto com a barra clipe foi transmitida mais carga aos implantes e menos carga ao rebordo. As cargas sobre os implantes foram transmitidas em grande parte ao ápice e a região cortical, enquanto uma menor parte foi transmitida ao corpo dos implantes. Em movimentos de lateralidade as tensões sobre o rebordo são maiores no lado do movimento.

Burns (2004) descreveu que as sobredentaduras eram realizadas anteriormente sobre raízes residuais e que os problemas que estavam relacionados a este tipo de tratamento acabavam por não indicá-lo com tanta frequência. Com o advento dos implantes ósseo-integrados, esta modalidade de tratamento tem sido vastamente indicada por permitir que o paciente receba uma prótese que tenha uma maior estabilidade e retenção que as próteses totais convencionais, terem um custo relativamente baixo e ser uma forma de tratamento simples, não complexo.

Meijer et al. (2004) controlaram clinicamente por 10 anos o comportamento das sobredentaduras. Descreveram a importância de controles permanentes das próteses, como também das conexões protéticas. Os autores puderam concluir, neste estudo de 10 anos, que: as sobredentaduras funcionaram bem neste período e que não houve alteração crítica de piora no estado clínico nem radiográfico do suporte ósseo ao redor dos implantes.

Timmerman et al. (2004) pesquisaram o grau de satisfação dos pacientes portadores de sobredentaduras mandibulares com três tipos diferentes de conexões protéticas, após 8 anos de uso. Verificaram que, a maioria dos pacientes, ainda estavam satisfeitos com suas próteses. Relataram a diminuição da estabilidade e retenção no grupo que possuía dois implantes com encaixe tipo bola, no entanto, no grupo de barra única e barra tripla mantiveram o seu grau de satisfação. Os autores concluíram que a melhor estratégia de tratamento para pacientes desdentados é a sobredentadura conectada por barra-clipe sobre 2 implantes.

Stricker et al. (2004) avaliaram, após 24 a 36 meses, o comportamento clínico e radiográfico, de dois implantes com superfície tratada localizados na região entre forâmens mentuais. Os pacientes receberam uma overdenture, conectada aos implantes com barra-clipe, um dia após o ato cirúrgico. Os resultados sugerem que este tipo de tratamento pode ser indicado.

Gomes (2005) utilizou o método da fotoelasticidade associado a um programa de computação que permitia quantificar as imagens. Analisou a dissipação das tensões originadas de cargas oclusais em overdentures implanto-mucoso-

suportadas em duas situações: 1) barra de Dolder apoiada em quatro implantes; 2) barra de Dolder apoiada em dois implantes. Os estudos foram feitos com uma aplicação de cargas na ordem de 3, 6 e 10 kg, em quatro situações oclusais: máxima intercuspidação, protrusão, trabalho e não trabalho, tendo como antagonista um modelo dentado. Os resultados permitiram concluir que: 1) a dissipação mais equilibrada das tensões ocorreu na posição de máxima intercuspidação; 2) a maior média de tensões foi encontrada na posição de trabalho; 3) quando se utilizou a barra unindo quatro implantes, a região distal ao implante mais posterior recebeu o maior volume de tensões; 4) a região do mento recebeu maior volume de tensões quando utilizada uma barra unida a quatro implantes, nas posições de protrusão e lateralidade; 5) em protrusão, a barra apoiada sobre dois implantes recebeu mais tensões axiais, quando comparada à barra apoiada sobre quatro implantes.

Mac Entee, Walton e Glick (2005) verificaram o grau de satisfação dos pacientes, portadores de sobredentaduras com encaixes bola e barra-clipe e as necessidades protéticas, após três anos de uso. Todos os pacientes mostraram-se satisfeitos logo que receberam as novas próteses, comparando com as próteses convencionais que usavam, não importando qual tipo de conexão havia sido usada. Concluíram que os indivíduos estavam satisfeitos com suas próteses, independente do tipo de conexão, porém, o encaixe do tipo bola necessitou de maiores correções neste período, onde 39% ocorreram no primeiro ano.

Trakas et al. (2006) apresentaram uma comparação entre os vários sistemas de encaixes utilizados em pacientes portadores de sobredentaduras (overdentures) descritos na literatura desde 1988. Compararam sob os seguintes aspectos: 1) a

perda óssea marginal não pode ser relacionada ao tipo de encaixe e sim à distribuição das cargas oclusais; 2) os encaixes tipo bola e barra-clipe não alteram a mucosa peri-implantar, no entanto encontrou-se evidências que o índice de placa é maior no encaixe tipo magneto; 3) os encaixes tipo barra-clipe e o bola apresentaram os maiores índices de retenção e quando ocorre a perda de retenção dos encaixes é recomendável verificar a oclusão; 4) a distribuição das tensões sobre os implantes, quando o desenho da estrutura da prótese está planejado e confeccionado em condições ideais, não houve diferença entre os implantes unitários e os unidos com barra-clipe resiliente; 5) o sistema barra-clipe é o que necessita de maior espaço inter-maxilar, com o limitante que os implantes devem estar posicionados entre 10 a 20mm de distância em linha reta e perpendiculares ao longo eixo do rebordo, já os individuais não tem restrição de posicionamento, porém devem estar paralelos; 6) o encaixe tipo magneto foi o que necessitou de maior manutenção, seguido pelo bola e barra-clipe, porém verificou-se que as complicações ocorreram principalmente no 1º ano de instalação, o que leva a crer que neste ano ocorre uma maior acomodação da prótese sobre os tecidos moles subjacentes; 7) a satisfação do paciente foi favorável para os sistemas bola e barra-clipe, porém desfavorável ao sistema de magnetos. Os autores concluíram que o planejamento do caso é muito importante para a correta indicação do sistema de encaixe, permitindo que a prótese e os implantes promovam um resultado de longo termo biológico e funcional.

3 PROPOSIÇÃO

A proposta desta pesquisa será a de analisar, com o auxílio do método fotoelástico, o comportamento das tensões no rebordo edentado e ao redor dos implantes sob overdenture implanto suportada, apoiada sobre implantes *Ankylos*®, associados ao sistema de conexão protética *Syncone*®, em duas situações: 1) Implantes localizados na mandíbula na região anterior eqüidistante entre os forâmens mentuais 44,42, 34 e 32; 2) Implantes localizados na mandíbula na região lateral, entre caninos e pré-molares: 33, 34, 43 e 44, verificando se existe alguma diferença na distribuição das tensões nas estruturas correspondentes ao tecido ósseo nestas duas situações.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Material

Os materiais que serão empregados na execução e confecção dos corpos de prova estão relacionados no Quadro 4.1.

PRODUTO	MARCA	FABRICANTE/DISTRIBUIDOR
Cera nº 7	Horus	Herpo Prod. Dent. Ltda – RJ
Broca multilaminada	Edenta	Edenta AG - Switzerland
Borrachas de acabamento de resina	Edenta	Edenta AG - Switzerland
Silicone Flexite	Brascoved	Brascola Ltda- S.B. C.SP
Hidrogun	Hidrogun	Zermack – Spa, Itália
Resina autopolimerizável Incolor – RAAQ	Clássico	Art. Odontol. Clássico – SP
Isolante para resina acrílica	Cel-Lac	S.S. White
Resina Autopolimerizável	Duralay	Reliance – MFG Co. - USA
Gesso Tipo IV	Fujirock	GC Europe – Belgium
6 Implantes - modelo B/ 11	Ankylos	Dentsply Ind e Com Ltda
8 componentes protéticos Syncone	Ankylos	Dentsply Ind e Com Ltda
4 pilares Syncone	Ankylos	Dentsply Ind e Com Ltda
Dentes artificiais- F5,K 10, M5: cor 4B	Artplus	Dentsply Ind e Com Ltda
6 transferentes de imolantes	Ankylos	Dentsply Ind e Com Ltda
6 parafusos de fixação dos transferentes	Ankylos	Dentsply Ind e Com Ltda
6 análogos de implantes	Ankylos	Dentsply Ind e Com Ltda
Silicone de condensação laboratorial	Zetalabor	Zermack - Italy
Papel carbono para articulação	Accufilm II	Parkell – NY – USA
Resina fotoelástica GY 279 BR	Araldite	Araltec Prod. Quím.– Guarulhos – SP
Endurecedor HY 2963 BR	Araldite	Araltec Prod. Quím.– Guarulhos – SP
Resina Composta Fotopolimerizável	Synfony T1	3M ESPE - SP
Lixa d' água nº 500	T - 223	Norton – SP
Óleo Mineral branco	Campestre	Campestre Ind. e Com. de Óleos Vegetais Ltda. – São Bernardo do Campo – SP
Gesso Paris	Vigodent	Vigodent Ltda – SP

Quadro 4.1 - Materiais empregados na pesquisa

4.1.1 Resina fotoelástica

A resina empregada nesta pesquisa foi a Araldite. Suas características e propriedades possibilitam a obtenção de modelos com alto brilho de plástico fotoelástico transparente e sem exsudação.

Os dois componentes dessa resina são líquidos: o endurecedor HY 2963 BR (Aradur), à base de amina cicloalifática, modificado, possibilita uma boa condição de aplicação e manipulação devido à baixa viscosidade e, a GY 279 BR, modificada com diluidor reativo, de baixa até média viscosidade, formulada à base de bisfenol A. A polimerização, de sistema endurecedor, ocorre à temperatura ambiente. A quantidade de material utilizado deve ser calculada previamente e a proporção dos dois componentes deve obedecer às instruções do fabricante. A proporção empregada para a confecção do modelo fotoelástico nesta pesquisa foi 100/42g.

O armazenamento dos componentes deve ser no máximo de dois anos para HY 2963 BR e um ano para GY 279 BR, à temperatura entre 18 e 25 graus Celsius (°C).

As propriedades dos componentes da resina fotoelástica Araldite estão descritas no Quadro 4.2.

GY 279 BR	HY 2963 BR
Viscosidade a 25° C (500- 700 megapascals) Baixa tendência à cristalização Equivalente epóxi 192-213 equivalentes por quilograma Cor (gardner) ≤ 3 Peso específico: 1,10 ³ grama por centímetro cúbico	Viscosidade a 25° C (40-70 centi Poises) Ponto de fusão: 226° Fahrenheit

Quadro 4.2 - Propriedades dos componentes da resina fotoelástica *Araldite*

As características do produto após a mistura obedecendo à proporção de 100:42 partes em peso são:

- Tempo de gel – 46 minutos/ 100 mililitros – 20°C e 65% de umidade relativa;
- Viscosidade a 25°C (200 megapascals).

4.1.2 Aparelhos

Os aparelhos utilizados estão descritos no Quadro 4.3.

Produto	Marca	Fabricante / Distribuidor
Articulador Semi Ajustável	Dentflex	DF Dent-Flex Ind e Com Ltda.
Balança digital mod 5500	Marte	Marte balança e aparelhos de precisão Ltda.
Aparelho de aplicação de cargas		Usi-solda ind. e Com. Serviços Ltda.
Máquina Fotográfica Digital	Cybershot DSC 707	Sony – Japan
Câmara de vácuo	JB Fast Vac T.M.	JB Industries Inc
Bomba de vácuo	“Fast Vac tm ” -DV-142N	JB Industries Inc
Fotopolimerizador	Jet lite 4000 Plus	J Morita – USA Inc

Quadro 4.3 - Aparelhos

4.1.2.1 fotoelastímetro

A técnica fotoelástica fornece uma exibição visual das tensões em um determinado modelo. Estas tensões são reveladas com o auxílio de um dispositivo

denominado *polariscópio*. Existem dois tipos de polariscópio: (Figura 4.1). O polariscópio plano, que proporciona campo de visão escuro através dos polarizadores de eixos cruzados e, o claro, que visualiza através dos polarizadores de eixos paralelos. Portanto, um polariscópio plano visualiza dois tipos de franjas: as isocromáticas (coloridas), que mostram a intensidade de tensões e, as isoclínicas (linhas escuras), relacionadas com a direção da tensão. Alguns filtros são necessários para promover a visualização dos padrões isocromáticos, sendo chamados de placas *quarter-wave*. Eles irão cancelar as rotações das ondas de luz, anulando as franjas isoclínicas (escuras). Esse arranjo é chamado de *Polariscópio Circular* (Figura 4.1).

Figura 4.1 - Esquema do polariscópio: plano (A) e circular (B): -a) fonte de luz; b) difusor; c) polarizador; d) modelo; e) filtro analisador; f) máquina fotográfica e g) filtros "quarto de onda"

Nesta pesquisa, foi utilizado um polariscópio do tipo circular, pertencente ao Laboratório do Departamento de Prótese da Universidade de São Paulo.

Para se obter melhor nitidez das imagens e visualização das franjas isoclínicas (coloridas), o modelo fotoelástico e os corpos de prova foram colocados juntos com o aparelho de aplicação das cargas, em um recipiente contendo óleo mineral puro. Fazem parte da montagem do aparelho para a análise fotoelástica, um componente ótico, o refletor fotográfico contendo a fonte de luz branca (lâmpada *Photoflood* – G&E – 500W), um difusor, um filtro polarizador e um filtro analisador (Figura 4.2).

Na sua parte mecânica, interposta entre os conjuntos polarizador e analisador, o aparelho apresenta um instrumento, que possibilita posicionar o modelo a ser analisado no centro geométrico dos filtros.

Como equipamento auxiliar do fotoelasticímetro será acoplado uma câmera fotográfica digital, modelo Cybershot DSC-707 (Sony Corp. – Japan), com lente objetiva Macro que permite visualizar as franjas e registrar as imagens em fotografias digitais.

O fotoelasticímetro necessita ser ajustado de maneira padrão até o final dos ensaios como se segue:

a) fonte de luz branca Photoflood com refletor; b) difusor de luz; c) filtro polarizador; d) filtro analisador – ângulo paralelo ao eixo do polarizador.

Figura 4. 2 - O conjunto completo de componentes do polariscópio incluiu os seguintes itens: (A) refletor de luz especial para fotografia, com fonte de luz *Photoflood* (lâmpada General & Electric, 500 watts); (B) polarímetro com polarizador de luz; (C) recipiente de vidro temperado, com base de 20 mm de espessura e um quadrado, medindo internamente 40 x 40 cm, com óleo mineral, (D) aparelho para aplicação de cargas e posicionamento do modelo; (E) filtro polarizador ABO-354 especial, com 170mm de diâmetro; (F) câmara fotográfica digital Cybershot, Sony, modelo DSC-707; (G) suportes do filtro polarizador fixo e da câmara fotográfica; (H) base rotatória metálica com 50cm de diâmetro; (I) controle de carga aplicada, acessório aparelho de aplicação de cargas.

4.1.2.2 aparelho de aplicação de carga

O aparelho para aplicação de cargas, foi desenvolvido pelo Engenheiro Fabio Guariglia (*Usisolda Ind. e Serviços Ltda*) para ser utilizado por Cruz (2004). Possui em sua constituição duas bases paralelas - superior e inferior, sendo as duas quadradas (15 x 15) e quatro pilares de apoio, ao centro. Tem um pistão pneumático, ligado a um compressor por duas mangueiras e a uma plataforma de apoio do crânio, que, posicionada de acordo com a inclinação mandibular, transmite carga para modelo fotoelástico, incidindo da mandíbula para a maxila, cargas da

ordem de zero a 10,0 bars no máximo. Para este experimento, utilizamos cargas na ordem de: zero; 0,5; 1,0 e 2,0 bars.

Para promover uma melhor passagem de luz e promover uma melhor visualização das franjas, a plataforma que transmite a carga para a base da mandíbula foi modificada por uma placa de acrílico transparente, medindo: 10 X 12 X 11mm. (Figura 4.3).

Figura 4.3 - Posicionamento do crânio fotoelástico no aparelho de aplicação de carga. (A) e (B) Bases de suporte horizontais; (C) Plataforma de sustentação do crânio; (D) Pistão propulsor de aplicação de carga; (E) Crânio; (F) Parafusos superiores de preensão do crânio; (G) Parafuso inferior de preensão do crânio; (H) Mangueiras condutoras de ar comprimido; (I) Hastes verticais de sustentação do aparelho. Seta indicando direção de aplicação de carga

A retenção do modelo fotoelástico no aparelho de aplicação de cargas foi realizada, primeiramente para o crânio, com o auxílio de um dispositivo aparafusado, localizado na parte inferior do crânio e por mais cinco parafusos, de acordo com esta distribuição: dois parafusos de cada lado nas laterais superiores do crânio e um parafuso central inserido pelo forame occipital, vindo da base superior para a fixação. Para manter a mandíbula em posição foram utilizados elásticos fixados em um dispositivo na região da apófise coronóide e passando pelo arco zigomático.

As cargas foram aplicadas no modelo fotoelástico pela plataforma de suporte, acionada pelo pistão, o qual é controlado pela entrada de ar, que, por sua vez, é regulado por uma manivela, controlado e registrado em *bar* por um manômetro (Figura 4.4).

Figura 4.4 - Controles: (A) - Manivela de controle da entrada de ar; (B) - Manômetro

Uma equivalência das cargas nas várias unidades de carga é apresentada no Quadro 4.4.

PRESSÃO BAR	FORÇA NEWTON	RESULTANTE QUILOGRAMA
0,5	22,1	2,25
1,0	44,2	4,5
2,0	88,4	9,0
3,0	188,0	13,5

Quadro 4.4 - Equivalência das cargas nas várias unidades de carga

4.1.3.4 câmara de vácuo

Para a obtenção de um modelo fotoelástico adequado, sem a presença de bolhas, é necessário que a resina fotoelástica, após sua manipulação, seja colocada na câmara de vácuo, ilustrada na (Figura 4.5).

Figura 4.5 - Câmara de vácuo

A câmara de vácuo é composta por uma câmara acrílica hermeticamente fechada, contendo um manômetro¹ que controla a pressão interna e, uma bomba de vácuo², para que as bolhas de ar, coligadas durante a combinação e manipulação dos componentes da resina fotoelástica, possam ser retiradas. Assim, os componentes da resina fotoelástica foram misturados e manipulados vigorosamente em um recipiente de *Becker* com o auxílio de um bastão de vidro e colocado no interior da câmara de vácuo por pelo menos 20 minutos, de forma intermitente, sob uma pressão atmosférica que inicia de zero e se eleva gradualmente até 750,0 mm. Hg. ou 29,5 pol. Hg.

Para a completa eliminação das bolhas, foi necessária a repetição desse procedimento por três a quatro vezes, para que, em seguida, a resina fotoelástica pudesse ser vertida no interior do molde.

4.2 Métodos

4.2.1 Método Fotoelástico

A metodologia empregada neste estudo foi a da fotoelasticidade, a qual tem sua grande aplicação na área de engenharia e na odontologia, onde se requer uma análise de tensões.

Campos Jr et al. (1986), descrevem a metodologia de fotoelasticidade quando da sua utilização na pesquisa odontológica, a qual tem a vantagem, de possibilitar a visualização conjunta das tensões internas nos corpos, que podem ser medidas e fotografadas, enquanto em outros métodos analíticos são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças construídos a partir de dados numéricos.

Este método consiste na confecção de um protótipo de alguma estrutura que se queira avaliar, seja ela simples ou complexa, para submetê-lo a forças externas. Este objeto, inserido no interior de um contingente contendo óleo mineral, interposto entre uma fonte de luz, um polarímetro, um filtro polarizador e uma câmera fotográfica, é submetido a uma carga determinada e, neste momento, atravessa-o um feixe de luz polarizada, gerando a visualização de faixas ou franjas coloridas. Estas franjas podem ser avaliadas quantitativa e qualitativamente.

A fotoelasticidade permite a aplicação direta da teoria matemática da elasticidade, porém, tem algumas limitações. Por se tratar de uma técnica indireta, exige uma reprodução acurada do modelo original. A intensidade da carga não

deve ultrapassar o limite de resistência do material utilizado e o modelo a ser avaliado deve estar livre de tensões, prévias às forças aplicadas, e exige cuidados especiais de tratamento térmico, dependendo do material empregado.

Os métodos de análise fotoelástica podem ser divididos em três tipos: bidimensional, tridimensional e quase-tridimensional. A técnica escolhida para este trabalho foi a quase-tridimensional, desenvolvida por Caputo e Standley (1987).

4.2.2 Crânio Fotoelástico

Para a realização desta pesquisa, foi utilizado o crânio fotoelástico elaborado por Cruz (2004), (Figura 4.6), a partir do qual, foi reproduzida a mandíbula, para a confecção dos corpos de prova e posterior realização dos ensaios concernentes a esta pesquisa.

Figura 4.6 - Crânio Fotoelástico desenvolvido por Cruz (2004)

4.2.3 Mandíbula em resina epóxi

Para a realização desta investigação, os dentes foram retirados dos alvéolos e preenchidos com resina epoxi para obter um modelo de acordo com as características anatômicas de uma mandíbula desdentada, ou seja: redução dos alvéolos e parte das tábuas vestibular e lingual (Figura 4.7).

Figura 4.7 - (A) Modelo mandibular com alvéolos em resina epóxi (B) Modelo mandibular desdentado

4.2.4 Reprodução da mandíbula

O modelo de resina epóxi, foi colocado no interior de um recipiente plástico e vazado em seu entorno silicone industrial, manipulado de acordo com as orientações do fabricante (*Plastofibras Comercial Ltda.*). Após 48 horas, o modelo foi retirado do molde. A partir deste molde, obteve-se o modelo da mandíbula em gesso. A reprodução da mandíbula em gesso foi obtida pelo vazamento do molde com gesso pedra especial tipo IV (Figura 4.8).

Figura 4.8 - (A) Molde de Silicone (B) Mandíbula preparada e reproduzida em gesso tipo IV

4.2.5 Confeção da Base de Prova

Na mandíbula reproduzida em gesso, delimitou-se a área basal, de acordo com os princípios preconizados por Tamaki (1983), para a confecção da base de prova. O isolamento do modelo foi feito com Cel-Lac. A base de prova foi confeccionada com resina acrílica ativada quimicamente (Figura 4.9).

Figura 4.9 - (A) Delimitação da base de prova (B) Materiais e instrumental empregados (C) Base de prova em resina acrílica ativada quimicamente

4.2.6 Confecção do Plano de Orientação

Sobre a base de prova foi construído o plano de orientação em cera 7, seguindo o alinhamento dos dentes superiores do Crânio Fotoelástico e a dimensão vertical de oclusão foi obtida pela mandíbula dentada original do crânio em questão (Figura 4.10).

Figuras 4.10 - (A) Plano de orientação (B) Primeira prova do plano de orientação (C) Prova final do plano de orientação (D) Vista oclusal do plano de orientação concluído

4.2.7 Reprodução do Arco Superior

O Arco Superior do Crânio Fotoelástico foi reproduzido, utilizando-se a técnica de transferência direta, com a moldeira Zanetti®, para otimizar a montagem em articulador do modelo superior (Figura 4.11).

Figuras 4.11 - (A) Vista frontal do arco superior (B) Vista oclusal do arco superior

4.2.8 Seleção e Individualização da Moldeira

Selecionada a moldeira, esta foi individualizada com cera utilidade em seguida, foi realizada a moldagem com hidrocolóide irreversível. A transferência do modelo superior foi feita pelo o arco facial simples, utilizando-se a técnica de transferência direta (Figura 4.12).

Figuras 4.12 - (A) Moldagem do arco superior (B) Montagem do arco facial utilizando-se a técnica de transferência direta

Os modelos superior e inferior foram montados em articulador semi-ajustável, previamente ajustado: ângulo de Bennett em 15° , ângulo da guia condilar em 30° , plataforma incisal em 0° e, a distância intercondilar, pequena.

O vazamento do molde e a montagem em articulador foram realizados de acordo com a seqüência ilustrada na (Figura 4.13).

Figura 4.13 - (A) Vazamento inicial do molde superior (B) Montagem em articulador (C) Complementação do vazamento do gesso no molde

Para uma maior precisão da montagem em articulador utilizou-se o *Kit Ribas* que consiste de um anteparo anterior e um apoio para a moldeira. Após a obtenção do registro maxilo-mandibular, entre o arco superior do Crânio Fotoelástico e a mandíbula reproduzida em gesso, contendo o Plano de Orientação, montou-se o modelo inferior (Figura 4.14).

Figura 4.14 - (A) Anteparo anterior (B) Apoio para a moldeira (C) Montagem em articulador concluída

Após a montagem dos modelos no articulador, foi realizada a montagem dos dentes artificiais de estoque, marca *Artplus*, da *Dentsply*, modelos U85 (anteriores) e U36 (posteriores) (Figura 4.15).

Figura 4.15 - (A) Plano de orientação (B) Montagem completa do arco inferior e enceramento concluído

4.2.9 Confeção das Próteses Totais

Concluída a montagem de dentes, realizou-se a reprodução das próteses para a obtenção dos corpos de prova, com o silicone *Zeta Labor*.

A partir da primeira montagem de dentes, foram reproduzidas duas próteses totais e um guia cirúrgico.

4.2.9.1 *duplicação das próteses*

O processo de duplicação das próteses consiste em alterar o posicionamento do pino incisal, levantando-o em três milímetros e interpondo um rolete de silicone (*Zetalabor*), entre o modelo superior e a prótese inferior, para realizar o registro da montagem de dentes inferior. Este molde resultará em um guia, para as futuras duplicações. Feito o registro, o excesso do material do guia de silicone foi removido e um novo jogo de dentes, com as mesmas especificações, foi posicionado no seu interior, sendo em seguida, fixados com cera 7 em uma nova base de prova. Realizado o enceramento, concluiu-se a duplicação (Figura 4.16).

Figura 4.16 - (A) Registro em silicone (B) Posicionamento dos dentes e da base prova (C) Fixação com cera (D) Duplicação e enceramento concluído

4.2.10 Processamento das próteses totais

A confecção das próteses totais foi realizada de forma convencional como será descrito a seguir.

Antes da retirada das próteses do articulador, verificou-se se as bases de prova estavam bem adaptadas e, em seguida, fez-se o vedamento das bordas com cera, em todo o limite periférico dos modelos, mantendo o articulador fechado e as próteses em oclusão.

Em seguida, retirou-se as placas de fixação dos modelos, ajustando-os na mufla e realizou-se a limpeza dos dentes, utilizando algodão embebido em monômero.

Na seqüência, as partes internas da mufla foram vaselinadas e os modelos hidratados. O gesso (tipo I) foi manipulado observando a relação gesso/água, de acordo com a especificação do fabricante, e vertido até o preenchimento da metade da base da mufla. O modelo foi posicionado com a prótese, de tal forma que, a sua linha mediana coincidissem com o centro da mufla. Com o auxílio de uma espátula, completou-se o espaço entre a borda do modelo e a borda metálica, sem deixar nenhuma retenção. Após a cristalização do gesso, fez-se uma muralha de silicone para proteger os dentes. Antes que o silicone polimerizasse, verificou-se a não existência de excessos que impediriam o fechamento da mufla (Figura 4.17).

Figura 4.17 - (A) Posicionamento do modelo na mufla (B) Muralha de silicone para proteção dos dentes

Com a muralha pronta e a contra mufla corretamente posicionada, sobre a base da mufla e o gesso todo isolado, preencheu-se o espaço com gesso tipo 1, com cuidado para não formar bolhas. Colocou-se a tampa, pressionando-a, até que houvesse o extravasamento do gesso. Após 1 hora, iniciou-se a remoção da cera. Colocou-se água em dois recipientes até a fervura. Em um deles a mufla foi colocada por 7 minutos. Aberta a mufla, esta foi totalmente limpa de todos os resíduos de cera. Assim, a base acrílica foi removida, lavou-se abundantemente

com a água fervente do mesmo recipiente, sendo a limpeza completada com algodão embebido em removedor. Para ter certeza que nenhum resíduo gorduroso permaneceu, lavou-se novamente com a água fervente limpa do segundo recipiente e, em seguida, secou-se com ar comprimido. Com a mufla totalmente fria, o isolante foi aplicado (Figura 4.18).

Figura 4.18 - (A) Base acrílica removida (B) Aplicação do isolante

Posteriormente, com uma broca esférica, a parte interna dos dentes foi asperizada e foram feitas retenções para dar maior fixação à base da prótese, quando fosse acrilizada.

Com os dentes preparados e as partes em gesso isoladas, misturou-se, seguindo as recomendações do fabricante, o monômero com o polímero incolor, em um pote de vidro com tampa; no início da fase pegajosa, foi transferida para a contra mufla. Em seguida, adaptou-se a base da mufla, posicionada entre as placas GETOM de polimerização, fixadas por 4 parafusos. Esperou-se um determinado tempo até que a resina atingisse a fase adequada para o início da prensagem, pois, a fase ideal para prensar uma resina é a plástica e, o polímero e o monômero misturados na condição citada, necessita de 3 a 7 minutos para atingi-la, dependendo da temperatura ambiente.

Para identificar o momento do início da prensagem, colocou-se o conjunto (mufla/placas) na prensa hidráulica, aplicando-se uma leve pressão, suficiente para que houvesse o extravasamento da resina do interior desta, controlando a fase ideal para prensagem, identificada pelo momento durante o qual a resina não mais adere aos dedos (fase plástica).

Dessa forma, iniciou-se a prensagem lentamente até 125OKgf quando se verifica a íntima união entre a base da mufla e a contramufla.

A massa de resina acrílica depois de prensada, continua reagindo por algumas horas. Portanto, após a prensagem, deve-se aguardar um tempo mínimo de 12 horas para que o ciclo térmico de polimerização seja aplicado.

4.2.10.1 ciclo de polimerização

O ciclo utilizado neste trabalho foi o Ciclo Termopneumo-hidráulico e é descrito da seguinte maneira:

Coloca-se a mufla em água fria numa polimerizadora que marque a pressão e a temperatura. Em seguida, sua tampa é fechada, procedendo-se da seguinte maneira:

- injeta-se 60 libras de ar comprimido;
- aciona-se a polimerizadora elevando a temperatura à 110°C;
- desliga-se deixando a temperatura cair para 40°C;
- liga-se novamente até atingir 110°C;
- desliga-se deixando esfriar na própria água.

Obs 1: ao atingir 110°C a pressão estará mais elevada em função da temperatura.

Obs 2: nos casos em que o volume de resina acrílica for acima de 80g, deve-se proceder da seguinte maneira:

- injeta-se 60 libras de ar comprimido, aciona-se a polimerizadora elevando a temperatura a 60°C;
- desligá-la permitindo que a temperatura abaixe até 40°C;
- repete-se a seqüência anterior e eleva-se a temperatura à 110°C;
- deixa-se abaixar até 40°C e repete-se a seqüência mais uma vez;
- desliga-se a polimerizadora permitindo o resfriamento na própria água.

4.2.10.2 demuflagem e acabamento

A demuflagem foi realizada seguindo-se um dos seguintes critérios:

Em primeiro lugar, removeu-se o gesso da base da mufla quebrando o modelo funcional e, depois, retirou-se o gesso da contramufla que envolvia os dentes. Com a muralha de silicone, a prótese, após a demuflagem, sai limpa.

O acabamento foi iniciado desgastando-se com fresas de aço as rebarbas, respeitando-se a espessura da prótese nos sulcos gengivolabial e geniano. Ao se desgastar a resina acrílica teve-se o cuidado para que não houvesse aquecimento indevido. Em seguida, utilizou-se um mandril com tiras de lixa, mandril com ponta de borracha, escova de pêlo nº 10; cone de feltro com pasta de pedra-pomes e, para finalizar, pasta universal para brilho com escova de flanela. Lavou-se abundantemente com água e sabão. Com um estilete, removeram-se os resíduos de pedra-pomes e do polidor das papilas interdentais. Terminada a limpeza, secou-

se bem a prótese e uma leve camada de vaselina líquida foi aplicada, com finalidade de proteger do ressecamento. Outra opção seria deixá-la imersa em água (Figura 4.19).

Figura 4.19 - Prótese Total polimerizada (A) vista vestibular (B) vista lingual

4.2.11 Confeção do guia cirúrgico

Duplicou-se a prótese total e obteve-se a guia cirúrgica em resina acrílica incolor transparente (Figura 4.20).

Figura 4.20 - Guia cirúrgica (A) vista frontal (B) vista lateral

4.2.12 Instalação dos análogos de implantes na mandíbula de gesso

Na mandíbula em gesso, realizaram-se as marcações para a localização dos implantes. Os seis implantes foram localizados intra foramens mentuais, sendo que os dois distais foram posicionados a ficar 3 mm aquém do limite anterior dos foramens e os outros implantes foram posicionados para que estivessem com 2 mm entre eles. A guia cirúrgica foi utilizada para verificar se as perfurações iriam permanecer no limite da base da prótese. Com a fresadora, realizaram-se as perfurações (Figura 4.21).

Figura 4.21 - (A) Guia cirúrgica com as perfurações fora do modelo (B) guia cirúrgica com as perfurações no modelo de gesso (C) modelo com as marcações (D) modelo com as perfurações

Os análogos unidos aos transferentes dos implantes, foram fixados nestas perfurações com adesivo cianoacrilato (*Superbond®*).

Figura 4.22 - (A) transferentes de moldagem com os parafusos (B) transferente com parafuso acoplados ao análogo do implante

Com o auxílio do paralelometro posicionou-se o conjunto parafuso, transferente e análogo do implante no modelo de gesso. Houve a necessidade de se remover os parafusos uma vez fixados os análogos dos implantes com cianoacrilato, pois a altura do parafuso interferia no posicionamento do próximo conjunto pelo paralelometro (Figura 4.22 e 4.23).

Figura 4.23 - (A) Paralelômetro posicionando o conjunto parafuso, transferente e análogo do implante (B) conjunto parafuso, transferente e análogo de implante posicionado e fixado no modelo de gesso (C) conjunto transferentes e análogos de implante fixados no modelo de gesso

Com todos os transferentes em posição, foi realizada a união dos mesmos com fio dental e posteriormente fixados com resina acrílica quimicamente ativada (*Duralay®*) pela técnica de Nealon, unindo-se por partes, aguardando a polimerização da resina de um segmento, para iniciar novo intervalo, a fim de minimizar a contração de polimerização (Figura 4.24).

Figura 4.24 -(A) Transferentes parafusados nos análogos dos implantes e unidos com fio dental (B) Início da união entre os análogos com resina acrílica quimicamente ativada Duralay vermelha (C) Término da união com Duralay

4.2.13 Obtenção do molde de silicone

O modelo de gesso com os análogos de implante e os transferentes, foi colocado no interior de um recipiente plástico, onde centralizado e fixado por sua base com cianoacrilato na tampa do recipiente plástico. O recipiente foi recortado pouco acima da altura dos côndilos. Nas pontas dos parafusos foram acoplados canudos de plástico para adequar a altura dos mesmos, de tal forma que estes atingissem a altura dos côndilos. Após foi vazado em seu entorno silicone de reprodução silibor, manipulado de acordo com as orientações do fabricante (*Clássico Ltda.*) (Figura 4.25).

Figura 4.25 -(A) Modelo de gesso com os canudos acoplados ao conjunto transferente, parafuso, centralizados no recipiente de moldagem (B) Recipiente preenchido com o silicone de reprodução Silibor

O molde foi colocado na câmara de vácuo para a eliminação de bolhas, onde permaneceu até a sua completa polimerização (48 horas).

Após a remoção da câmara de vácuo, os parafusos dos transferentes foram soltos e o modelo em gesso foi removido (Figura 4.26).

Figura 4.26 - Vista superior do molde – (A) - Parafusos de fixação dos transferentes (B)-Chave para soltar os parafusos em posição

4.2.14 Instalação dos implantes no molde de silicone

Foram utilizados, nesta pesquisa, os implantes B11 (4,5mm de espessura por 11 mm de comprimento). Foram posicionados no molde, removendo-se os montadores e os parafusos de cobertura (cover screw) de cada implante (Figuras 4.27 a 4.30).

Figura 4.27 -Vista interna do molde, onde os análogos foram removidos, juntamente com os parafusos

Figura 4.28 - (A) Implante sendo removido (B) Remoção do montador

Figura 4.29 - (A) Remoção do parafuso de cobertura (cover-screw) (B) Instalação do implante no transferente e fixação do parafuso

Figura 4.30 - (A) Vista interna do molde com os implantes posicionados (B) vista externa superior do molde

A partir deste molde, obteve-se o modelo da mandíbula em resina fotoelástica com os implantes posicionados.

4.2.15 Reprodução da Mandíbula em Resina Fotoelástica

Para a obtenção do modelo fotoelástico, seguiu-se as instruções do fabricante da resina *Araldite*, adicionando-se cuidadosamente os dois componentes (HY 2963 BR) e (GY 279 BR), na proporção de massa de 100:42, (Figura 4.31).

Figura 4.31 - Componentes da Resina Fotoelástica

Utilizou-se 200g de *Araldite* GY 279 BR (lote: AL50186600; validade: 10/2011) e 84g do endurecedor HY 2963 BR (lote: al50201100; validade:11/2008), proporcionados em dois recipientes e pesados em uma balança digital. Foram misturados com um bastão de vidro, realizando movimentos circulares vigorosos de baixo para cima, até se obter uma mistura homogênea (Figura 4.32). após esta fase, colocou-se a mistura na bomba a vácuo para eliminar as bolhas de ar que foram incluídas durante a espatulação (Figura 4.33).

Figura 4.32 -(A) Recipiente de Becker, Proveta e Bastão de Vidro com a resina fotoelástica (B) Balança digital com o recipiente de Becker sendo pesado

Figura 4.33 - Recipiente de Becker com a resina fotoelástica na câmara de vácuo para eliminação de bolhas

Figura 4.34 - A) Vazamento da resina fotoelástica no molde; B) Molde completado

Em seguida, a resina foi lentamente vertida no molde de silicone e colocou-se na câmara de vácuo por alguns minutos, a fim de eliminar as possíveis bolhas que pudessem ter sido incluídas. Aguardou-se 72 horas, em temperatura ambiente, para a completa polimerização e então o modelo foi desincluído (Figura 4.34).

Após este período, os parafusos fixadores dos transferentes foram soltos e o modelo foi removido do molde (Figuras 4.35 e 4.36).

Figura 4.35 - (A) Vista superior do molde com a resina polimerizada (B) Remoção dos parafusos de fixação dos transferentes

Figura 4.36 - Molde fotoelástico (A) vista frontal (B) vista lateral

4.2.16 Instalação dos pilares Syncone®

Com as próteses totais terminadas, foram feitos alívios no interior da sela protética, nos locais correspondentes aos implantes, para receber os copings metálicos (Figura 4.37).

4.37 -Vista interna da prótese total com os nichos para receber os conectores protéticos

Para promover uma melhor visualização das franjas no modelo fotoelástico, a porção vestibular e lingual do arco anterior foi removida (Figura 4.38).

Figura 4.38 - Prótese total recortada (A) vista interna superior (B) externa lingual

Os pilares foram posicionados da seguinte maneira:

- Modelo 1 - dois pilares na região dos centrais e dois na região do primeiro pré-molar.
- Modelo 2 - dois pilares na região de canino e dois na região de primeiro pré-molar (Figura 4.39).

Figura 4.39 - Posição dos pilares: (A) MODELO 1; (B) MODELO 2

4.2.16.1 captura dos componentes protéticos dos corpos de prova

Posiciona-se sobre os pilares os componentes protéticos cônicos em ouro de acordo com os modelos 1 e 2 (Figura 4.40).

Figura 4.40 - (A) Componente protético em ouro (B) componentes protéticos em posição

Com uma resina composta fotopolimerizável incolor (Synfoni – 3M), os componentes protéticos foram fixados na prótese total, com auxílio de um aparelho foto-polimerizador (Figura 4.41).

Figura 4.41 - (A) Preenchimento do nicho com resina foto (B) prótese total em posição, capturando os componentes protéticos

Estes passos foram feitos para os modelos 1 e 2 (Figura 4.42).

Figura 4.42 – (A) CPM1 – corpo de prova modelo 1 (B) CPM2- corpo de prova modelo 2

4.2.17 Composição dos corpos de prova

De acordo com o descrito, para a realização dos ensaios, foram construídas sob essas condições, 2 próteses totais, com as seguintes características, que compuseram os corpos de prova:

- Uma com 4 conectores protéticos posicionados na região dos dentes incisivos e dos pré-molares (**CPM1**).
- Uma com 4 conectores protéticos posicionados na região dos dentes caninos e dos pré-molares (**CPM2**).

Estas próteses, em conjunto com o modelo fotoelástico mandibular, constituíram os corpos de prova. Estas diferentes situações foram preparadas para serem avaliadas com o auxílio do método fotoelástico, visualizadas e fotografadas nas seguintes circunstâncias:

- Vista frontal – F.
- Vista postero-lingual – L.
- Vista latero lingual – LL.

A escolha destas posições para a realização da análise foi para que se evitasse, o máximo possível, a sobreposição de imagens e, conseqüentemente, acúmulo de franjas fotoelásticas, sob carregamento de cargas, variando, para cada corpo de prova, na seguinte seqüência: 0,0; 2,25; 4,5 e 9,0 kg.

Assim, os corpos de prova foram identificados da seguinte forma:

CPM1-L - prótese total no modelo 1, observada pela vista postero-lingual, complementado com o valor da carga aplicada.

Ex: carga aplicada de 2,25 kg: **CPM1-L- 2,25**.

Ou, **CPM1-LL** - prótese total observada pela vista latero - lingual, complementado com o valor da carga aplicada.

Ex: carga aplicada de 2,25 kg: **CPM1-LL-2,25**.

Ou, **CPM1-F** - prótese total observada pela vista frontal, complementado com o valor da carga aplicada.

OBS: o mesmo se aplica aos demais corpos de prova.

4.2.18 Metodologia para aplicação de cargas

O carregamento sobre os corpos de prova foi realizado pelo aparelho de aplicação de cargas, descrito no capítulo de Material e Métodos.

4.2.19 Ajuste oclusal

Terminadas as próteses, estas foram assentadas na mandíbula fotoelástica com uma camada de 2mm de silicone Flexite intercalada, na região posterior, entre a superfície interna da prótese total e a mandíbula fotoelástica, com a finalidade de simular a resiliência da mucosa. O conjunto mandíbula e prótese total foram posicionados e realizados o ajuste oclusal utilizando-se folhas de carbono dobradas (*Accufilm II*). Este ajuste teve a finalidade de evitar concentração de cargas, devido a contatos prematuros que pudessem ocorrer, pois os testes foram realizados com carregamento de cargas em máxima intercuspidação entre os arcos superior e inferior (Figura 4.43).

4.2.20 Posicionamento do modelo fotoelástico mandibular sobre a base do aparelho de aplicação de cargas.

Para uma perfeita adaptação do modelo à base de sustentação do aparelho de aplicação de cargas foi colocada, entre ela e a base do modelo fotoelástico, uma camada de silicone *Flexite* (Figura 4.43 B).

Figura 4.43 - (A) Procedimentos de ajuste oclusal (B) Assentamento do modelo fotoelástico com silicone Flexite sobre a base de sustentação do aparelho de aplicação de cargas

4.2.21 Aplicação das Cargas

Realizada a montagem de todo o conjunto, iniciou-se a aplicação das cargas, a análise e os registros fotográficos dos resultados.

5 RESULTADOS

Para análise dos resultados, foram realizados registros fotográficos do modelo fotoelástico, anterior à aplicação de cargas, nas diferentes variáveis que compõem os corpos de prova.

O primeiro ensaio foi realizado com o corpo de prova denominado Modelo 1, que compreende dois implantes colocados na região dos incisivos centrais inferiores e dois implantes localizados nas regiões dos primeiros pré-molares, intra-foraminal (CPM1-L-0,0). A figura 5.1 se refere a esta condição, anterior à aplicação de carga.

Figura 5.1 - Modelo fotoelástico com o CPM1, posicionado para início dos ensaios, vista frontal

Para que a análise da aplicação das cargas e as fotografias fossem realizadas com a menor interferência possível de superposição de estruturas e, conseqüentemente de sobreposição de franjas fotoelásticas, o modelo fotoelástico contendo as respectivas próteses, que compuseram os corpos de prova, Modelos 1 e 2, foi posicionado de forma a se observar por meio das vistas vestibular anterior, lingual pósterio-anterior e látero-lingual.

A figura 5.2 mostra a vista frontal do modelo fotoelástico, mergulhado no recipiente com óleo mineral, interposto entre o polarímetro e o filtro polarizador, com a fonte de luz incidente. Nesta condição, nota-se que o corpo da mandíbula apresenta imagens coloridas em algumas regiões delimitadas na figura, sendo essas interpretadas como originárias do processo de confecção do modelo.

Figura 5.2 - Vista frontal do corpo de prova CPM1-F-0,0 (anterior à aplicação de carga), as áreas delimitadas serão as analisadas

A figura 5.3 mostra a vista lingual do modelo fotoelástico nas mesmas condições.

Figura 5.3 - Vista postero lingual do corpo de prova CPM1-L-0,0 (anterior à aplicação de carga)

Analisando as figuras 5.2 e 5.3, verifica-se que a região apical dos implantes posicionados mais lateralmente e a região do rebordo alveolar, apresentam áreas

coloridas, sugerindo a presença de tensões, que podem ser resultantes da própria confecção e manuseio do modelo, durante as etapas de construção dos corpos de prova e ajuste oclusal.

Essas tensões são passíveis de ocorrer, mesmo que todos os cuidados sejam tomados para evitar que aconteçam anteriores à aplicação de cargas. Dessa forma, a análise dos resultados será realizada, tendo como ponto de partida, as imagens do modelo (5.2 e 5.3), anterior à aplicação de carga.

As regiões escolhidas para efeito de análise e comparação serão: região anterior vestibular e lingual da mandíbula – região dos implantes - e dos rebordos desdentados posteriores.

A seqüência adotada para a apresentação dos registros fotográficos dos ensaios realizados foi planejada para ser feita inicialmente com o corpo de prova correspondente ao Modelo 1.

Figura 5.4 - Vista frontal do corpo de prova CPM1-F-2,25kg (0,5 bars e 22,1 N)

Pela imagem da figura 5.4 verifica-se que quando da aplicação de cargas de 2,25kg houve alteração na intensidade das franjas em relação à figura anterior, na extensão do rebordo e nas apicais dos implantes que recebem as cargas e na região cervical dos implantes localizados na região dos incisivos centrais, conforme indicação das setas.

Figura 5.5 - Vista frontal do corpo de prova CPM1-F-4,5kg (1,0 bar e 44,2 N)

Quando da aplicação de cargas de 4,5kg a figura 5.5 mostra que houve alteração da intensidade das franjas em relação à figura anterior, na extensão do rebordo e nas apicais dos implantes que estão recebendo as cargas e na cervical dos implantes localizados na região dos incisivos centrais, conforme indicação das setas.

Figura 5.6 - Vista frontal do corpo de prova CPM1-F-9,0 kg (2,0 bars e 88,4 N)

O comportamento apresentado quando da aplicação de cargas de 9,0kg, figura 5.6, foi semelhante aos carregamentos anteriores quanto à localização e aumento de intensidade de tensões, como mostram as franjas coloridas que, na lógica da seqüência, foram mais intensas, conforme indicação das setas.

Figura 5.7 - Vista latero lingual do corpo de prova CPM1-LL-0,0 kg

A figura 5.7 mostra a presença de tensão residual, resultante agora, da somatória de tensões do manuseio do modelo e dos ensaios realizados até o momento. As franjas estão presentes na extensão do rebordo e nos implantes suportes, região dos incisivos centrais, nas suas áreas apicais e cervicais conforme indicação das setas. As avaliações para este posicionamento do modelo serão feitas a partir desta imagem.

Figura 5.8 - Vista latero lingual do corpo de prova CPM1-LL- 2,25 kg (0,5 bar e 22,1 N)

Esta figura, 5.8, com aplicação de cargas de 2,25kg. Sob esse ângulo, de visão, não se observa a presença de franjas na área do rebordo distal.

Figura 5.9 - Vista latero lingual do corpo de prova CPM1-LL- 4,5 kg (1,0 bar e 44,2 N)

A imagem da figura 5.9 permite verificar que houve alteração na intensidade das franjas em relação à figura anterior, quando da aplicação de cargas de 4,5kg, conforme indicação das setas. O implante central mostra maior presença de franjas que os distais (região dos pré-molares). Por este ângulo não são observadas presença de franjas na área do rebordo distal.

Figura 5.10 - Vista latero lingual do corpo de prova CPM1-LL- 9,0 kg (2,0 bars e 88,4 N)

A figura 5.10 mostra que houve alteração da intensidade das franjas em relação à figura anterior, quando da aplicação de cargas de 9,0kg, nas áreas indicativas das setas, onde o implante central continua apresentando aumento de tensões o que não se observa na região do rebordo distal.

Figura 5.11 - Vista postero lingual do corpo de prova CPM1-L- 0,0 kg

A figura 5.11 mostra a vista posterior lingual do corpo de prova, anterior à aplicação de cargas. Os implantes distais estão recobertos pela resina da prótese, não sendo possível, portanto, sua análise nesta situação.

Figura 5.12 - Vista postero lingual do corpo de prova CPM1-L- 2,25 kg (0,5 bar, 22,1 N)

Com a aplicação de 2,25 kg de carga houve alteração da intensidade das franjas em relação à figura anterior, nas apicais dos implantes centrais e na região cervical dos implantes.

Figura 5.13 - Vista postero lingual do corpo de prova CPM1-L- 4,5 kg (1,0 bar, 44,2 N)

Houve alteração pequena alteração na intensidade das franjas, quando da aplicação de cargas de 4,5kg, em relação à figura anterior, nas áreas indicadas pelas setas.

Figura 5.14 - Vista postero lingual do corpo de prova CPM1-L- 9,0 kg (1,0 bar, 44,2 N)

A alteração na intensidade das franjas, quando da aplicação de cargas de 9,0kg, em relação à figura anterior, é mínima, como pode ser observado na figura 5.14.

Ensaio fotoelástico do Corpo de Prova Modelo 2

Figura 5.15 - Vista frontal do corpo de prova CPM2-F- 0,0 (anterior à aplicação de carga)

As imagens das figuras 5.15 e 5.16 apresentam a região apical dos implantes e dos rebordos posteriores, com tensões residuais resultantes das aplicações de cargas dos ensaios realizados com o CPM1.

Figura 5.16 - Vista postero lingual do corpo de prova CPM2-L-0,0 (anterior à aplicação de carga)

Portanto, para efeito dos resultados, a análise do Modelo 2 será realizada, tendo como ponto de partida, estas imagens do modelo, anterior à aplicação de carga.

Recordando, o Modelo 2 é constituído da sobredentadura apoiada sobre os implantes localizados nas regiões de caninos e pré-molares, portanto os implantes centrais não tomam parte ativa na transmissão de cargas ao rebordo.

Figura 5.17 - Vista frontal do corpo de prova CPM2-F- 2,25 kg (0,5 bar e 22,1 N)

A figura mostra que houve pequena alteração da intensidade das franjas em relação à figura anterior, quando da aplicação de cargas de 2,25kg nas áreas apicais e distais dos implantes suportes, localizados na região dos pré-molares, conforme indicação das setas. Há presença de franjas na região do rebordo alveolar anterior, o que não se verifica na região posterior.

Figura 5.18 - Vista frontal do corpo de prova CPM2-F-4,5 kg (1,0 bar e 44,2 N)

Houve ligeira alteração da intensidade das franjas em relação à figura anterior, quando da aplicação de cargas de 4,5kg, na região apical e distal dos implantes suportes, conforme indicação das setas. Em relação aos rebordos desdentados posteriores a situação permaneceu a mesma.

Figura 5.19-Vista frontal do corpo de prova CPM2-F-9,0 kg (2,0 bar e 88,4 N)

A comparação entre as figuras anteriores demonstra que houve alteração da intensidade das franjas em relação à figura anterior, quando da aplicação de cargas de 9,0kg nas áreas analisadas, conforme indicação das setas. Com a aplicação de 9 kg o rebordo alveolar tanto na região anterior como na posterior, apresentam áreas de tensão.

Figura 5.20 - Vista postero lingual do corpo de prova CPM2-L-0,0 (anterior à aplicação de carga)

A análise será realizada a partir desta imagem (Figura 5.20) para esta vista do Modelo 2.

Figura 5.21 - Vista postero lingual do corpo de prova CPM2-L- 2,25 kg (0,5 bar e 22,1 N)

A imagem mostra alteração pouco significativa em relação à figura anterior, quando da aplicação de cargas de 2,25kg, nas áreas indicadas pelas setas.

Figura 5.22 - Vista postero lingual do corpo de prova CPM2-L- 4,5 kg (1,0 bar e 44,2 N)

É pouco perceptível a alteração do comportamento das tensões em relação à figura anterior, quando da aplicação de cargas de 4,5kg, conforme indicação das setas.

Figura 5.23 - Vista postero lingual do corpo de prova CPM2-L- 9,0 kg (2,0 bar e 88,4 N)

A alteração da intensidade das franjas em relação à figura anterior, quando da aplicação de cargas de 4,5kg, agora é mais perceptível nas apicais dos implantes e na região distal dos implantes na região dos pré-molares. A maior diferenciação é

observada no rebordo alveolar na região posterior do lado direito, conforme indicação das setas.

Figura 5.24 - Vista latero lingual do corpo de prova CPM2- LL-0,0 (anterior à aplicação de carga)

As avaliações serão feitas a partir deste registro da figura 5.24, para esta vista latero lingual.

Figura 5.25 - Vista latero lingual do corpo de prova CPM2-LL-2,25 kg (0,5 bar e 22,1 N)

São muito pequenas as alterações ocorridas com a aplicação desta intensidade de carga, perceptíveis na apical do implante esquerdo situado mais à distal, conforme indicação das setas.

Figura 5.26 - Vista latero lingual do corpo de prova CPM2-LL-4,5 kg (1,0 bar e 44,2 N)

Mostrando que houve alteração da intensidade das franjas em relação à figura anterior, quando da aplicação de cargas de 4,5kg, no rebordo alveolar na região posterior e nas apicais dos implantes que recebem as cargas e na região distal dos implantes na região dos pré-molares, conforme indicação das setas.

Figura 5.27 - Vista latero lingual do corpo de prova CPM2-LL-9,0 kg (2,0 bar e 88,4 N)

Com a aplicação de cargas de 9,0kg percebe-se que houve alteração da intensidade das franjas, principalmente na região apical do implante mais próximo ao espaço protético posterior, conforme indicação da seta. Quanto ao rebordo, não se observa alteração quanto ao comportamento anterior.

6 DISCUSSÃO

Os resultados observados nesta investigação permitem uma análise do comportamento, que as tensões oriundas de próteses totais inferiores sobre implantes, as sobredentaduras também chamadas de overdentures, adquirem quando submetidas à ação de cargas oclusais em máxima intercuspidação

Esta pesquisa tornou-se possível com o auxílio da metodologia da fotoelasticidade, aplicada em inúmeros trabalhos de pesquisa e devidamente balizados, para o seu emprego na odontologia, quando o objetivo é a análise de tensões sobre as estruturas (NOONAN, 1949; GLICKMAN et al., 1970; FISHER et al., 1975; BRODSKY; CAPUTO; FURTSMAN, 1975; THAYER; CAPUTO, 1980; CAMPOS JR et al., 1986; CAPUTO; STANDLE, 1987; LAGANÁ, 1992; GIL, 1999; CRUZ, 2004).

Dessa forma, os resultados observados no capítulo anterior, a partir dos ensaios fotoelásticos e, em conjunto com os trabalhos consultados e revisados na literatura, nos permitiram conduzir a discussão desta pesquisa.

A overdenture ou sobredentadura é um tipo de prótese removível que tem sido utilizada no processo de reabilitação oral, há muito tempo na odontologia, quando isto somente era possível, graças à presença de raízes remanescentes nos arcos dentários. Este tipo de resolução é um procedimento altamente favorável à preservação das estruturas remanescentes do tecido ósseo alveolar, por manter, nas áreas onde as raízes se encontram presentes, o movimento fisiológico intra-alveolar normal, o que permite uma diminuição e até manutenção da altura e largura do rebordo alveolar. Atualmente, com o advento e desenvolvimento dos implantes

osseointegrados, as sobredentaduras ou overdentures, têm sido muito indicadas para a resolução de casos de pacientes totalmente desdentados (BURNS, 2004), portadores de próteses totais convencionais, possibilitando, segundo Von Worwern et al. (1990), a prevenção contra a reabsorção alveolar, pois parecem melhorar o processo de reorganização óssea. Da mesma forma, Burns et al.(1995 a, b) relataram que o uso de implantes associados às sobredentaduras permitem a diminuição da reabsorção da crista óssea alveolar e, em alguns casos, promovem até a regeneração óssea (MEIJER et al., 2004).

Os pacientes totalmente desdentados, portadores de próteses totais convencionais, quando reabilitados com overdentures adquirem uma condição de melhora na qualidade de vida (ATT; STAPPERT, 2003; TRAKAS et al., 2006). A qualidade e quantidade óssea e o baixo custo são fatores decisivos na indicação desta modalidade protética como alternativa de tratamento (ENGQUIST et al. 1988; ENGEL; WEBER, 1995; HENRY, BOWERT; WALL, 1995; RAGHOEBAR et al., 2000), possibilitando a reabilitação funcional, melhorando a estética, a fonética e a eficiência mastigatória (GUNNE et al., 1982; JEMT; STABLAD, 1986; MARINELLO; KRÜGER-HUBER; SHARES, 1991; SPIEKERMAN et al.,2000) possibilitando ainda, suporte facial na presença de grande reabsorção (HUTTON et al.,1995). Quando associadas à implantes, as overdentures propiciam eficácia mastigatória próxima àquela promovida pela dentição natural, em relação às ações das cargas que ocorrem durante a função mastigatória e as forças de mordida (SHALAK, 1983; CLELLAND et al., 1991; JOHNS et al.,1992; WHITE,1993; MURPHY, 1995; BAKKE et al., 2002), conceito também relatado por Misch (2000), o qual acrescenta que a prótese total convencional apresentou-se com 30% de diminuição da função e a

prótese total implanto-mucoso suportada, apenas 10 % em comparação aos dentes naturais.

O comportamento destas cargas pode gerar perda óssea ao redor do implante, alcançando em média 0.93 mm. no primeiro ano de sua implantação (GOODACRE; KAN; RUNGCHARASSAENG, 1999). Este comportamento se diferencia entre os implantes submersos e não-submersos que, quando em função, perderam em média, mais tecido osso marginal do que os submersos (NAERT; GIZANI; VAN STEENBERGHE, 1999).

Maiores cuidados, porém devem ser observados com a sobrecarga que pode ocorrer sobre os implantes, pois, com o decorrer do uso, esta é a principal causa da reabsorção óssea ao redor do implante, quando associada à higiene precária (LINDQUIST; ROCKLER; CARLSSON, 1988; NAERT et al.,1988; PIATELLI; SCARANO; PAOLANTONIO, 1995). Assim, a oclusão é fundamental para a longevidade das próteses sobre implantes (CHAPMAN, 1989; DENISSEN; VAN WAAS; VA, 1993; JIMENÉZ-LÓPEZ, 1993; HOBÓ; ICHIDA; GARCIA, 1997), sendo necessário um exame regular da oclusão para que seja evitada a perda dos implantes (LUNDGREN; FALK; LAUREL, 1989).

Muitas são as propostas e planejamentos relacionados à pacientes desdentados, quanto a posição (NAERT et al.,1988; HOBKIRK; SCHWARB,1991) e o número de implantes (DE BÔER,1993) a serem utilizados para servir de suporte e/ou retenção às próteses totais. Adicionando-se a este fato, existe no mercado uma variedade razoável de dispositivos de encaixes protéticos disponíveis (MERICSKE-STERN, 1990; MALTZ; ROSEMBERG, 1991; MENICUCCI; LORENZETTI; PRETI, 1998; TRAKAS et al., 2006), disponíveis para se associarem aos implantes,

conectando-se às próteses totais, conferindo retenção, estabilidade e conforto ao paciente.

Neste trabalho, a proposição foi avaliar o comportamento das tensões no rebordo desdentado e ao redor dos implantes sob overdenture, apoiada sobre implantes *Ankylos®*, associados ao sistema de conexão protética *Syncone®*, em duas situações: 1) Implantes localizados na mandíbula na região anterior entre os forâmens mentuais nas regiões de 44,42, 34 e 32 (CPM1); 2) Implantes localizados na mandíbula na região lateral, nas regiões de 33, 34, 43 e 44 (CPM2), verificando se existe alguma diferença na distribuição das tensões nas estruturas correspondentes ao tecido ósseo de suporte nestas duas situações, como preconizou May e Romanos (2002).

A intensidade de carga aplicada sobre o modelo reproduzido, não deve ultrapassar o limite de resistência do material com o qual foi confeccionado. Na situação deste experimento, as cargas aplicadas foram de 2,25; 4,5 e 9,0 kg, semelhantes à metodologia empregada por Cruz (2004). Estes valores são equivalentes, fisiologicamente, àqueles desenvolvidos por um paciente portador de prótese total sobre implantes (OLIVEIRA, 1997).

6.1 Análise do modelo 1

O corpo de prova CPM1-0,0 da figura 6.1 e 6.2 são exemplos de próteses totais sobre implantes, onde, anterior à aplicação de cargas, verifica-se a presença

de franjas coloridas, mais concentradas na região apical dos implantes e na região do rebordo alveolar.

Este fato é importante ser relatado, pois, as avaliações do comportamento das tensões foram feitas a partir dessas imagens iniciais.

Figura 6.1 - (A) CPM1-F-0,0 (B) CPM1-L-0,0 (C) CPM2-F-0,0 (D) CPM2-L-0,0

Analisando as figuras 6.1 (A, B, C e D), verifica-se que a região apical dos implantes posicionados mais lateralmente e a região do rebordo alveolar apresentam áreas coloridas, conforme justificado no capítulo 5, Resultados.

Figura 6.2 -Vista frontal dos CPM1-F - quando submetidos à aplicação de cargas sucessivas de 0,0 a 9,0 kg

A vista do CPM1-F quando submetido à aplicação de cargas sucessivas de 0 a 9 kg, mostrou que o comportamento das tensões sobre overdentures ou sobredentaduras, apoiadas e retidas em 2 implantes localizados na região central e de 2º pré-molar, sobrecarrega mais intensamente a região do rebordo distal. Houve alteração nas regiões apicais dos implantes suportes, porém, quando comparados aos rebordos distais, estes receberam maior quantidade de carga. Resultados semelhantes aos observados por Silva (1997) e Sadowsky e Caputo (2000).

Este comportamento reforça que os conceitos básicos e científicos relacionados à construção das próteses totais convencionais devem ser preservados e aplicados nesta modalidade de próteses sobre implantes (MOLLO JR et al., 1996). Os princípios relacionados à delimitação da área basal são de extrema importância

para a preservação do tecido ósseo remanescente, principalmente a extensão da base protética, que quando situada nos limites preconizados (TAMAKI, 1983), proporciona uma melhor distribuição de carga. Dessa forma, cada unidade de área recebe menor intensidade de carga, preservando o rebordo quanto ao processo de reabsorção óssea.

Neste experimento, como as tensões ocorreram com maior intensidade sobre os rebordos distais, pode-se interpretar o seguinte: a *overdenture* conectada aos implantes pelo sistema de conexão protética *Syncone®*, o qual é composto por um pilar protético cônico, com inclinação de 4° e altura de 4mm instalado sobre o implante, e o cone que se superpõe ao pilar, fabricado em liga áurica e o pilar protético em titânio (MAY; ROMANOS, 2001; 2002), permitiram um movimento da prótese para distal. Assim, verifica-se que o *Syncone®* exerce o papel de fulcro para esse sistema de alavanca, que é representado pela *overdenture*.

O sistema *Syncone®*, possuindo uma altura de somente 4mm, representa um braço de potência pequeno em relação ao braço de resistência, formado pelo comprimento do implante (11mm de comprimento por 4.5mm de diâmetro) no interior do tecido ósseo. Associa-se a isto, o fato de que a liga do cone, que é fixado no interior da sela protética, é áurica, podendo absorver melhor, portanto, a tensão que possa ocorrer sobre sua estrutura. Portanto, de acordo com Lum (1991), entende-se o porquê dos implantes apresentarem menos franjas fotoelásticas nas regiões apicais e cervicais. Este comportamento preserva os implantes quanto à ocorrência de sobrecarga durante a máxima intercuspidação dos arcos dentais, o que vem de encontro ao que foi observado e preconizado por Bidez e Misch (1992) sobre as forças compressivas, que são melhores acomodadas em função do osso cortical ser mais resistente à compressão. Semelhante a este conceito, Rotter, Blackwell e

Dalton (1996) acreditam que a técnica de cargas progressivas parecem melhorar a rigidez óssea ao redor do implante. Sob este aspecto, Romeo et al. (2002), Gatti e Chiapasco (2002), Payne et al. (2002), Payne et al. (2003), Raghoobar et al. (2003), Chiapasco e Gatti (2003), Degidi e Piatelli (2003) e Stricker et al. (2004) verificaram que a aplicação de cargas imediatas proveram os mesmos resultados da técnica tradicional quanto à osseointegração, reduzindo significativamente o período de tratamento e melhorando a satisfação do paciente.

Quanto à ação da carga no ciclo mastigatório, Okeson (1998) relata que a sua maior intensidade ocorre na deglutição, quando ocorre a máxima interscuspidação. A força aplicada sobre os dentes nesse momento é de aproximadamente 26,5kg, sendo 3kg mais intensa que a carga aplicada durante o ato da mastigação (23,5kg). Segundo Mericske-Stern et al. (1992) as magnitudes de forças registradas nas sobredentaduras foram mais baixas do que aquelas relatadas em pacientes com dentes naturais. As forças oclusais foram observadas com grandes variações individuais, dependendo da morfologia facial e grau de atrofia mandibular. Jemt, Book e Karlson (1993) verificaram que na dependência do dispositivo associado à overdenture, o nível de carga pode aumentar o que ocorreu quando a barra foi utilizada. Jacobs e Naert (1995) relataram que as forças de oclusão aumentam após a reabilitação com prótese sobre implantes, porém, após alguns anos, esta força diminui, provavelmente pelo receio do usuário em quebrar a prótese.

Considerando o trabalho de Lindquist, Rockler e Carlsson (1988) e de Isidor (1996), a sobrecarga é a principal causa da perda óssea quando associada à higiene precária. Sob este aspecto, o sistema *Syncone®*, por ser unitário, tem uma indicação favorável para atuar com overdentures sobre implantes, pois permite ao usuário uma melhor higienização, reduzindo o índice de insucesso. Para Burns et al.

(1995 a; b) o uso de implantes associados às sobredentaduras pode promover a diminuição da reabsorção da crista óssea alveolar e, em alguns casos, promover regeneração óssea, fato observado por Zarb e Schmidt (1996) e Meijer et al. (2004).

O sistema *Syncone*® pode ser melhor indicado para arcos com reabsorções extremas em comparação a outros dispositivos empregados nesta condição (MERICSKE-STERN, 1990; WEIGL, 2003), onde a instalação dos implantes só seria possível com uma correta distribuição dos mesmos, para evitar o momento de flexão na conexão entre o implante e o pilar protético (RANGERT; JEMT; JORNEUS, 1989). É importante ressaltar que, de acordo com Hobkirk e Schwarb (1991), ocorre uma deflexão mandibular quando esta faz movimentos de abertura, podendo levar ao deslocamento entre os implantes quando houver uma distância muito grande entre eles, verificado com maior veemência em mandíbulas muito reabsorvidas.

As imagens observadas e fotografadas nas vistas látero-lateral e pósterolingual, registraram o comportamento correspondente ao da vista frontal, conforme pode ser avaliado nas figuras do capítulo de resultados.

6.2 **Análise do Modelo 2**

A título de recordação, este corpo de prova, figura 6.3 constituiu-se de uma overdenture, suportada e retida por quatro implantes, localizados nas regiões correspondentes aos segundos pré-molares e caninos inferiores.

Figura 6.3 -Vista frontal do corpo de prova CPM2-F - quando submetidos à aplicação de cargas sucessivas de 0 a 9 kg. As setas indicam os implantes suportes da overdenture

As imagens do CPM2 (Figuras 6.3 e 6.4) mostram que as tensões foram transmitidas ao longo do rebordo residual distal, onde as franjas fotoelásticas ocorreram com maior intensidade em relação às regiões dos implantes. Este comportamento é melhor visualizado na vista postero-lingual (Figura 6.4), principalmente no lado direito da mandíbula. Na região dos implantes é muito pouco perceptível a presença de tensões. Se elas ocorreram, foram de mínima intensidade.

A simulação de um planejamento como o apresentado no CPM2, onde a localização dos 4 implantes é bilateral, situados 2 a 2 diametralmente opostos, e contendo o sistema *Syncone®*, a mecânica de funcionamento promove a formação de 2 alavancas posteriores e uma alavanca anterior. Dessa forma, a linha de fulcro ou eixo rotacional da prótese ocorrerá na linha imaginária que passará sobre os 4

implantes. O braço de potência formado pelas alavancas posteriores, estará na dependência do número de dentes presentes na sela protética. Se forem restituídos os dois segundos molares, o braço de potência será maior, aumentando a vantagem mecânica do sistema de alavanca. Quanto à alavanca anterior, o braço de potência dependerá da forma do rebordo residual: quanto mais triangular for, maior será o braço de potência, portanto maior será a tendência de gerar tensões sobre os implantes.

Da mesma forma que a análise realizada para o CPM1, os implantes provavelmente não sofreram tanta tensão, porque o sistema *Syncone®*, com todas as características e propriedades citadas anteriormente, reduzem o movimento rotacional, minimizando a formação dos braços de potência de alavanca, gerados a partir da diferença de comportamento biomecânico que existe entre as duas estruturas de suporte: mucosa e implantes. A mucosa possui, em função da sua resiliência, um movimento em torno de 1,0 a 3,0mm (LAGANÁ,1992), ao passo que os implantes, segundo Ichikawa et al. (1996), está entre 0,02 e 0,03mm e que as tensões oclusais se concentram mais ao redor dos implantes, principalmente na região distal ao implante e, que a diferença de deslocamento entre implante e mucosa precisa ser considerada quando se seleciona o tipo de encaixe a ser utilizado na união da sobredentadura ao implante.

Assim, uma das grandes vantagens do sistema *Syncone®* é a pequena altura do cone (4 mm / 4º de expulsividade), e o comprimento do implante (11mm), que garante um braço de resistência favorável.

Figura 6.4 -Vista postero lingual do corpo de prova CPM2-L- quando submetidos à aplicação de cargas sucessivas de 0,0 a 9,0 kg

A maior presença de franjas fotoelásticas no rebordo (Figura 6.5) resulta da maior quantidade de forças de compressão na região posterior, comportamento também observado por Frederick e Caputo (1996), Covaciuc (2002) e Gomes (2005). Porém, tanto a altura do cone como o comprimento do implante, permite a rotação da prótese sobre o sistema, liberando os implantes de maiores tensões. O rebordo se torna assim, o maior receptor de cargas.

Se as tensões de compressão ocorrem com maior intensidade sobre o rebordo, isto indica que essas áreas serão passíveis de sofrer reabsorções ósseas. Portanto, para melhor preservação das estruturas ósseas remanescentes e, principalmente ao redor dos implantes, é muito importante que se realize um controle periódico, verificando a adaptação da sela protética clinicamente e da reabsorção óssea por meio de radiografias panorâmicas. Outro fator de extrema importância, para ser feito o controle, é relativo à oclusão (CHAPMAN, 1989). A perda do

equilíbrio oclusal poderá ocasionar redução da eficiência mastigatória (LUNDGREN; FALK; LAUREL, 1989; HOBKIRK; WATSON; ALBREKTSSON, 1996), maior deslocamento da prótese e, conseqüentemente, a perda de retenção dos conectores protéticos (MERICSKE-STERN, 1990; GOODACRE; KAN; RUNGCHARASSAENG, 1999; DUDIC; MERICSKE-STERN, 2002; MEIJER et al., 2004; TRAKAS et al., 2006). Estes fatores fazem com que o número de ciclos mastigatórios aumente, conseqüentemente, aumentando o tempo de compressibilidade da mucosa, promovendo uma deformação maior na sua estrutura, devido à sua característica viscoelástica (PICTON; WILLS, 1978). O resultado será também, processo de reabsorção óssea mais acelerada. Soma-se a isso, que, com o passar do uso, o paciente tende a mastigar com maior intensidade, chegando a ser superior àquela que exercia quando possuía seus dentes naturais (JACOBS; NAERT, 1995). Portanto, o risco da perda de implantes poderá aumentar em função desses fatores.

6.3 Comparação entre M1 e M2

Figura 6.5 - (A) vista frontal do modelo 1, com carga 0,0 (B) vista frontal do modelo 1 com carga de 9,0 kg (C) vista frontal do modelo 2, com carga 0,0 (D) vista frontal do modelo 2, com carga de 9,0 kg

Quando comparados os corpos de prova, CPM1 e CPM2, observa-se que o CPM2, apresenta a região do rebordo residual, com franjas fotoelásticas, mais acentuadas que o CPM1. As regiões apicais e cervicais dos implantes suportes praticamente não apresentaram alterações perceptíveis, que tenham resultado em formação de franjas fotoelásticas no CPM2.

Pelo comportamento observado, o CPM2, representativo de um planejamento, onde se associa uma overdenture ou sobredentadura, apoiada e retida sobre quatro implantes, dispostos bilateralmente e diametralmente opostos, entre caninos e pré-

molares, na mandíbula com o sistema *Syncone*®, as maiores tensões são transmitidas ao rebordo residual, sendo que os implantes suportes resultam mais preservados.

A figura abaixo, 6.6, permite melhor visualização desse comportamento das tensões, para ambos os corpos de prova.

Figura 6.6 -(A) vista postero anterior do modelo 1, com carga 0,0 (B) vista postero anterior do modelo 1 com carga de 9,0 kg (C) vista postero anterior do modelo 2, com carga 0,0 (D) vista postero anterior do modelo 2, com carga de 9,0 kg

Estas imagens finais dos corpos de prova, CPM1 e CPM2, demonstram que, quando se associa o sistema *Syncone*® com overdenture, sobre quatro implantes, sendo dois localizados na região de incisivos centrais e dois situados, diametralmente opostos, na região de segundos pré-molares na mandíbula, o rebordo residual é quem recebe a maior quantidade de tensões em relação aos implantes.

Quando comparados os corpos de prova (CPM1 e CPM2) observa-se que o CPM2 apresenta a região do rebordo residual, com franjas fotoelásticas, mais acentuadas que o CPM1.

As regiões apicais e cervicais dos implantes suportes praticamente não apresentaram alterações perceptíveis, que tenham resultado em formação de franjas fotoelásticas no CPM2.

Pelo comportamento observado, o CPM2, representativo de um planejamento, onde se associa uma overdenture ou sobredentadura, apoiada e retida sobre 4 implantes, dispostos bilateralmente e diametralmente opostos, entre caninos e pré-molares, na mandíbula com o sistema *Syncone®*, as maiores tensões são transmitidas ao rebordo residual, sendo que os implantes suportes resultam mais preservados.

O planejamento dos casos é de suma importância para o sucesso do tratamento, sendo que, de acordo com Bidez e Misch (1992), a pressão exercida sobre os implantes pode ser controlada, se for levada em consideração, a influência do desenho do implante, o tipo de cirurgia e a prótese, como pode ser verificado nas investigações de Piagge (2002), Shirata (2002) e Bortloli (2004). O desenho do implante tem uma influência na natureza da transferência de força na interface osso-implante. Quanto maior o comprimento do implante, maior quantidade de osso haverá, conseqüentemente, melhor será a osseointegração.

Comparativamente, o CPM2, aparenta ter transmitido menores tensões aos implantes que o CPM1.

Estes resultados observados e avaliados, dentro desta metodologia, nas quais os corpos de prova foram construídos e analisados, são de grande contribuição do ponto de vista científico e, principalmente, do ponto de vista clínico. Nos dias atuais,

são vários os sistemas de retenção propostos pelas indústrias dos implantes (MALTZ; ROSEMBERG,1991; TRAKAS et al., 2006) e empregados pelos profissionais, para a indicação dessa modalidade protética: a sobredentadura (overdenture). Na grande maioria das vezes, os dispositivos são empregados na clínica à base do empirismo, sem o devido conhecimento do funcionamento biomecânico que esses possam realizar (LAVELLE,1993). Assim, sem saber exatamente como se comportam quanto à transmissão de tensões às estruturas de suporte, poderão causar sérios danos às estruturas remanescentes, levando, inclusive, à perda dos implantes (WIE, 1995; ESQUÍVEL; JAVID 1996). Isto significa, não só perda de estruturas biológicas, submetendo o paciente à novas intervenções cirúrgicas, como também, a uma elevada perda econômica. Há que se considerar que, a faixa etária onde as indicações de overdentures são realizadas, são, principalmente, para pacientes idosos, portanto mais suscetíveis a um comprometimento da saúde de modo geral. É importante salientar o que dizem Mericske-Stern e Zarb (1993); Mericske-Stern (1998); Jabbari, Nagy e Iacopino (2003), Morais et al (2003) e Bryant e Zarb (2003), sobre a alta taxa de sucesso observada com o uso de sobredentaduras, as quais são uma alternativa de tratamento favorável aos pacientes idosos, mesmo aqueles que apresentam uma saúde comprometida. Batenburg et al. (1994), Carlson e Carlsson (1994), Benzing et al. (1994) concordam com o uso deste tipo de prótese, onde podem ser empregados menor um menor número de implantes. Meijer et al. (1994) e Piagge (2002), verificaram que o emprego das barras gera muita tensão ao redor dos implantes, o que torna este sistema um comportamento menos favorável, quando comparado ao *Syncone®*. Clepper (1999) porém, ressaltou que as próteses suportadas por barras são mais funcionais, promovendo mais conforto e estabilidade. Naert et al. (1994),

Bergendal e Engquist (1998), Gonini Jr. (2002), MacEntee, Walton e Glick (2005) por sua vez, verificaram que independente do tipo de conexão utilizado, o índice de perda dos implantes foi baixo. Os retentores unitários, tipo bola e magneto, propiciaram menor retenção quando comparados ao sistema de barras; a manutenção posterior é menor com barras quando comparada a magnetos e ao bola. Burns et al. (1995 a, b) compararam as fixações por magneto e pelo sistema O-ring, verificando que as próteses com este sistema, tiveram a estabilidade e a retenção melhor que àquelas com as fixações magnéticas. Frederick e Caputo (1996) observaram que o componente *ERA* individual, direto no implante, mostrou ser o que melhor distribuiu as tensões no rebordo ósseo, ao redor dos implantes e ao longo da crista alveolar, indicando ser um excelente conector protético para as sobredentaduras, quando os implantes estivessem paralelos entre si. Dudic e Mericske-Stern (2002), Meijer et al. (2004), Timmerman et al. (2004) e Trakas et al. (2006) recomendaram a necessidade de avaliações periódicas para manutenção da prótese e dos elementos retentivos como rotina, pois são eles os motivos de maiores falhas nas sobredentaduras.

Assim, acredita-se, dentro do que foi possível analisar, que esta investigação trouxe uma colaboração aos profissionais Cirurgiões Dentistas, no sentido de auxiliar nos planejamentos de casos similares e interpretação do funcionamento biomecânico do sistema *Syncone®*, empregado na associação com overdentures ou sobredentaduras.

Após a análise desta investigação, algumas dúvidas ainda persistem, que serão passíveis de outras pesquisas subseqüentes. Dessa forma, para o objetivo a que foi proposto e de acordo com os resultados, as conclusões obtidas estão descritas a seguir.

7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia empregada nesta pesquisa, somos levados a concluir que:

- 7.1 Quando se associa o sistema *Syncone*® com overdenture ou sobredentadura, apoiada e retida sobre 4 implantes, sendo 2 localizados na região de incisivos centrais e 2 situados, diametralmente opostos, na região de segundos pré-molares na mandíbula - M1 - o rebordo residual é quem recebe a maior quantidade de tensões em relação aos implantes.
- 7.2 Quando se associa o sistema *Syncone*® com overdenture ou sobredentadura, apoiada e retida sobre 4 implantes, dispostos 2 a 2, bilateralmente e diametralmente opostos, nas regiões de caninos e pré-molares, na mandíbula – M2 -, as maiores tensões são transmitidas ao rebordo residual, sendo que os implantes suportes resultam mais preservados.
- 7.3 Comparativamente, o CPM2, aparenta ter transmitido menores tensões aos implantes que o CPM1.
- 7.4 Os implantes são preservados quanto à ocorrência de uma sobrecarga, durante a máxima intercuspidação dos arcos dentários, quando se emprega o sistema *Syncone*® associado à overdenture ou sobredentadura.

REFERÊNCIAS¹

Att W, Stappert C. Implant therapy to improve quality of life. *Quintessence Int* 2003;34(8):573-81.

Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Mastigatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdenture: a prospective 5 year study. *Int J Prosthodont* 2002;15(6):575-81.

Batenburg RHK, Van Oort RP, Reintsema H, Brouwer TJ, Raghoobar GM, Boering G. Overdentures supported by two imz implants in the lower jaw. A retrospective study of peri-implant tissues. *Clin Oral Implant Res* 1994;5(4):207-12.

Benzing U, Weber H, Simonis A, Engel E. Changes in chewing patterns after implantation in the edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9(2):207-13.

Bergendal T, Engquist B. Implant supported overdentures: a longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13(2):253-62.

Bidez WM, Mish CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992;18(3):264-73.

Branemark P, Zarb GA, Albrektsson T. *Protesis tejido-integradas: la oseointegración en la odontología clínica*. Trad Jaime A Gil. Los Angeles: Quintessence Books; 1987.

Brodsky JE, Caputo AA, Furstman LL. Root typing: a photoelastic-histopathologic correlation. *Am J Orthod* 1975; 67(1):1-10.

Bryant SR, Zarb AG. Crestal bone loss proximal to oral implants in older and younger adults. *J prosthet Dent* 2003;89(6):589-97.

Bortoli Jr N. *Análise fotoelástica de distribuição de tensões sobre overdentures e implantes, com o uso de barra clipe ou attachment bola*. [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2004.

Burns DR. The mandibular complete overdenture. *Dent Clin N Am* 2004;48:603-23.

Burns DR, Unger JW, Eslwick RK, Beck DA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: parte I - Retention, stability, and tissues response. *J prosthet Dent* 1995a;73(4):354-63.

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

Burns DR, Unger W, Eslwick RK, Giglio JA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: parte II - patient satisfaction and preference. *J Prosthet Dent* 1995b;73(4):364-69.

Campos Jr A, Passanezi E, Nahás D, Janson WA. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte I – Campo de aplicação. *Estomatol Cult* 1986;16(1):20-5.

Caputo AA, Standlle JP. Biomechanics in clinical dentistry. Quintessence Pub. Co., 1987.

Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(1):90-4.

Chapman RJ. Principles of occlusion for implants prostheses; guidelines for position, timing and force of occlusal contacts. *Quintessence Int* 1989;20(7):473-89.

Chiapasco M, Gatti C. Implant retained mandibular overdentures with immediate loading: 3-8 year prospective study on 328 implants. *Clin Implants Dent Relat Res* 2003;5(1):29-40.

Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three dimensional finite element stress analysis in and around the screw -vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6(4):391-98.

Clepper DP. Classification system for implant–supported overdentures. *Implant Dent* 1999;8(1):68-73.

Covaciuc Y. Análise fotoelástica da distribuição de tensões sobre as estruturas de suporte de próteses totais, convencional e overdenture implanto-suportada retida por O'ring, contendo diferentes tipos de dentes artificiais. [Dissertação de Mestrado] Faculdade de Odontologia da USP; 2002.

Cruz ANL. Análise fotoelástica das estruturas de suporte e craniofaciais de portadores de prótese parcial removível superior, classe II de Kennedy, subclasse 1 [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2004.

DeBôer J. Edentulous implants: overdenture versus fixed. *J Prosthet Dent* 1993;69(4):386-90.

Degidi M, Piatelli A. Immediate functional and non-functional loading of dental implants: a 2-60 month follow up study of 646 titanium implants. *J Periodontol* 2003;74(2):225-41.

Denissen HW, Van Waas MAJ, Va JH. Occlusion for maxillary dentures opposing osseointegrated mandibular prostheses. *Int J Prosthodont* 1993;6(5):446-50.

Dudic A, Mericske-Stern R. Retention mechanisms and prosthetic complications of implant-supported mandibular overdentures: long-terms results. *Clin Implants Dent Relat Res* 2002;4:212-9.

Engel E, Weber H. Treatment of edentulous patients with temporomandibular disorders with implant – supported overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(6):759-64.

Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden V. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3(2):129-34.

Esquível JF, Javid NS. Repair of implant overdenture clip attachments: technical note. *J Implant Dent* 1996;5(1):33-4.

Fisher DW, Caputo AA, Shillingburg AT, Duncanson MG. Photoelastic analysis of inlay and onlay preparation. *J Prosthet Dent* 1975;33(1):47-53.

Frederick DR, Caputo A. Effects of overdenture retention design and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent* 1996;76(6):624–32.

Gatti C, Chiapasco M. Immediate loading of Branemark implants: a 24 month follow up of a comparative prospective pilot study between mandibular overdentures supported by conical transmucosal and standard MKII implants. *Clin Implants Dent Relat Res* 2002;4(4):190-9.

Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JHN. Photoelastic analysis of internal stress in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol* 1970;41(1):30-5.

Gil, C. Retentores em prótese parcial removível. São Paulo; 1999. [Caderno VIII do Curso de Graduação- Faculdade de Odontologia da USP].

Gomes F. Análise fotoelástica de dissipação de cargas oclusais através de overdentures mandibulares com barra dolder resiliente implanto retida. [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

Gonini Jr A. Análise fotoelástica da tensão oclusal produzida por uma sobredentadura implanto-retida com base de material resiliente [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2002.

Goodacre CJ, Kan JYK, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;81(5):537-52.

Gunne HSJ, Bergman B, Enbom L, Hogstrom J. Masticatory efficiency of complete denture patients. A clinical examination of potential changes at the transition from old to new dentures. *Acta Odontol Scand* 1982;40(5):289-97.

Henry PJ, Bowert RC, Wall CD. Rehabilitation of the edentulous mandible with osseointegrated dental implants: 10 years follow-up. *Aust Dent J* 1995;40(1):1-9.

Hobkirk JA, Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6(3):319-28.

Hobkirk JA, Watson RM, Albrektsson T. Atlas colorido e texto de implantologia dental e maxilofacial. Trad Francisco F Todescan, Marco Antonio Bottino. São Paulo: Artes Médicas; 1996.

Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegração e Reabilitação Oclusal. Trad de Dra Jane Souza Lima Alvarenga. São Paulo: Quintessence – Santos, 1997.

Hutton JE, Hearth R, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns R et al. Factor related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *Int Oral Maxillofac Implants* 1995;10(1):33-42.

Ichikawa T, Horiuchi M, Wigianto R, Matsumoto N. In vitro study of mandibular implant-retained overdentures: the influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue. *Int J Prosthodont* 1996;9(4):394-9.

Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. *Clin Oral Implant Res* 1996;7(2):143-52.

Jabbari Y, Nagy WW, Iacopino AM. Implant dentistry for geriatric patients: a review of the literature. *Quintessence Int* 2003;34(4):281-5.

Jacobs R, Naert I. Masseter muscle fatigue before and after rehabilitation with implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 1995;73(3):24-9.

Jemt T, Stalblad PA. The effect of chewing movements on changing mandibular complete dentures to osseointegrated overdentures. *J Prosthet Dent* 1986;55(3):357-61.

Jemt T, Book K, Karlson S. Occlusal force and mandibular movements in patient with removable overdentures and fixed prostheses supported by implants in the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(3):301-8.

Jimenez-López V. Prótesis sobre implants: oclusión, casos clínicos y laboratorio. Quintessence Books; 1993.

Johns RB, Jemt T, Heart R, Hutton JE, McKenna S, McNamara DC et al. A multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(4):513-22.

Laganá DC. Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses removíveis de extremidade livre e das próteses parciais fixas em cantilever. Análise

fotoelástica das reações das estruturas de suporte [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1992.

Lavelle CLB. Biomechanical considerations of prosthodontic therapy: the urgency of research into alveolar bone responses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(2):179-85.

Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone reabsorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1988;59(1):59-63.

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

Lundgren D, Falk H, Laurel L. The influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentitions with implant-supported fixed prostheses occluding with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4(4):277-83.

Mac Entee MI, Walton JN, Glick N. A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant retained complete overdentures: three year results. *J Prosthet Dent* 2005;93(1):28-37.

Maltz D, Rosenberg ES. Implant overdentures- a simple solution. *Compend Contin Educ Dent* 1991;12(11):820-6.

Marinello CP, Krüger-Huber KG, Shares P. Overdentures supported by osseointegrated fixtures: a case report. *Quintessence Int* 1991;22(6):431-6.

May D, Romanos GE. Immediate implant supported overdentures retained by conical crowns for the edentulous mandible: a new treatment concept. *Quintessenz* 2001;52(3):283-90.

May D, Romanos GE. Immediate implant-supported mandibular overdentures retained by conical crowns: A new treatment concept. *Quintessence Int* 2002;33(1):5-12.

Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F. Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. *J Oral Rehabil* 1994;21(1):47-56.

Meijer HJA, Raghoobar GM, Hof MAV, Visser A. A controlled clinical trial of implant-retained mandibular overdentures: 10 years results of clinical aspects and aftercare of IMZ implants and Branemark implants. *Clin Oral Impl Res* 2004;15(4):421-7.

Menicucci G, Lorenzetti MP, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analyses of two anchorage system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(3):369-76.

Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5(4):375-83.

Mericske-Stern R. Treatment outcomes with implant-supported overdenture. Clinical considerations. *J Prosthet Dent* 1998; 7(1):93-9.

Mericske-Stern R, Zarb GA. Overdenture an alternative implant methodology for edentulous patients. *Int J Prosthodont* 1993;6(2):203-8.

Mericske-Stern R, Geering AH, Burgin, WB, Graf H. Three-dimensional force measurement on mandibular implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(2):185-94.

Misch CE. *Implantes dentários contemporâneos*. Trad de Maria de Lourdes Giannini. São Paulo: Santos Liv. e Editora; 2000.

Morais JA, Heydecke G, Pawliuk J, Lund JP, Feine JS. The effects of mandibular two implant overdentures on nutrition in elderly edentulous individuals. *J Dent Res* 2003;82(1):53-8.

Mollo Jr FA, Compagnoni MA, Nogueira SS, Conti JV, Saibador MC. Alterações da prótese total pelo tempo de uso - Análise clínica da dimensão vertical de oclusão e da oclusão em relação cêntrica em pacientes portadores de prótese total dupla. *RGO* 1996;44(2):67-9.

Murphy WM. Clinical and experimental bone changes after intraosseous implantation. *J Prosthet Dent* 1995;73(1):31-5.

Naert I, De Clercq M, Theuniers G, Schepers E. Overdentures supported by osseointegrated fixtures for the edentulous mandible: a 2,5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3(3):191-6.

Naert I, Gizani S, Van Steenberghe D. Bone behavior around sleeping and non-sleeping implants retaining a mandibular hinging overdenture. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:149-54.

Naert I, Quirynen M, Hooghe M, Van Steenberghe D. A comparative prospective study of splinted and unsplinted Branemark implants in mandibular overdenture therapy. A preliminar report. *J Prosthet Dent* 1994;71(5):486-92.

Noonan MA. The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. *J Dent Child* 1949;16(4):24-8.

Oliveira EJ. Bioengenharia em implantes osseointegrados. Rio de Janeiro: Pedro Primeiro; 1997.

Okeson JP. Management of Temporomandibular disorders and occlusion. St Louis: Mosby-year book; 1998.

Payne AGT, Tawse-Smith A, Duncan WD, Kumara R. Conventional and early loading of unsplinted ITI implants supporting mandibular overdentures: Two-years results of a prospective randomized clinical trial. Clin Oral Impl Res 2002;13:603-9.

Payne A G T, Tawse-Smith A, Thompson WM, Kumara R. Early functional loading of unsplinted roughened surface implants with mandibular overdentures 2 weeks after surgery. Clin Implants Dent and Related Res 2003;5(3):143-53.

Piagge CSLD. Análise fotoelástica do rebordo sob uma overdenture implanto-suportada, associada à barra de estabilização, encaixe ERA e magneto [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2002.

Piatelli A, Scarano A, Paolantonio M. Clinical and histologic features of a non-axial load on the osseointegration of a posterior mandibular implant: report of a case. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;13:273–5.

Picton DC, Wills DJ. Viscoelastic properties of periodontal ligament and mucous membrane. J Prosthetic Dent 1978;40(3):263-72.

Raghoobar GM, Meijer HJA, Stegenga B, Van't Hof MA, Van Oort RP, Vissink A. Effectiveness of three treatment modalities for the edentulous mandible. A five- year randomized clinical trial. Clin Oral Implants Res 2000;11(3):195-201.

Raghoobar GM, Friberg B, Runert I, Hobkirk JA, Tepper G, Wendelhag I. 3-Year prospective multicenter study on one stage implant surgery and early loading in edentulous mandible. Clin Implants Dent Relat Res 2003;5(1):39-46.

Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Force and moments on Bränemark Implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1989;4(3):241-7.

Romeo E, Chiapasco M, Lazza A, Casentini P, Ghisolfi M, Iorio M et al. Implant-retained mandibular overdentures with ITI implants – A comparison of 2 years results between delayed and immediate loading. Clin Oral Implants Res 2002;13(5):495-501.

Rotter BE, Blackwell R, Dalton G. Prueba de carga progresiva de los implantes endósseos com el periotest: estudio piloto. J Implant Dent 1996;2(3):17-22.

Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. J Prosthet Dent 2000;84(3):327-34.

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

Shirata, OK. Análise fotoelástica das estruturas de suporte da overdenture implanto-suportada com e sem magneto posterior e associada à barra-clipe anterior [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2002.

Silva DP. Análise fotoelástica de tensões ao redor de implantes-suporte de sobredentaduras mandibulares [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1997.

Spiekerman H, Donath K, Hassell T, Jovanovic S, Ernstjungen R. Implantologia. Trad de Sérgio Lian Branco Martins. Porto Alegre: Artes Médicas Sul; 2000.

Striker A, Gutwald R, Schmelzeisen R, Gellrich NG. Immediate loading of 2 interforaminal dental implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results after 24 months. Int J Oral Maxillofac Implants 2004; 19(6):868-72.

Tamaki T. Dentaduras completas. 4^a. ed. São Paulo: Sarvier; 1983.

Thayer HH, Caputo AA. Photoelastic analysis of overdenture attachments. J Prosthet Dent 1980;43(6):611-7.

Timmerman R, Stoker GT, Wismeijer D, Oosterveld P, Vermeeren JIJF, Waas MAJ. An 8 year follow up to a randomized clinical trial of participant satisfaction with three types of mandibular implant retained overdentures. J Dent Res 2004;83(8):630-3.

Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. Implant Dent 2006;15:24-34.

Von Wowern NV, Harder F, Hjorting-Hansen E, Gotfredsen K. ITI implants with overdentures: a prevention of bone loss in edentulous mandibles. Int J Oral Maxillofac Implants 1990;5(2):135-9.

Weigl P. Implant prosthodontics: what next? Quintessence Int 2003;34(9):653-69.

White GE. Osseointegrated dental technology. London: Quintessence; 1993.

Wie H. Registration of localization, occlusion and occluding materials for failing screw joints in the Branemark implant system. Clin Oral Implants Res 1995;6(1):47-53.