Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Ribeirão preto
Departamento de Materiais Dentários e Prótese

Fábio Afrânio de Aguiar Júnior

**AVALIAÇÃO DE *OVERDENTURES* MANDIBULARES COM DIFERENTES
SISTEMAS DE RETENÇÃO: ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA TRANSMISSÃO DE
TENSÕES E EFEITO DE CARGA CÍCLICA NA FORÇA DE RETENÇÃO.**

Ribeirão Preto

2013

Fábio Afrânio de Aguiar Júnior

AVALIAÇÃO DE *OVERDENTURES* MANDIBULARES COM DIFERENTES
SISTEMAS DE RETENÇÃO: ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA TRANSMISSÃO DE
TENSÕES E EFEITO DE CARGA CÍCLICA NA FORÇA DE RETENÇÃO.

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

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Profa. Dra. Renata Cristina
Silveira Rodrigues Ferracioli

VERSÃO CORRIGIDA
A versão original se encontra disponível
na Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto – USP

Ribeirão Preto

2013

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

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

Aguiar Júnior, Fábio Afrânio

Avaliação de *overdentures* mandibulares com diferentes sistemas de retenção: análise fotoelástica da transmissão de tensões e efeito de carga cíclica na força de retenção. Ribeirão Preto, 2013.

146 p. : il. ; 30cm

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

Orientadora: Ferracioli, Renata Cristina Silveira Rodrigues

FOLHA DE APROVAÇÃO

Fábio Afrânio de Aguiar Júnior

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor.

Área de concentração: Reabilitação Oral.

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora:

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

Instituição:_____

Julgamento:_____Assinatura:_____

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

Instituição:_____

Julgamento:_____Assinatura:_____

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

Instituição:_____

Julgamento:_____Assinatura:_____

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

Instituição:_____

Julgamento:_____Assinatura:_____

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

Instituição:_____

Julgamento:_____Assinatura:_____

Dedicatória

*Dedico este trabalho aos meus pais, Fábio e Graça,
pelo apoio e compreensão em minhas escolhas e
por todo o empenho e dedicação que me permitiram
concluir o Doutorado.*

AGRADECIMENTOS

À Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli, por toda a sua dedicação e comprometimento como orientadora.

Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro pela ajuda em diversas fases da realização deste trabalho;

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pela bolsa de estudo (2010/09827-7) e auxílio financeiro (2010/09677-5) concedidos para realização deste trabalho;

Ao CNPQ pela bolsa de estudos concedida durante o início deste curso de pós-graduação;

Ao técnico do Laboratório Integrado de Pesquisa em Biomateriais (LIPEM), Edson Volta, por auxiliar na utilização da máquina universal de ensaios;

À responsável pelo Laboratório de Análises Biomecânicas em Prótese e Implante, Dra. Adriana Cláudia Lapria Faria Queiroz, por tornar mais fácil e organizado o trabalho dentro do laboratório;

À engenheira Ana Paula Macedo pelos conhecimentos compartilhados e a disponibilidade em ajudar;

Ao técnico Luiz Sérgio Soares, pelo desenvolvimento e adequação de equipamentos para os testes realizados;

Aos colegas de pós-graduação, por todos os momentos de agradável convivência e sincera amizade;

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP, por toda a formação intelectual e pessoal oferecida nestes anos todos;

À Isadora Almeida Poscidonio, pelo companheirismo, compreensão e paciência;

À todos que, direta ou indiretamente, colaboraram para a conclusão deste trabalho.

meus sinceros agradecimentos.

RESUMO

RESUMO

AGUIAR, FA Jr. **Avaliação de overdentures mandibulares com diferentes sistemas de retenção: análise fotoelástica da transmissão de tensões e efeito de carga cíclica na força de retenção.** 2013. 146f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2013.

O surgimento dos implantes osseointegrados melhorou a qualidade de vida de pacientes edêntulos. Seu uso favorece retenção e estabilidade, gerando maior eficiência mastigatória e conforto. O objetivo deste estudo foi avaliar manutenção da força de retenção e padrões de tensões gerados na mandíbula em overdentures confeccionadas com dois sistemas de retenção retidas por 2 ou 3 implantes. Análise fotoelástica de tensões e teste de carga cíclica foram realizados. Para o teste de carga cíclica foram utilizados modelos representativos de mandíbulas desdentadas e os grupos analisados foram: A) 2 implantes com barra clipe; B) 3 implantes com barra clipe; C) 2 implantes com barra clipe e bola/o'ring nas extremidades; D) 3 implantes com barra clipe e bola/o'ring nas extremidades. Cinco espécimes por grupo foram submetidos à ciclagem e 5 permaneceram imersos na máquina de ciclagem (controle). As leituras de força de retenção foram realizadas por ensaio de tração em máquina de ensaios universal antes da ciclagem e a cada 500 mil ciclos. A ciclagem foi realizada com frequência de 1,8 Hz, carga de 130 N, por 2 milhões de ciclos. Para a aplicação de carga, foram feitas pontas correspondentes à arcada antagonista unilateral posterior. Os dados obtidos foram analisados estatisticamente pelo modelo linear de efeitos mistos. Para a análise fotoelástica, foi feito um modelo mestre curvo em resina acrílica. O modelo foi preparado para conter cinco implantes, paralelos, distribuídos na região interforaminal. Grupo com 4 implantes com barra clipe e o'rings nas extremidades foi incluído como controle. Prótese total foi confeccionada e usada em todos os grupos. A cada grupo, nova captura de retentores foi realizada. Para obtenção dos modelos fotoelásticos, foram confeccionados moldes em silicone do modelo mestre. A verificação das tensões em torno dos implantes foi realizada por meio de análise fotoelástica qualitativa de transmissão sob aplicação de carga cêntrica estática de 50 N. Diferentes tipos de pontas e locais de aplicação de carga foram usados. Os resultados demonstraram que carga cíclica influencia na perda de retenção *overdentures* mandibulares. Comparando grupos controle e teste, observou-se que os grupos com três implantes apresentaram maior influência da ciclagem na perda de retenção. Os sistemas de retenção estudados apresentaram comportamentos diferentes até um milhão de ciclos, após não houve diferença quanto à manutenção de retenção. Todos os grupos mantiveram retenção satisfatória ao final da ciclagem. Três implantes apresentaram maior tensão ao redor dos implantes e pouca ou nenhuma sobre o rebordo. Nos grupos com dois implantes, aplicação de carga posterior gerou tensões no rebordo alveolar e implantes. Grupos com extensões distais evidenciaram uma maior tensão ao redor dos implantes que os sem extensão.

Palavras-chave: Implantes Dentários; Prótese Dentária Fixada por Implante; Prótese Total Inferior; Análise do Estresse Dentário.

ABSTRACT

ABSTRACT

AGUIAR, FA Jr. **Evaluation of mandibular overdentures with different attachments systems: Photoelastic stress analysis and effect of cyclic loading on retention force.** 2013. 146f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2013.

The appearance of osseointegrated dental implants improved the quality of life of fully edentulous patients. Implants promote retention and stability, producing higher masticatory efficiency and comfort. The aim of this study was analyze the retention maintenance and the stress pattern generated by two or three implants-supported mandibular overdentures with two attachments systems. Photoelastic stress analysis and cyclic loading test were performed. For the cyclic loading test, edentulous mandibular models were used. The analyzed groups were: A) 2 implants with bar clip; B) 3 implants with bar clip; C) 2 implants with bar clip and balls/o'rings in the extremity; D) 3 implants with bar clip and balls/o'rings in the extremity. Five specimens per group were submitted to cyclic loading and five were kept immersed inside the test machine (control group). The measurements of retention force were performed by tensile test in a universal testing machine before cyclic loading and after each 500 thousands cycles. The cycling was performed with frequency of 1.8 Hz, loading of 130 N, up to two million cycles. For the load application, tips corresponding to posterior unilateral antagonist teeth were produced. Data were statistically analyzed by linear mixed-effects model. For the photoelastic analysis, a curved master model was produced in acrylic resin. The model contained five parallel implants, distributed in interforaminal area. A group with 4 implants splinted with bar clip and balls/o'rings in the extremity was included as a control. Complete denture was made and used in all groups. In each group, incorporating of new attachments was performed. For the obtainment of photoelastic models, silicone impression of the master model was performed. The assessment of stress around implants was done through quantitative transmission photoelastic analysis under static centric load application of 50 N. Different sorts of tips and load application places were used. The results showed that cyclic load influences the retention loss of mandibular overdentures. Comparing test and control groups, it was observed that groups with three implants showed higher influence of cyclic loading in retention loss. The studied attachments systems showed different behaviors up to one million cycles, after that there was not difference in the maintenance of retention. All groups had satisfactory retention at the end of cycling. Groups with three implants showed higher stress around implants and lower or none on alveolar ridge. In groups with two implants, load application on posterior area caused stress on alveolar ridge and implants. Groups with distal extensions demonstrated higher stress around implants than groups without extension.

Keywords: Dental Implants; Dental Prosthesis, Implant-Supported; Denture, Complete, Lower; Dental Stress Analysis.

SUMÁRIO

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO.....	15
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	20
2.1 Avaliação de Parâmetros Clínicos.....	22
2.2 Avaliações Biomecânicas.....	29
2.2.1 Movimentos de <i>Overdentures</i>	29
2.2.2 Análise de Tensão.....	31
2.2.3 Força de Retenção.....	37
2.3 Avaliação de Mastigação.....	41
2.4 Avaliação de Satisfação.....	48
3. PROPOSIÇÃO.....	62
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	64
4.1 Teste de Carga Cíclica.....	65
4.1.1 Obtenção dos modelos.....	65
4.1.2 Enceramento das barras.....	68
4.1.3 Inclusão das estruturas.....	70
4.1.4 Fundição das estruturas.....	71
4.1.5 Desinclusão e acabamento.....	71
4.1.6 Confecção das <i>Overdentures</i>	73
4.1.6.1. Modelo de trabalho.....	73
4.1.6.2. Captura dos Retentores.....	75
4.1.7. Ciclagem.....	77
4.2. Análise Fotoelástica de Tensões.....	82
4.2.1 Obtenção dos modelos mestre.....	82

4.2.2. Obtenção barras metálicas.....	83
4.2.3. Obtenção gengiva artificial.....	84
4.2.4. Confeção da Prótese Total.....	85
4.2.5. Obtenção dos modelos fotoelásticos.....	87
4.2.6. Análise Fotoelástica.....	89
5. RESULTADOS.....	93
5.1. Teste de carga cíclica.....	94
5.1.1. Comparação entre grupos Controle e Teste.....	94
5.1.2. Força de Retenção em grupos Teste.....	96
5.1.2.1. Comparação da Força de Retenção entre número de Ciclos por grupo Teste.....	96
5.1.2.2. Comparação da Força de retenção (N) entre grupos teste.....	98
5.1.3. Comparação da Manutenção de retenção (%) entre grupos teste por número de ciclos.....	99
5.2. Análise Fotoelástica.....	101
6. DISCUSSÃO.....	109
7. CONCLUSÕES.....	122
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	124
APÊNDICE.....	136

1. INTRODUÇÃO

Com o desenvolvimento nas últimas duas décadas, a taxa de perda dental vem diminuindo de forma acelerada. No entanto, como resultado do aumento na expectativa de vida da população e da maior incidência de perdas dentais com o aumento da idade, a proporção de indivíduos desdentados ainda permanece significativa (THOMASON *et al.*, 2009).

Por muito tempo o tratamento para pacientes edêntulos foi a confecção de próteses totais mucossuportadas. Estas próteses devolvem a função e a estética ao paciente, inserindo-o no convívio social. No entanto, este tipo de tratamento possui uma série de limitações, principalmente na reabilitação mandibular, como falta de retenção e estabilidade, desconforto, insegurança na alimentação, diminuição da autoestima (FEINE *et al.*, 2002).

O surgimento de tratamentos utilizando implantes osseointegrados propiciou melhoria na qualidade de vida desses pacientes. O uso de implantes favorece a retenção e a estabilidade em próteses removíveis sobre implantes (*overdentures*), gerando maior eficiência mastigatória e conforto ao paciente (KENNEY e RICHARDS, 1998; MACENTEE, WALTON e GLICK, 2005; BARÃO *et al.*, 2009; PAN *et al.*, 2010; MÜLLER *et al.*, 2012; TOMAN *et al.*, 2012).

Considerando a satisfação do paciente e as dificuldades da reabilitação mandibular de desdentados totais, a indicação de próteses totais mucossuportadas como tratamento de primeira escolha dá lugar à indicação de próteses totais *overdentures* (FEINE *et al.*, 2002; THOMASON *et al.*, 2009; THOMASON *et al.*, 2012).

A literatura apresenta algumas variações no planejamento de *overdentures*. Podem ser retidas por 1, 2, 3 ou mais implantes, esplintados ou não, e também podem possuir diversos tipos de sistemas de retenção (BARÃO *et al.*, 2009; CELIK e

ULUDAG, 2007; HARDER *et al.*, 2011; KENNEY e RICHARDS, 1998; PRAKASH, D'SOUZA e ADHIKARI, 2009). Apesar de variações mecânicas entre *overdentures* com diferentes números de implantes e sistemas de retenção (MACHADO *et al.*, 2011; PRAKASH, D'SOUZA e ADHIKARI, 2009; SADOWSKY e CAPUTO, 2004), diversos autores afirmam não existir diferenças quanto ao nível de satisfação alcançado (AMBARD *et al.*, 2002; KARABUDA *et al.*, 2002; WALTON, MACENTEE e GLICK, 2002; TIMMERMAN *et al.*, 2004; MEIJER *et al.*, 2009; CUNE *et al.*, 2010; CORDARO *et al.*, 2012; MUMCU, BILHAN e GECKILI, 2012).

Os sistemas de retenção podem ser do tipo botão (bola/*o'ring*, Locator, Era, Dallabona), barra clipe, barra clipe com bola/*o'rings* nas extremidades, telescópicos e magnéticos. A escolha do sistema mais adequado é frequentemente realizada pelos clínicos com base apenas na qualidade retentiva, deixando de considerar modelo, tipo de material e a manutenção ou reparação em longo prazo (ALSABEEHA, PAYNE e SWAIN, 2009).

A manutenção da força de retenção em diversos estudos é correlacionada ao desgaste dos componentes através de simulações de uso/fadiga (BESIMO e GUARNERI, 2003; RUTKUNAS, MIZUTANI e TAKAHASHI, 2007). Entretanto, na situação clínica real, a fadiga do sistema de retenção é gerada também pela carga cíclica resultante da função mastigatória das próteses *overdentures* (DOUKAS *et al.*, 2008), e este fator não é considerado na maioria dos trabalhos encontrados na literatura. *Overdentures* podem apresentar tipos diferentes de suporte, variando de suporte totalmente mucoso a totalmente por implantes. O tipo de suporte é determinado pelo número de implantes e tipo de retentor e pode influenciar o comportamento biomecânico da prótese.

Segundo Watson, Tinsley e Sharma, 2001, um prognóstico favorável requer seleção do sistema de retenção baseada não apenas na retenção ou custo, mas também nos aspectos biomecânicos envolvidos. Estímulo mecânico inadequado com transferência excessiva de carga aos implantes provoca perda óssea cortical (BRANEMARK *et al.*, 1977) podendo levar à perda da osseointegração (ISIDOR, 1996; NAERT *et al.*, 1992; SANZ *et al.*, 1991).

As tensões geradas sobre as próteses são dissipadas pelos sistemas de retenção para os implantes e para o rebordo . Os mecanismos de transmissão e distribuição de tensão de cada tipo de sistema determinam a intensidade e amplitude de perda óssea (MISCH; 1999).

Para a análise de tensões, uma das técnicas experimentais empregadas é a análise fotoelástica, utilizada devido à sua relativa simplicidade e confiabilidade quanto à correspondência clínica dos achados observados (BRODSKY, CAPUTO e FURSTMAN, 1975). É usada na Odontologia na análise de tensões de próteses parciais removíveis, próteses parciais fixas e ao redor de implantes, sob diversas possibilidades protéticas (ASSUNÇÃO *et al.*, 2009; DEINES *et al.*, 1993; FEDERICK e CAPUTO, 1996; UEDA *et al.*, 2004). Sendo uma técnica que utiliza como objeto de estudo um bloco de resina que possui densidade homogênea, diferente do tecido ósseo humano, pode apresentar discrepância entre a magnitude de estresse gerado, porém a localização e o padrão geral são semelhantes (MAHLER e PEYTON, 1955). Pode-se então extrapolar seus resultados para servirem de parâmetros sobre o padrão de distribuição de tensão que é gerado na interface osso-implante de acordo com o tipo de planejamento protético escolhido.

Considerando a ausência de dados na literatura quanto à fadiga do sistema de retenção gerada pela função mastigatória e a falta de consenso quanto a melhor

opção para o sucesso clínico longitudinal de tratamentos com *overdentures*, são necessários mais dados comparativos entre os sistemas de retenção utilizados nesta modalidade de reabilitação mandibular. O comportamento de sistemas não-esplintados é bastante descrito na literatura. No entanto, sistemas esplintados possuem um comportamento biomecânico diferente, podendo influenciar no sucesso protético (MACENTEE, WALTON e GLICK, 2005; AKÇA *et al.*, 2007). Estudos considerando mecanismos de transmissão e distribuição de tensão destes sistemas e a manutenção da força de retenção são necessários. Dados em relação à transmissão de tensões, retenção e durabilidade auxiliarão os profissionais na escolha do sistema de retenção mais adequado para pacientes usuários de *overdentures*, o que poderá contribuir para um maior nível de satisfação com esta modalidade de tratamento. Considerando estas necessidades, este estudo testou as seguintes hipóteses: carga cíclica afeta a manutenção de retenção e retentores que promovem maior estabilidade em *overdentures*, reduzem o efeito de carga cíclica na manutenção da força de retenção, mas aumentam a transmissão de tensão aos implantes.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Esta revisão de literatura foi realizada através de busca eletrônica na base de dados Pubmed de artigos relacionados à palavra-chave *overdenture*. Os artigos que foram incluídos abordavam as seguintes variáveis: satisfação, força de retenção, manutenção, movimentação, fatores relacionados à mastigação, tipo de antagonista, oclusão, parâmetros clínicos, e quantidade de rebordo remanescente. Sendo todos referentes a *overdentures* mandibulares.

O primeiro estudo clínico longitudinal realizado com *overdentures* foi de Steenberghe, *et al.* (1987). Estes autores estavam entre os primeiros a propor apenas dois implantes na mandíbula, alcançando 98 % de sucesso após cinco anos de estudo. Outros autores também observaram altas taxas de sucesso (MERICSKE-STERN *et al.*, 1994; JEMT *et al.*, 1996; NAERT *et al.*, 1999). No entanto, controvérsias quanto às indicações e conceitos deste tipo de tratamento foram notadas (BATENBURG *et al.*, 1998; BURNS, 2000).

Alguns fatores são críticos para o sucesso deste tipo de tratamento. Fatores como preservação óssea, efeito da arcada antagonista, quantidade de implantes, sistema de retenção, tempo de carregamento, necessidade de manutenção e satisfação do paciente (SADOWSKY, 2001).

Para a avaliação dos fatores citados acima foi proposto um protocolo baseado em seis campos: sucesso, sobrevivência, perda do acompanhamento do paciente, morte, necessidade de reparos, e necessidade de reconfecção, a partir dos quais, o tipo de prótese, tipo de retentor e sistema de implantes pudessem ser comparados. Entre estes campos foram distribuídas doze categorias, associadas a problemas com componentes de retentores (matrix e patrix), necessidade de reembasamento, integridade da prótese e condição da mucosa peri-implantar . O tipo de suporte (mucoso ou implantar) e o tipo de arco antagonista, assim como os custos devem

ser considerados. Segundo os autores deste protocolo, a avaliação destes fatores deve ser realizada em conjunto com uma categorização padronizada do impacto fisiológico e psicossocial deste tipo de tratamento nos pacientes (PAYNE *et al.*, 2001).

Considerando a análise destes fatores, esta revisão foi dividida em artigos relacionados com avaliações de parâmetros clínicos, biomecânicos, mastigatórios e de satisfação.

2.1. Avaliação de Parâmetros Clínicos

Gotfredsen e Holm (2000) avaliaram as condições peri-implantares e a necessidade de manutenção de *overdentures* mandibulares com *o'rings* ou barra pelo período de 5 anos. Foram colocados dois implantes na região interforaminal, em 26 pacientes. O tipo de tratamento foi definido de forma aleatória, ficando 11 pacientes no grupo de barra e 15 no grupo de *o'rings*. Índice de placa, índice gengival e profundidade de sondagem foram avaliados em cada implante. Valores de Periotest foram coletados e radiografias intraorais foram realizadas periodicamente, de forma padronizada. Nenhum implante foi perdido durante o período avaliado. A saúde peri-implantar se manteve estável pelos 5 anos, não havendo diferença entre os grupos quanto aos parâmetros testados. A frequência de reparos foi maior para o grupo de barras no primeiro ano. Nos anos seguintes não houve diferenças. Concluíram que, pelo período de cinco anos, não houve diferença entre *o'rings* e barra quanto a perda óssea marginal e a saúde da mucosa peri-

implantar, no entanto a frequência de complicações técnicas ou reparos foi maior para *overdentures* com barra.

Dudic e Mericske-Stern (2002) analisaram três categorias de complicações em relação ao tipo de retentor de *overdentures* mandibulares. Acompanharam, por um período de 5 a 15 anos, 119 pacientes que possuíam um total de 258 implantes. 75 pacientes usaram *overdentures* com sistema de retenção resiliente (*o'rings* ou barra cilíndrica) e 44, sistema de retenção rígido (Barra Dolder U, com ou sem extensão distal). A incidência de complicações foi calculada pelo período total e no segundo e quinto ano de acompanhamento. As três categorias de complicação foram: falhas dos componentes dos implantes; falhas estruturais e mecânicas das próteses e necessidade de ajustes protéticos. Os resultados não demonstraram diferenças no número de complicações entre os sistemas resiliente e rígido. A perda, soltura ou fratura da parte fêmea do retentor, assim como reparos e reembasamento da base da prótese, foram as complicações mais frequentes no grupo de sistema resiliente. No grupo de sistema rígido, a complicação mais frequente foi o afrouxamento da barra. Os autores concluíram que não houve diferença significativa entre os grupos, no entanto sugerem ligeira superioridade dos sistemas rígidos.

Wright, *et al.* (2002) avaliaram a reabsorção do rebordo residual posterior em usuários de *overdentures* mandibulares sobre dois implantes unidos por barra (n=21) e em usuários de próteses totais fixas sobre 5 ou 6 implantes (n=23). Mensurações foram realizadas em traçados digitais de radiografias panorâmicas. Os dados foram coletados após a instalação das próteses e ao final dos 7 anos. Com o uso de *overdentures* houve uma redução média do rebordo de 1,1% ao ano, enquanto em próteses fixas, um aumento de 1,65% ao ano foi observado. Concluíram que *overdentures* demonstraram baixa reabsorção do rebordo residual posterior e que

nos pacientes que usaram próteses totais fixas houve aposição óssea nesta mesma área.

Kordatzis, Wright e Meijer (2003) avaliaram a reabsorção do rebordo posterior em usuários de próteses totais convencionais e *overdentures* mandibulares sobre dois implantes unidos por barra. As medições foram realizadas em exames tomográficos realizados antes e após 5 anos da instalação das próteses. As comparações foram realizadas por proporção, reduzindo os erros causados por distorções e magnificações. Observaram que a redução média da altura do rebordo foi de 1,25 mm em cinco anos. As próteses totais convencionais apresentaram redução de 1,63 mm, enquanto nas *overdentures* essa redução foi 0,69 mm.

Assad, *et al.* (2004) comparam dois tipos de suporte de *overdentures*. Dez pacientes desdentados receberam dois implantes cada. Foram divididos em dois grupos. Um grupo recebeu *overdentures* retidas por magnetos (suporte mucoso) e outro retidas por barra (suporte combinado entre implante e mucosa). Ambos receberam próteses totais convencionais maxilares. Avaliações clínicas foram realizadas imediatamente após a entrega das próteses e após 6, 12 e 18 meses. Os resultados demonstraram que *overdentures* com suporte mucoso apresentaram menor reabsorção óssea na região distal dos implantes. O índice de biofilme foi maior para o grupo com magnetos. Após 18 meses, o grupo de barra apresentou maior inflamação gengival que o grupo de magnetos. Os autores concluíram que o tipo de retentor ou suporte pode afetar a presença de inflamação gengival ou acúmulo de biofilme.

Naert, *et al.* (2004), após dez anos de acompanhamento, avaliaram 26 pacientes usuários de *overdentures* mandibulares sobre dois implantes com diferentes sistemas de retenção. Foram avaliados o índice de biofilme, índice de

sangramento, alteração no nível de inserção, valores de Periotest e nível ósseo marginal. Os tipos de retentores foram: magnetos, *o'rings* e barra. As avaliações foram realizadas 4, 12, 60 e 120 meses após a instalação dos intermediários. Após 120 meses, nenhum implante foi perdido. Não houve diferença significativa para os parâmetros avaliados entre os grupos testados. Observaram que a perda óssea marginal anual, excluído a dos primeiros meses de remodelação, se comparou a perda observada em dentes naturais saudáveis. Concluíram que *overdentures* mandibulares sobre dois implantes tem um excelente prognóstico, independente do tipo de retentor utilizado.

Visser, *et al.* (2005) realizaram estudo prospectivo com 60 pacientes avaliando *overdentures* mandibulares sobre dois ou quatro implantes unidos por barra. Os parâmetros avaliados foram: a sobrevivência dos implantes, condições dos tecidos duro e mole peri-implantares, necessidade de cuidados após cirurgia e prótese, e satisfação. Os dados foram coletados, de forma padronizada, seis semanas após a instalação das próteses e anualmente até o quinto ano de carga funcional. Após o período de avaliação, um implante foi perdido no grupo com dois implantes. O grupo com dois implantes apresentou maior necessidade de reparos protéticos, enquanto o grupo com quatro, necessitou de correção de problemas relacionados aos tecidos moles. Nos outros parâmetros não houve diferença entre os grupos. Concluíram que não houve diferenças clínicas e radiográficas entre *overdentures* sobre dois ou quatro implantes durante os cinco anos de estudo. Os pacientes de ambos os grupos ficaram satisfeitos com os tratamentos.

Lachmann, *et al.* (2007) realizaram avaliações clínicas, microbiológicas e imunológicas do tecido peri-implantar em *overdentures* mandibulares retidas por barra ou *o'rings*. Dez pacientes receberam dois implantes na região interforaminal e

foram acompanhados por sete anos. Anualmente, foram realizados testes de profundidade de sondagem, presença de sangramento e biofilme, taxa de fluxo de fluido do sulco, estabilidade dos implantes (Periotest), concentração relativa de *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Prevotella intermedia*, *Fusobacterium nucleatum*, *Porphyromonas gingivalis*, *Tannerella forsythensis*, e *Treponema denticola*, e concentração sulcular de interleucina-1 β e prostaglandina E2. Os resultados não apresentaram diferenças entre nenhum dos parâmetros testados. Os autores concluíram que *overdentures* retidas por barra ou *o'rings* foram satisfatórias microbiológica, imunológica e clinicamente por longo tempo de uso por pacientes com boa higiene.

De Jong, *et al.* (2010) avaliaram o grau de reabsorção óssea do rebordo posterior em pacientes usuários de *overdentures* mandibulares sobre dois ou quatro implantes unidos por barras. Trinta pacientes foram avaliados em cada grupo. As mensurações foram realizadas imediatamente após a instalação das próteses e após dez anos. *Overdentures* sobre dois implantes apresentaram redução óssea de 10% na área avaliada, enquanto sobre quatro implantes, a redução foi de 6%. Os autores concluíram que foi estatisticamente significativa a diferença de reabsorção óssea no rebordo posterior entre *overdentures* sobre dois e quatro implantes.

Weinländer, Piehslinger e Krennmair (2010) analisaram as condições peri-implantares e a necessidade de manutenção de *overdentures* sobre implantes esplintados. Setenta e seis pacientes receberam dois ou quatro implantes na região interforaminal e foram divididos em três grupos, de acordo com o tipo de retentor. Grupo 1 - recebeu dois implantes unidos por barra oval, Grupo 2 – recebeu quatro implantes unidos por barras ovais e Grupo 3 – recebeu quatro implantes com barra fresada. Sobrevivência dos implantes; reabsorção óssea marginal; profundidade de

sondagem; índices de biofilme, de sangramento, de cálculo e gengival; e necessidade de manutenção foram os parâmetros avaliados. Após cinco anos de avaliação, a taxa de sobrevivência dos implantes foi de 100%. Não foi observada diferença entre os grupos quanto aos parâmetros peri-implantares. O grupo 3 apresentou menor necessidade de manutenção pós instalação das próteses. Os autores concluíram que a condição peri-implantar é independente do tipo de mecanismo de retenção (rígido ou resiliente) e que *overdentures* sobre quatro implantes e barra fresada necessitam de menos manutenção.

Bilhan, *et al.* (2011) estudaram a influência do tipo de retentor, número de implantes, idade, sexo e força de mordida na ocorrência de complicações em *overdentures* mandibulares após um ano de uso. Cinquenta e nove pacientes foram incluídos neste estudo. Os tipos de *overdenture* foram: sobre dois implantes com *Locator* ou *o'rings*; sobre três implantes unitários, sobre três implantes unidos por barra e sobre quatro implantes unidos por barra. Avaliaram a oclusão, adaptação dos tecidos, condições dos retentores (matriz e patriz) e condições dos tecidos de suporte. Os resultados mostraram que não existe relação significativa entre força de mordida, tipo de retentor, número de implantes e ocorrência de complicações. A única exceção foi a necessidade de reembasamento, que teve maior incidência em *overdentures* retidas por *o'rings*. Os autores concluíram que não houve relação entre a ocorrência de complicações e os fatores estudados.

Bilhan, Mumcu e Arat (2011) realizaram estudo avaliando a influência de tipos de retentor de *overdentures* mandibulares na perda óssea marginal. Cinquenta e um pacientes foram avaliados clinicamente quanto ao índice de biofilme, índice de sangramento, profundidade de sondagem, e perda óssea peri-implantar. Medições de radiografias panorâmicas também foram realizadas. Os exames foram realizados

em 6, 12, 24 e 36 meses após a colocação da prótese. Os tipos de *overdentures* foram: retidas por dois *o'rings*, retidas por três *o'rings*, retidas por quatro *o'rings*, retidas por barras sobre três implantes e retidas por barras retidas por quatro implantes. Os resultados de perda óssea foram correlacionados com sexo, idade, diâmetro e comprimento dos implantes e se estavam esplintados ou não. Os resultados demonstraram não haver diferença entre retentores esplintados ou não na perda óssea marginal mesial e distal aos implantes. A perda óssea foi significativa em situações de cantiléver. Os autores concluíram que sexo, idade e diâmetro dos implantes não influenciam a perda óssea, mas que o comprimento do implante tem importante papel na manutenção óssea. O tipo de retentor não influencia na perda óssea marginal, mas a presença de cantilever a aumenta.

Tymstra, *et al.* (2011) estudaram o efeito do uso de *overdentures* mandibulares sobre dois ou quatro implantes unidos por barras ou próteses totais convencionais na reabsorção óssea da região anterior da maxila e posterior da mandíbula em desdentados totais. Cento e vinte pacientes, sendo trinta em cada grupo de *overdentures* e sessenta com próteses convencionais, foram incluídos neste estudo. Todos receberam próteses totais convencionais maxilares. Exames radiográficos foram realizados antes e após 10 anos do tratamento. Após o período do estudo, ocorreu perda óssea significativa nas áreas estudadas. Não houve diferença entre os grupos em ambas as áreas. Os autores afirmaram que pacientes usuários de *overdentures* não são mais suscetíveis a perda óssea do rebordo residual que pacientes usuários de próteses totais convencionais.

Geckili, Mumcu e Bilhan (2012) estudaram o efeito do tipo de retentor, número de implantes, idade, sexo, e força máxima de mordida na perda óssea marginal de implantes suporte de *overdentures*. Sessenta e dois pacientes foram reabilitados

com dois, três ou quatro implantes mandibulares. Os tipos de retentores foram: barras sobre três e quatro implantes, o' rings sobre três implantes, o' rings e *Locators* sobre dois implantes. A avaliação foi feita por medição de radiografias panorâmicas tomadas no início do tratamento e após quatro anos. Os resultados mostraram que quanto maior a força máxima de mordida, maior a perda óssea marginal. Os outros fatores avaliados não demonstraram correlação com a perda óssea.

Stoker, van Waas e Wismeijer (2012) avaliaram a relação de perda óssea marginal a parâmetros clínicos em três tipos de *overdentures* mandibulares. Por uma média de 8,3 anos, noventa e quatro pacientes foram avaliados quanto ao índice de biofilme e sangramento, profundidade de sondagem e exames radiográficos. Pacientes fumantes e não-fumantes foram comparados. Os três tipos de *overdentures* estudadas foram: sobre dois implantes e retentores bola (G1), sobre dois implantes unidos por barra oval (G2) e sobre quatro implantes unidos por três barras (G3). *Overdentures* G1 apresentaram índice de biofilme menor que os outros grupos, porém não houve correlação com os outros parâmetros estudados. *Overdentures* sobre quatro implantes apresentaram maior perda óssea marginal. A profundidade de sondagem foi correlacionada a quantidade de perda óssea peri-implantar. Em pacientes fumantes, a perda óssea foi quase o dobro da observada em pacientes não fumantes. Concluíram que *overdentures* sobre dois implantes apresentam menor perda óssea que *overdentures* sobre quatro implantes. E que fumar é um risco para a sobrevivência em longo prazo de implantes

2.2. Avaliações Biomecânicas

2.2.1. Movimentos de *Overdentures*

Setz, Wright e Ferman (2000) quantificaram por método (*in vitro*) de transdutores de efeito hall, a movimentação de *overdentures* mandibulares sobre dois implantes. Testaram diferentes locais de aplicação de carga: posição cêntrica com diferentes distâncias em relação à linha entre os implantes e posição lateral à prótese, na região vestibular entre pré-molar e molar. Avaliaram também tipos de retentores: bola, barra oval, barra cilíndrica, barra com laterais paralelas e como controle a ausência de retentores. Cada grupo teve cinco repetições. Após a análise dos resultados, observaram que o método utilizado foi viável para quantificar a movimentação das próteses. Não houve diferença na quantidade de movimentação entre os tipos de retentores. A única exceção foi durante carga lateral, onde o grupo de barra com laterais paralelas apresentou menor movimentação que o grupo com bola. Concluíram que sob carga lateral, a geometria do suporte anterior é de grande importância para a estabilidade da prótese e que aspectos da aplicação de carga foram mais relevantes que a escolha de retentores.

Kimoto, *et al.* (2009) estudaram a frequência e severidade da rotação de *overdentures* inferiores sobre dois retentores bola. Avaliaram, também, a influência na satisfação e habilidade mastigatória dos pacientes e os fatores envolvidos no movimento de rotação. Através de questionários, puderam observar que 37 dos 79 pacientes envolvidos apresentavam ciência do movimento da prótese. Concluíram que o movimento de rotação possui efeito negativo na percepção de habilidade mastigatória e é associado ao posicionamento dos dentes anteriores e o comprimento da prótese, assim como o grau de reabsorção alveolar. O nível de desconforto foi 39/100 (100 mm Visual Analogue Scale - VAS). No entanto, não observaram relação entre as taxas de satisfação geral e percepção de habilidade

mastigatória. Todos os pacientes apresentaram nível de satisfação geral alta, mesmo quase metade deles apresentando rotação da *overdenture*.

2.2.2. Análise de Tensão

Kenney e Richards, (1998) avaliaram por meio da fotoelasticidade dois sistemas de retenção de *overdentures* retidas por dois implantes. Foram ancorados dois implantes em mandíbula fotoelástica e então, confeccionadas *overdentures*. A superfície de contato das próteses foi recoberta com silicone de adição para simular a mucosa oral. Os sistemas de retenção analisados foram bola/*o'ring* e barra clipe. As próteses receberam aplicação unilateral de cargas verticais e oblíquas de 10 a 200 lb na região de primeiro molar esquerdo e direito. A análise dos resultados mostrou que com cargas verticais o sistema bola/ *o'ring* transferiu tensão mínima para ambos os implantes, no sistema barra clipe, este tipo de aplicação de carga gerou imediatamente padrões de tensão de maior intensidade e concentração nos dois implantes. Na aplicação de carga posterior oblíqua os padrões de tensão foram similares para ambos os sistemas. Concluíram que o sistema bola/*o'ring* transfere menos tensão aos implantes que o sistema barra clipe quando os modelos fotoelásticos foram submetidos à aplicação de carga posterior vertical.

Tokuhisa, Matsushita e Koyano (2003) compararam padrões de tensão e movimento de *overdentures* sobre dois implantes com três tipos de retentores. Avaliaram barra, *o'rings* e magnetos. Foram usados extensômetros para medir a tensão nos implantes e sensores de movimento por campo magnético para medir a

movimentação das próteses. Foi aplicada carga de 0 a 50N (com intervalos de 5N) na região do primeiro molar. Foi observado que o sistema de barra induziu maior quantidade de força axial e momento de flexão em ambos os implantes, mas a prótese apresentou estabilidade. Os magnetos apresentaram os menores momentos de flexão, mas foram as próteses com maior movimentação. *O'rings* induziram força axial e momento de flexão concentrado no implante do lado carregado, no entanto a magnitude foi a menor e a movimentação da prótese foi similar ao grupo com barra. Concluíram que o uso de *o'rings* em *overdentures* pode ser vantajoso por melhorar a distribuição de tensões, minimizando a movimentação da prótese.

Sadowsky e Caputo (2004) estudaram, por meio da fotoelasticidade, *overdentures* com dois e três implantes unidos por barras com cantilever de 7 mm. Quatro tipos de prótese foram avaliados: sobre dois implantes com cliques ou plungers distais, sobre três implantes com cliques ou plungers distais. Aplicaram carga vertical de 15 e 30 lbf no primeiro molar esquerdo e 15 lbf no primeiro pré-molar esquerdo. Observaram que, em todas as condições testadas, os quatro tipos de prótese transmitiram pouca tensão ao implante ipsilateral, assim como para o contralateral. A presença de plungers nas barras sobre dois implantes apresentou maior divisão de tensão com o rebordo edêntulo que os cliques na barra sobre três implantes, resultando em menos tensão nos implantes.

Akça, *et al.* (2007) compararam a transmissão de tensão ao osso cortical por *overdentures* esplintadas e não-esplintadas usando extensômetros. Utilizando quatro mandíbulas de cadáveres humanos frescos, confeccionaram três tipos de *overdentures* sobre dois implantes. Duas esplintadas, com barra e com barra e cantilever, e uma não esplintada, com *o'rings*. Dois tipos de aplicação de carga foram realizados, 10 mm anterior e 15 mm posterior, em relação aos implantes. A

carga máxima foi de 100 N. Extensômetros foram colados à tábua óssea vestibular adjacente aos implantes. Após análise dos resultados os autores concluíram que implantes esplintados, independente do tipo de barra, reduzem significativamente a quantidade de tensão transmitida a tábua óssea vestibular quando comparados a implantes não esplintados.

Cekiç, Akça e Cehreli (2007) avaliaram tensões transmitidas aos implantes de três tipos de *overdentures* mandibulares. Compararam *overdentures* sobre dois implantes com dois *o'rings*, com barra e com barra com cantilever de 8 mm. A simulação foi realizada utilizando modelos acrílicos de mandíbula. Na região distal dos implantes foram colocados extensômetros e foram aplicadas cargas unilaterais, verticais e oblíquas, de 20, 40 e 60 N na região do segundo pré-molar. A análise do implante do lado carregado demonstrou maior tensão em *overdentures* com *o'rings*, independente da condição de carga. Os grupos com barra apresentaram maior tensão no implante do lado não carregado. Os autores concluíram que no grupo de *o'rings* não ocorreu distribuição de tensões entre os implantes, ficando sujeitos a uma maior tensão que os grupos com barra.

Celik e Uludag (2007) realizaram um estudo com o propósito de avaliar, pela técnica fotoelástica, a transmissão de tensões de quatro tipos de sistemas de retenção para *overdentures* sobre 3 implantes, orientados verticalmente ou inclinados. Foram criados dois modelos fotoelásticos simulando uma mandíbula desdentada, um recebeu três implantes colocados paralelamente e orientados verticalmente, o outro modelo recebeu um implante verticalmente orientado na linha média e os outros dois posicionados com 20 graus de divergência do implante central. Quatro mecanismos de retenção foram estudados: *Locator*, bola, barra e barra com *o'rings* nas extremidades. Carga vertical de 135 N foi aplicada na fossa

central do 1º molar das *overdentures*. Para implantes esplintados e não-esplintados foram encontradas tensões moderadas (entre 1 e 3 franjas) e leves (até 1 franja) nos quatro sistemas de retenção. Tanto para o modelo com implantes verticais, como angulados, os menores níveis de tensão foram encontrados para o sistema barra clipe com bola/*o'ring* nas extremidades. Este sistema apresentou tensões leves em todos os implantes, enquanto que os sistemas não-esplintados apresentaram tensões moderadas nos implantes do lado carregado. Para o modelo com implantes verticais, as tensões foram distribuídas por todos os implantes, com exceção do sistema bola, que demonstrou pouca tensão nos implantes do lado não carregado.

Assunção, *et al.* (2008), em análise de elementos finitos bidimensional, comparou a transmissão de tensão de próteses totais convencionais mandibulares e *overdentures* com diferentes tipos de conectores. Os grupos foram: prótese total convencional, *overdentures* sobre dois implantes com barra e *overdentures* com dois implantes e *o'rings*. Sobre o primeiro molar esquerdo foi aplicada carga de 100 N. Prótese total convencional demonstrou os menores níveis de tensão. *Overdentures* com barra transmitiram menos tensão que *overdentures* com *o'rings*. Concluíram que o uso de conectores aumenta a quantidade de tensão e que o tipo barra favorece a redução da distribuição tensão quando comparado a *o'rings*.

Barão, *et al.* (2008) avaliaram a influência da espessura e resiliência da mucosa na transmissão de tensão em *overdentures* mandibulares sobre dois implantes. A partir de um modelo de elementos finitos bidimensional, compararam *overdentures* com barra e com barra e *o'rings* distais. Três condições de mucosa foram estudadas: rígida, resiliente e macia, com 1, 3 e 5 mm de espessura, respectivamente. Para realização da análise foi aplicada carga de 100 N na incisal dos dentes incisivos centrais. Notaram que, independente das características de

mucosa, *overdentures* com barra apresentaram maiores níveis de tensão. O aumento de espessura e resiliência da mucosa causou a diminuição dos valores de tensão. Dos tecidos analisados, o osso cortical foi o que teve maiores valores de tensão. Concluíram que o uso de *overdentures* com barra e *o'rings* distais melhora a distribuição de tensões.

Barão, *et al.* (2009) compararam pelo método de elementos finitos próteses totais convencionais e *overdentures* com diferentes tipos de sistemas de retenção. Quatro modelos de mandíbula com 2 implantes foram confeccionados: grupo A (controle): prótese total convencional; grupo B: *overdenture* retida por dois implantes esplintados por sistema de barra clipe; grupo C: *overdenture* retida por dois implantes não-esplintados com sistema de bola/*o'ring*; grupo D: *overdenture* retida por dois implantes esplintados por sistema de barra clipe com bola/*o'ring* posicionados nas extremidades. Realizou-se aplicação de carga vertical de 100 N na região de incisivos centrais. Após análise computacional foi observado que o valor mais baixo de tensão geral máxima (em MPa) encontrava-se no grupo A (64,305) seguida pelos grupos C (119,006), D (258,650), e B (349,873). A mesma tendência ocorreu nos tecidos de suporte, com valores mais altos de tensão para o osso cortical. Implantes não-esplintados associados ao sistema de conexão bola/*o'ring* (grupo C) apresentaram os menores valores de tensão máxima em todos os grupos de *overdentures*. Além disso, bola/*o'ring* melhorou a distribuição de tensões quando associado com o sistema de barra clipe (grupo D).

Prakash, D'souza e Adhikari (2009) realizaram estudo avaliando a transmissão de tensões de três tipos de retentores para *overdentures* mandibulares. A partir de uma tomografia computadorizada de uma mandíbula desdentada humana, desenvolveram três modelos de elementos finitos anatômicos e precisos. O

modelo 1 simulava *overdenture* sobre dois implantes e barra, o modelo 2, *overdenture* sobre quatro implantes e três barras, o modelo 3, *overdenture* sobre quatro implantes com barras unindo apenas os implantes mediais com os distais lateralmente. Carga de 100 N foi aplicada de forma distribuída sobre os cliques. Foram analisadas as tensões máximas de von Mises nas barras e na interface osso/implante dos três modelos. A flexão de mandíbula e das barras também foi analisada. A tensão máxima foi observada no modelo 1 localizada na região central da barra. Pequena diferença foi observados nos modelos 2 e 3, sendo o modelo 2 o que apresentou menor tensão. Em ambos, a tensão ficou localizada na junção da barra com o intermediário. Para a tensão na interface osso/implante, o mesmo comportamento dos modelos foi observado. Os autores observaram que a menor flexão de mandíbula e barra ocorreu no modelo 3 e a maior no modelo 2. Com isso, concluíram que *overdentures* sobre quatro implantes e barras unindo apenas os implantes mediais com os distais lateralmente é a escolha melhor dentre os tipos estudados.

Machado, *et al.* (2011) compararam a transmissão de tensão de *overdentures*, com três tipos de retenção, por meio da fotoelasticidade. Analisaram *overdenture* sobre dois implantes com *o'rings*, *overdenture* com dois implantes unidos por barra e *overdenture* sobre quatro implantes unidos por barras com *o'rings* distais. Realizaram três tipos de aplicação de carga: bilateral, no centro do primeiro molar esquerdo e direito e na região entre os incisivos centrais, todos com 100 N. Os resultados demonstraram que *overdenture* sobre dois implantes com *o'rings* transmitiu menos tensão aos implantes, distribuindo a tensão entre o rebordo posterior e os implantes. *Overdenture* sobre quatro implantes apresentou concentração de tensão nos implantes distais, não distribuindo para os outros

implantes e rebordo. O uso de dois implantes e barra mostrou nível intermediário de tensão, mas com uma maior uniformidade de distribuição entre rebordo e implantes. Os autores concluíram que, por essas razões, *overdentures* sobre dois implantes unidos por barra são a melhor alternativa.

Takeshita, Kanazawa e Minakuchi (2011) estudaram a tensão gerada no osso peri-implantar por diferentes tipos de retentores de *overdentures* durante remoção da prótese e aplicação de carga. Utilizando modelos acrílicos de mandíbula desdentada com dois implantes na região dos caninos, compararam, por extensometria, *o'rings*, barra e magnetos. Aferiram as tensões e a força de retenção em três tipos de deslocamento: vertical, anterior e posterior. Também realizaram aplicação de carga unilateral de 100 N, perpendicular ao plano oclusal, nas regiões de primeiro molar esquerdo e direito, e de incisivos. O grupo de barra apresentou a maior força de retenção e reduzido nível de tensão no deslocamento posterior. O grupo de *o'rings* teve a maior quantidade de tensão nas aplicações de carga sobre os molares. Os magnetos tiveram a menor força de retenção e os maiores níveis de tensão durante carga na região anterior.

2.2.3. Força de Retenção

Breedin, *et al.* (1996) investigaram a força de retenção de sistema de barra sobre dois pilares com um ou dois cliques, antes e após simulação de função. Cada grupo teve cinco espécimes. No grupo com um clipe, este foi posicionado no centro da barra. No grupo com dois cliques, estes ficaram alinhados e distantes 7,5 mm.

Utilizando máquina de ensaios universal, a força de retenção foi aferida na primeira e segunda remoção do clipe da barra correspondente. Após, mais dez remoções foram realizadas, mas não foram avaliadas. Mais três remoções foram feitas, sendo a média delas correspondente ao valor de retenção pré-teste. Então realizaram a simulação de função, com aplicação de carga de 2,5 Kg sobre a área da barra, com velocidade de 120 ciclos por minuto durante 48 horas, totalizando 345600 ciclos. Em seguida, mais três remoções foram realizadas, e a média correspondeu ao valor pós-teste. Após a análise dos dados, os autores observaram que a primeira remoção já é suficiente para haver uma redução na força de retenção, e que há uma queda acentuada até 12 a 15 remoções. Indicam que antes da instalação no pacientes, sejam realizadas de 12 a 15 remoções. Concluíram que dois cliques promovem maior força de retenção. Independente do grupo, a simulação de função não causou nenhuma mudança significativa na retenção.

Van Kampe, *et al.* (2003) realizaram estudo *in vivo*, onde avaliaram força de retenção inicial e após 3 meses de função, assim como manutenção pós instalação e complicações em *overdentures* mandibulares com bola/*o'ring*, barra/clipe ou magnetos. Dezoito pacientes edêntulos receberam dois implantes na região interforaminal da mandíbula e novas próteses. Todos os pacientes utilizaram os três tipos de próteses. A força de retenção foi medida intraoralmente de forma padronizada. Os resultados apresentados demonstraram não existir diferença na força de retenção entre o tempo inicial e após 3 meses em todos os grupos avaliados. A força de retenção para magnetos, barra/clipe, bola/*o'ring* foi 8,1, 31,3 e 29,7 N, respectivamente. O grupo que apresentou mais complicações pós-instalação foi o de magnetos. O grupo bola/*o'ring* apresentou poucas complicações (4 de 36). E

essas complicações foram de fácil resolução. O grupo de barra/clipe não apresentou nenhuma complicação no tempo estudado.

Botega, *et al.* (2004) realizaram um estudo que avaliou a força da retenção e a resistência à fadiga de dois sistemas de retenção de *overdentures*. Vinte amostras (bola/*o'ring* e barra clipe) de dois fabricantes (Conexão Sistemas de Prótese e Lifecore Biomedical) foram preparadas e divididas em quatro grupos: (A) Conexão/bola/*o'ring*; (B) Conexão/barra clipe; (C) Lifecore/bola/*o'ring* e (D) Lifecore/barra clipe, com cinco amostras em cada grupo. Foram submetidas ao teste mecânico de fadiga usando uma máquina que executava 5500 ciclos de inserção e remoção ($f = 0,8$ hertz), imersos em saliva artificial. Os valores de força de retenção foram obtidos três vezes (inicial, 3000 e após 5500 ciclos) simulando o uso clínico. Os autores concluíram que os sistemas avaliados mostraram valores satisfatórios de força da retenção, antes e após teste de fadiga. Os espécimes Conexão/barra clipe apresentaram os valores mais elevados; e a simulação de cinco anos da inserção e remoção não diminuiu os valores de retenção ou fraturou componentes.

Varghese, *et al.* (2007) estudaram a influência de agentes higienizadores de *overdentures* na força de retenção de cliques de Hader amarelos. Os agentes utilizados foram Polident Regular, Polident Overnight, Efferdent, 5.25% de Hipoclorito de sódio (NaOCl, diluição 1:10) 15 min/dia, NaOCl (diluição 1:10) 8 horas/dia, água e como controle ambiente seco. As medições de força de retenção foram feitas antes e após o período de imersão. Após análise dos resultados concluíram que, em soluções comerciais efervescentes (Polident 5 Minute, Polident Overnight, and Efferdent), os cliques não sofreram alterações durante simulação de 6 meses de uso. No entanto, o hipoclorito de sódio causou o aumento da força de

retenção, o que para os autores deve ser associado à redução da durabilidade dos cliques.

Doukas, *et al.* (2008) avaliaram *in vitro* a retenção sob fadiga de 5 sistemas de retenção de *overdentures* colocados em 3 distâncias inter-implantares (19, 23, e 29 mm). Os sistemas testados foram: Barra/clipe vermelho (Metalor); Barra/clipe amarelo (Metalor); Barra/clipe branco (Metalor); Bola/*o'ring* (Astra Tech); Magnetos (Alchi Steel). Os sistemas foram removidos a cada 15 dias e submetidos com cuidado a 45 trações manuais. Completadas as trações, foram armazenados em água destilada por mais 15 dias, foram removidos outra vez e sujeitos a um novo ciclo de fadiga. Este procedimento foi repetido 12 vezes para simular um período de 6 meses de uso. Os resultados demonstraram que somente os cliques plásticos vermelhos e amarelos foram afetados pela distância inter-implantar. Os autores concluíram que após o uso simulado, os cliques plásticos vermelhos ou amarelos para barras tiveram pior desempenho quando colocados próximos. A perda de retenção após uso clínico simulado de 6 meses foi observada para todos os sistemas, exceto ímãs. Bola /*o'ring* é o sistema de escolha em todas as distâncias inter-implantares.

Em 2009, Evtimovska, *et al.* avaliaram as mudanças nos valores de retenção de *overdentures* durante múltiplas inserções e remoções, com os sistemas Barra de Hader/clipe e *Locator*. Testaram três grupos, clipe Hader amarelo, *Locator* Branco e *Locator* verde, cada um com 21 espécimes. O grupo *Locator* verde foi testado em implantes divergentes 20 graus. Cada espécime recebeu 20 trações em máquina de ensaios universal. Os valores foram comparados entre cada tração, e após a normalização do primeiro valor como sendo o valor máximo, foi comparada a porcentagem de retenção entre os grupos. Os grupos com *Locator* apresentaram

maiores valores de retenção que o grupo de clipe Hader amarelo, no entanto este apresentou a menor porcentagem de perda de retenção durante as 20 trações. O grupo com implantes angulados apresentou a maior perda de retenção ao longo do tempo. Os autores recomendam ao clínico remover e colocar a *overdenture* múltiplas vezes antes de entregá-la ao paciente.

Abi Nader, *et al.* (2011) analisaram a influência da simulação de ciclagem mastigatória na força de retenção de *retentores* não esplintados em *overdentures*. Usaram dois tipos de retentores: bola/*o'ring* e *Locator*. Realizaram o total de 400000 ciclos, a cada 100000 realizam teste de força de retenção. Após a análise dos dados, observaram que o grupo com bola/*o'ring* apresentou valores mais baixos de retenção, se mantendo constante durante toda a ciclagem. O sistema *Locator* apresentou valores elevados no momento inicial. A forma cilíndrica, grande área de contato, retenção externa e interna adjacente a superfícies paralelas são fatores importantes para explicar estes valores. No entanto, após a ciclagem, o grupo *Locator* perdeu 40% do valor de força de retenção inicial. Concluíram que a mastigação é o principal fator associado à necessidade de manutenção do sistema *Locator* e não influencia o sistema bola/*o'ring*.

2.3. Avaliação de Mastigação

Bakke, Holm e Gottfredsen (2002) avaliaram força de mordida, eficiência mastigatória, atividade eletromiográfica e satisfação de pacientes desdentados totais, antes e após tratamento com *overdentures* mandibulares. Doze pacientes,

portadores de prótese totais há pelo menos cinco anos e que apresentavam boa saúde geral, foram incluídos neste estudo. Todos receberam próteses totais convencionais novas. Após seis meses de uso, *overdentures* mandibulares sobre dois implantes foram instaladas, cinco receberam sistema bola/o'ring e sete barra/clipe. Avaliações foram feitas 3 meses, um ano e cinco anos após. Os resultados demonstraram que após o tratamento com *overdenture*, todos os pacientes puderam mastigar alimentos duros e difíceis, a força de mordida e a atividade mastigatória aumentaram e a duração dos ciclos mastigatórios diminuiu, assim como a presença de dor durante a mastigação. Todos os pacientes sentiram melhora da função, no entanto, sete deles não ficaram totalmente satisfeitos com o tratamento. Entre os totalmente satisfeitos e os não, não foram observadas diferenças quanto ao tipo de sistema de retentores, número de correções da *overdenture*, reconfecção da prótese maxilar, número de dentes ocluindo, recuperação de DVO ou atividade postural. A atividade dos músculos elevadores durante mordida e mastigação foi significativamente menor no grupo de pacientes não totalmente satisfeitos, inclusive antes da colocação de implantes. Os autores concluíram que *overdenture* mandibulares promovem melhor função de mastigatória e maior força de mordida que próteses totais convencionais. E que a capacidade muscular pode ser um fator para determinar o prognóstico de satisfação do paciente.

Chen, *et al.* (2002) avaliaram eficiência mastigatória de pacientes portadores de *overdentures* sobre implantes, *overdentures* sobre dentes e próteses totais convencionais mandibulares. Os resultados foram correlacionados com traçados de excursão mandibular e eletromiografia. Os participantes, 14 por grupo, foram submetidos aos ensaios duas vezes, em tempos diferentes, uma para quantificar a eficiência mastigatória e outra para a análise de excursão mandibular e

eletromiografia. Os resultados demonstraram que *overdentures* sobre implantes apresentam maior eficiência mastigatória, seguido por *overdentures* sobre dentes, e próteses totais convencionais. A eficiência mastigatória é mais correlacionada com excursão mandibular e menos com a atividade eletromiográfica do temporal e masseter. Participantes usuários de *overdentures* sobre implantes apresentaram melhor controle e centralização terminal do ciclo mastigatório que portadores de prótese totais convencionais.

Van Kampen, *et al.* (2004) avaliaram, em estudo *cross-over*, a função mastigatória de *overdentures* mandibulares. Três tipos de retentores foram utilizados: magnetos, bola e barra. Dezoito pacientes foram avaliados quanto ao desempenho (grau de fragmentação do alimento) e eficiência mastigatória (tamanho inicial dividido pelo tamanho final do alimento) após 15 e 30 ciclos, e também quanto ao número de ciclos mastigatórios até a deglutição. Os resultados mostraram que a função mastigatória melhorou após a colocação de implantes. *Overdentures* com barra e bola tiveram desempenho mastigatório levemente superior àquelas com magnetos. O número de ciclos mastigatórios até a deglutição diminuiu significativamente após o tratamento com implantes. Concluíram que *overdentures* resultam em melhor função mastigatória. Pequenas diferenças foram observadas entre os tipos de retentores. Após o tratamento de *overdentures*, partículas de menor tamanho foram deglutidas.

Van der Bilt, van Kampen e Cune (2006) investigaram em estudo clínico *cross-over*, a hipótese de que maior estabilidade e retenção em *overdentures* mandibulares geram melhora na função mastigatória. Dezoitos pacientes portadores de próteses totais convencionais receberam dois implantes na região interforaminal. Próteses totais convencionais novas, *overdentures* com magnetos, com bola ou

barra foram utilizadas por períodos de três meses. Foram avaliadas a atividade dos músculos masseter e temporal durante apertamento máximo, atividade relativa e absoluta dos mesmos músculos durante a mastigação, duração do ciclo mastigatório e trajetória mandibular durante mastigação. Próteses convencionais novas apresentaram menor atividade muscular que *overdentures*. Não foram observadas diferenças significativas na atividade muscular entre os tipos de *overdentures*. Também não foram observadas diferenças entre as próteses convencionais antigas e *overdentures*. Não foram observadas mudanças na duração do ciclo mastigatório e na trajetória da mandíbula durante a mastigação entre as situações avaliadas. Os autores concluíram que medições da atividade muscular não provem informações adequadas quanto à função mastigatória.

Bilhan, *et al.* (2012) pesquisaram a influência do número de implantes, tipo de retentor, sexo e idade na força máxima de mordida de pacientes usuários de *overdentures*. Sessenta e dois pacientes (32 mulheres e 30 homens) foram incluídos neste estudo. A idade variou de 42 a 90 anos. Os tipos de retentores foram: dois implantes com *Locator*; dois implantes com bola; três implantes com bola; barras sobre três implantes e barras sobre quatro implantes. A força de mordida foi aferida por extensômetros, bilateralmente, por três vezes cada lado. Essa mensuração foi realizada com e sem o suporte de implantes. A força máxima de mordida dos homens foi significativamente maior que a das mulheres. Idade, número de implantes e tipo de retentor não apresentaram diferenças significantes na força de mordida. Concluiu-se que, independente do número, implantes aumentaram a força máxima de mordida. Homens apresentaram maior força, enquanto idade e tipo de retentor não influenciaram na força máxima de mordida.

Farias, *et al.* (2012) avaliaram a eficiência mastigatória de portadores de próteses totais convencionais ou *overdentures* mandibulares. Vinte e nove pacientes foram divididos em dois grupos. O primeiro recebeu próteses maxilares e mandibulares convencionais, o segundo, *overdentures* mandibulares sobre dois implantes unidos por barra e próteses convencionais maxilares. Os grupos foram avaliados quanto eficiência mastigatória e satisfação após 3 meses da instalação das próteses. Os resultados não apresentaram diferenças para a eficiência mastigatória. A satisfação geral foi maior para o grupo de *overdentures*, assim com a satisfação com a experiência de mastigação e retenção da prótese mandibular. Os autores concluíram que *overdentures* melhoram a satisfação com a mastigação, mas apresentam efeito limitado na eficiência mastigatória.

Geckili, *et al.* (2012) analisaram a correlação da força máxima de mordida com satisfação e qualidade de vida de pacientes usuários de *overdentures*. Sessenta e dois pacientes tratados com diferentes tipos de *overdentures* mandibulares no período de 2004 a 2007 foram incluídos neste estudo. A força máxima de mordida foi avaliada bilateralmente por meio de extensômetros. Baseados em escala visual analógica, todos os pacientes responderam a questionários relacionados à satisfação geral, satisfação com a mastigação e ao formulário Oral Health Impact Profile (OHIP-14). Os resultados mostraram não existir correlação entre os valores de força máxima de mordida e os valores de satisfação geral ou com a mastigação ou do OHIP-14. Concluíram que a força máxima de mordida não está associada à satisfação ou qualidade de vida de usuários de *overdentures* mandibulares implantossuportadas.

Müller, *et al.* (2012) estudaram eficiência mastigatória, força máxima de mordida e espessura muscular do masseter de pacientes tratados com *overdentures*

mandibulares e próteses totais convencionais maxilares, próteses fixas sobre implantes bimaxilares, próteses totais convencionais bimaxilares e pacientes dentados. Oitenta pacientes foram incluídos neste estudo. A eficiência mastigatória foi avaliada pelo teste de capacidade de mistura de duas cores (two-colour mixing ability test). A força máxima de mordida foi mensurada por extensômetros. A espessura muscular foi aferida com ultrassom bidimensional bilateralmente. Os resultados mostraram não haver diferenças na eficiência mastigatória entre os grupos com próteses sobre implantes. Próteses totais convencionais tiveram menor eficiência mastigatória, enquanto os melhores resultados foram do grupo dentado. A força máxima de mordida foi maior nos grupos de dentados e de próteses fixas, não havendo diferença significativa entre estes grupos. Entre os grupos de *overdentures* e próteses convencionais também não houve diferença significativa. Pacientes do grupo de próteses fixas, que tiveram algum tipo de fratura protética anteriormente, apresentaram eficiência mastigatória e força máxima de mordida menores que pacientes que não tiveram este tipo de complicação. Usuários de próteses totais convencionais apresentaram a menor espessura muscular. Entre os outros grupos, não houve diferença estatística significativa. Os autores concluíram que próteses totais suportadas por implantes apresentam efeito positivo na eficiência mastigatória, força máxima de mordida e espessura muscular do masseter. O tipo de prótese implantossuportada tem influência na magnitude deste efeito.

Toman, *et al.* (2012) realizaram estudo comparando o desempenho mastigatório de pacientes com *overdentures* sobre dois implantes, próteses totais convencionais e dentição natural. Trinta pacientes foram divididos em três grupos. No grupo com *overdenture* mandibular, dois implantes foram colocados na região interforaminal, juntamente com retentor tipo bola, e próteses totais maxilares e

mandibulares foram confeccionadas. O grupo com próteses convencionais recebeu novas próteses. Após 4 semanas, cada paciente mastigou cubos de gelatina por 15 ciclos mastigatórios. Após a mastigação, a gelatina foi passada em peneiras de 3,15 e 0,5 mm de diâmetro e pesada. Abertura bucal máxima e área da mastigação foram mensuradas por cinesiografia durante o teste de desempenho mastigatório. Os resultados mostraram que *overdentures* tiveram melhor desempenho mastigatório que próteses convencionais, e pior que a dentição natural. A área de mastigação com próteses convencionais foi menor que na dentição natural. Próteses convencionais e *overdentures* não apresentaram diferença significativa quanto à área de mastigação. Os autores concluíram que *overdentures* mandibulares apresentam melhor desempenho mastigatório que próteses totais convencionais.

Uçankale, *et al.* (2012) avaliaram a atividade muscular do masseter em diferentes tipos de *overdentures* mandibulares. A atividade do masseter foi avaliada por eletromiografia durante a mastigação de amendoim e goma de mascar e durante força máxima de mordida, foi avaliado também tempo de mastigação até a deglutição. Trinta e cinco pacientes foram divididos em três grupos. Grupo 1: *overdenture* sobre dois retentores bola e prótese total convencional maxilar; Grupo 2: *overdenture* com barras sobre quatro implantes e prótese total convencional maxilar; e Grupo 3: *overdenture* sobre dois retentores bola e prótese parcial fixa maxilar. Todos os pacientes receberam próteses novas antes da colocação dos implantes. Após três meses de uso, testes de atividade eletromiográfica foram realizados. Em seguida, foi realizada a colocação dos implantes. Após a osseointegração, as próteses mandibulares foram duplicadas e *overdentures* instaladas. Após três meses de uso, novos testes foram realizados. Os resultados mostraram aumento da atividade muscular e diminuição do tempo de mastigação

após a colocação dos implantes em todos os grupos. No entanto, não houve diferenças significantes entre os grupos quanto à força máxima de mordida e tempo de mastigação. Para a mastigação de amendoins e goma de mascar, o grupo 3 apresentou os maiores valores eletromiográficos e o grupo 1, os menores. Os autores concluíram que os valores de eletromiografia do masseter aumentam quando implantes são usados em *overdentures*.

2.4. Avaliação de Satisfação

Allen, *et al.* (2001) avaliaram o impacto de *overdentures* sobre o estado de saúde de portadores de próteses totais. Avaliaram também a influência da expectativa pré-operatória nos resultados. Utilizaram o questionário OHIP (Oral Health Impact Profile) e uma escala válida de satisfação protética. Os participantes, todos portadores de prótese totais convencionais, foram divididos em três grupos. No primeiro, os participantes queriam próteses sobre implantes, 14 receberam *overdenture* e seis próteses fixas (n=20). O segundo grupo, os participantes também queriam tratamento com implante, porém receberam próteses totais convencionais (n=20). No terceiro grupo, os participantes optaram por próteses totais convencionais (n=35). Todos os participantes receberam próteses totais maxilares. Os participantes responderam aos questionários antes do tratamento e após três meses de instaladas as próteses. Na avaliação antes dos tratamentos, todos os grupos apresentaram o mesmo nível de satisfação com a prótese maxilar. O primeiro e segundo grupos demonstraram maior insatisfação com a prótese mandibular que o

terceiro grupo. Após o tratamento, todos os grupos demonstraram melhora no nível de satisfação e na pontuação do OHIP. Ficou demonstrado, que aqueles participantes que receberam o tratamento que queriam, atingiram níveis maiores de melhora. Os autores observaram que as expectativas pré-operatórias não influenciaram o nível de satisfação dos participantes tratados com implantes. Concluíram que aqueles que receberam tratamentos com implantes apresentaram melhora significativa após o tratamento, assim como aqueles tratados com próteses totais convencionais, que optaram por este tratamento. Os autores indicam o uso do OHIP para identificar aqueles pacientes, desdentados totais, que se beneficiariam da terapia com implantes.

Ambard, *et al.* (2002) compararam *overdentures* mandibulares sobre quatro implantes divididas em dois grupos: um grupo com sistema ERA e outro com barras e *o'rings* distais com clipe de Hader na linha média. Os grupos, com 10 participantes cada, foram avaliados quanto ao nível de satisfação (estética, função, retenção, estabilidade, conforto e fonética) e a facilidade de higienização, observando índices de biofilme, cálculo e sondagem gengival, pelo período de 18 a 24 meses. Os resultados demonstraram não existir diferença estatística significativa entre os grupos em nenhum dos fatores avaliados. Os autores concluíram que os dois tipos de prótese são satisfatórios e fáceis de higienizar. O comportamento biomecânico, a preferência e a experiência prévia do paciente são fatores mais críticos para a escolha do tipo de retentor deste tipo de prótese.

Karabuda, *et al.* (2002) avaliaram a saúde de tecidos moles peri-implantares e o nível de satisfação de usuários de *overdentures* mandibulares. Dois grupos foram estudados, um com retentores bola e outro com barra de Dolder, cada grupo com 18 participantes. Os participantes que possuíam arco em forma de U receberam dois

implantes na região interforaminal (24) e os que possuíam arco em forma de V receberam quatro implantes na mesma região (12). Através de questionário avaliaram o nível satisfação. A saúde peri-implantar foi avaliada através de índice de biofilme, índice de sangramento do sulco e profundidade de sondagem. As avaliações foram realizadas de 12 a 72 meses para o grupo de barra e de 12 a 40 meses para o grupo de bola. Após a análise dos resultados, os autores concluíram que não houve diferença entre os grupos testados em relação à saúde peri-implantar e o nível de satisfação dos pacientes.

Walton, Macentee e Glick (2002) realizaram ensaio clínico randomizado com acompanhamento de cem pacientes por um ano. Compararam *overdentures* mandibulares com dois *o'rings* e com *overdentures* com barra e dois cliques. Avaliaram tempo de confecção e custo, incidência de ajustes e reparos e a satisfação dos pacientes. Os resultados demonstraram que o grupo com *o'rings* precisou de oito vezes mais reparos que o grupo de barra, 84% dos portadores de *overdentures* com *o'rings* necessitaram de pelo menos um reparo, enquanto para *overdentures* com barra este valor foi 20%. Os outros fatores avaliados foram similares entre os grupos, inclusive o nível de satisfação dos pacientes. Os autores sugeriram maior uso de *overdentures* com barra devido a menor necessidade de reparos.

Awad, *et al.* (2003) compararam critérios relativos a percepção de pacientes usuários de *overdentures* com dois implantes com barra e próteses totais convencionais mandibulares. Avaliaram a satisfação geral e a relativa ao conforto, estabilidade, habilidade de mastigar, fonética, estética e facilidade de higienização. Avaliaram também a qualidade de vida relacionada à saúde oral. As avaliações foram realizadas antes do tratamento e após dois meses de instalada as próteses.

Os grupos foram aleatorizados e divididos em 48 participantes com próteses convencionais e 54 com *overdentures*, todos edêntulos com idade entre 35 e 65 anos e portadores de prótese total maxilar. Os resultados mostraram que a satisfação geral foi maior para o grupo com *overdentures*. A idade, sexo, estado civil e renda não são associados ao grau de satisfação. As *overdentures* apresentaram maiores valores de conforto, estabilidade e facilidade de higienização. Os autores concluíram que *overdentures* com dois implantes e barra são mais satisfatórias para pacientes edêntulos de meia-idade que próteses convencionais mandibulares.

Heydecke, *et al.* (2003) compararam a avaliação de um especialista em prótese com a de pacientes em relação a satisfação geral, estabilidade, fonética e estética de próteses totais convencionais e *overdentures* mandibulares antagonistas a uma prótese total convencional maxilar. Sessenta pacientes foram avaliados, trinta por grupo. As avaliações foram realizadas antes e após dois meses de tratamento. Antes do tratamento foi realizado exame clínico observando o grau de atrofia óssea, o perfil do rebordo mandibular, a qualidade da mucosa e a oclusão. Após análise dos resultados puderam observar que nenhuma das características clínicas foi significativamente correlacionada à satisfação do paciente, independente do grupo avaliado. A avaliação do clínico, assim como dos pacientes demonstrou superioridade de *overdentures* em relação a próteses convencionais. No entanto, notaram pobre correlação entre a avaliação do clínico e a avaliação dos pacientes em relação às variáveis estudadas.

Naert, *et al.* (2004) avaliaram três tipos de *overdentures* mandibulares quanto a satisfação dos pacientes, incidência de complicações protéticas e da mucosa, e força de retenção. Os tipos avaliados foram *overdentures* retidas por *o'rings*, por barra e magnetos, todas sobre dois implantes e com próteses totais convencionais

maxilares como antagonistas. Estudaram 36 pacientes, divididos em três grupos de tamanho igual, por dez anos. Observaram que não houve diferença de satisfação entre *o'rings* e barra. O grupo de magnetos apresentou menor satisfação com relação estabilidade e conforto na mastigação. O grupo de *o'rings* apresentou os maiores valores de retenção, seguido pelo de barras e magnetos. Já a perda de retenção, em relação à medida inicial foi maior para barra, seguido de *o'rings* e magnetos. O grupo de barra apresentou menor número de complicações protéticas, enquanto o de magnetos o maior. A ocorrência de úlceras foi maior nos magnetos e mucosites no grupo de barra. A análise da prótese maxilar demonstrou que a satisfação em relação à estabilidade foi significativamente menor para o grupo com barra. Os autores concluíram que os magnetos ofereceram o menor conforto para os pacientes. A barra gerou desconforto e falta de estabilidade na prótese maxilar. E que o grupo de *o'rings* foi o que teve melhor comportamento em relação à força de retenção, complicações com a mucosa e satisfação dos pacientes ao final dos 10 anos.

Timmerman, *et al.* (2004) avaliaram a satisfação de 110 pacientes em relação ao conforto, mastigação, fala, estética, retenção, mastigação, comportamento social, retenção e estabilidade de diferentes tipos de *overdentures* mandibulares. A avaliação foi feita imediatamente, 19 meses e 8,3 anos após a instalação das próteses. Foram estudadas *overdentures* com dois implantes e *o'rings*, com dois implantes e uma barra e com quatro implantes e três barras. Após oito anos, o grau de satisfação com os três tipos de prótese foi alto, com exceção dos fatores retenção e estabilidade, que para as próteses com dois *o'rings* diminuiu significativamente com o passar do tempo. O mesmo não ocorreu com os outros dois tipos de prótese. Isto não foi observado na avaliação de 19 meses, recomendando

os autores avaliações por períodos mais longos. Os autores concluíram que *overdenture* mandibular retida por dois implantes interligados por uma única barra pode ser o melhor tratamento com estabilidade comprovada em longo prazo.

Cune, *et al.* (2005) estudaram a preferência de pacientes quanto a três tipos de *overdentures* mandibulares e a correlação delas com força de mordida. Avaliaram *overdentures* com dois implantes com magnetos, *o'rings* e barra. Dezoito pacientes portadores de próteses totais receberam próteses novas. Após três meses de uso passaram a usar um dos sistemas de retentores. A cada três meses o tipo era trocado de forma aleatória. Um questionário com queixas relacionadas às próteses, dividido em fatores relacionados à prótese maxilar, prótese mandibular, queixas em geral, fisionomia, zona neutra e estética, foi administrado antes da instalação de próteses novas e ao final do período de uso de cada tipo, inclusive após o uso da prótese sem retentores. Os participantes expressaram também o grau de apreciação geral utilizando uma escala visual analógica (VAS). Os valores de força de mordida foram obtidos em ensaio prévio onde foi utilizada a mesma população. Ao final do experimento os autores observaram que o uso de *overdentures* mandibulares reduziu uma grande quantidade de queixas dos pacientes. Perceberam que VAS reflete melhor a preferência dos pacientes que o questionário. A maior preferência foi próteses com barra (10/18 indivíduos), seguido por *o'rings* (7/18 indivíduos) e magnetos (1/18 indivíduos). Notaram não existir correlação entre os valores de força de mordida e os resultados da VAS. O grau de satisfação não foi dependente de uma maior força de mordida.

Kimoto e Garrett (2005) avaliaram o impacto da altura do rebordo na percepção de pacientes tratados com próteses totais convencionais ou *overdentures* mandibulares. 25 pacientes receberam próteses convencionais e 38 *overdentures*.

Os grupos foram divididos em três subgrupos de acordo com a altura do rebordo (baixo, moderado, alto). Dois questionários foram administrados. O questionário 1 determinava a avaliação do paciente quanto a prótese antiga, antes do tratamento, e a prótese nova, após 6 meses de uso, com relação à mastigação, função, fonética, vida social, higiene da prótese, autoconfiança e satisfação geral. O questionário 2 determinava a percepção da mudança promovida pela prótese nova após 6 meses do tratamento. Os resultados demonstraram que não houve diferença significativa entre os tipos de prótese no questionário 1. No questionário 2, as *overdentures* foram melhores que as próteses convencionais em relação à segurança, conforto na mastigação, capacidade para comer alimentos duros, prazer na alimentação e segurança com a prótese. A altura do rebordo influenciou apenas na diminuição da melhoria do prazer de comer no grupo de próteses convencionais. Os autores concluíram que todos os pacientes tiveram percepção de melhora com próteses novas, tanto convencionais, como *overdentures*, e essa melhora não foi dependente da altura óssea do rebordo remanescente.

MacEntee, Walton e Glick (2005) realizaram pesquisa medindo a satisfação, o custo e a manutenção de *overdentures* sobre dois implantes ou próteses totais convencionais mandibulares. Foram estabelecidos grupos de *overdentures* com *o'rings*, com barras e com ou sem estrutura metálica de reforço interno. Cem pacientes, usuários de próteses totais a pelo menos um ano foram avaliados antes, após 1 mês e cada ano após a instalação de próteses novas. Os resultados apontaram aumento na satisfação em relação às próteses antigas, mas não entre os tipos de retentores, independente da presença ou não de reforço metálico. Para ambos os tipos de retentores, o maior número de ajustes foi durante o primeiro ano. Os grupos com *o'rings* tiveram quantidade significativamente maior de reparos.

Puderam concluir que a estrutura metálica não influenciou o grau de satisfação ou a necessidade de mais ajustes e reparos, e que *o'rings* necessitaram mais reparos e demandaram maior tempo para isso.

Meijer, *et al.* (2009) realizaram estudo clínico com acompanhamento de 10 anos avaliando os resultados de tratamento com *overdentures* mandibulares sobre dois ou quatro implantes unidos por barra. Observaram condições de tecidos duros e moles peri-implantares, satisfação dos pacientes, cuidados pós-operatórios e protéticos. Dois grupos de 30 participantes foram estudados. Foram submetidos a exame clínico e radiográfico padronizados, onde era avaliada perda de implantes, presença de biofilme, presença de cálculo, presença de inflamação, sangramento, profundidade de sondagem e nível ósseo peri-implantar. Os pacientes responderam questionário de satisfação relacionado à problemas funcionais, estética facial, queixa quanto a zona neutra e estética da prótese. Reintervenção ligadas à cirurgia ou à prótese também foram contabilizadas. Estas avaliações foram realizadas seis semanas antes de concluída a prótese e após 1, 5 e 10 anos de uso. Após a análise dos resultados os autores concluíram não existir diferença entre os tipos de próteses em nenhum dos aspectos estudados. Recomendaram, considerando o custo-benefício, o uso de *overdentures* sobre dois implantes para pacientes que possuam queixas quanto à prótese convencional e que tenham pouco remanescente alveolar.

Mericske-Stern, *et al.* (2009) compararam dois tipos de barras para *overdentures* sobre dois implantes. Vinte pacientes receberam próteses totais novas, sendo a mandibular sobre implantes. Eles foram divididos em dois grupos, um deles começou o experimento usando barra de Dolder retilínea unindo os dois implantes, o segundo grupo usou o mesmo tipo de barra com o acréscimo de retentores de precisão (SG attachments; Cendres Métaux, Biel, Switzerland) soldados distal aos

implantes. Após três meses de uso, os tipos de barra foram trocados entre os grupos. Ao final de mais três meses, os pacientes puderam escolher o tipo preferido. Os grupos foram acompanhados por mais um ano. Ao final de cada período do estudo, os pacientes respondiam a questionário sobre satisfação geral, conforto, fonética, habilidade mastigatória, presença de gosto metálico, estabilidade, retenção, facilidade de inserção/remoção e higiene. Juntamente foi realizado testes de força de mordida. As medidas de força foram realizadas com transdutores piezoelétricos presos aos implantes, em três dimensões, de forma estática e dinâmica. Durante os primeiros seis meses, também foi avaliado a necessidade de manutenção protética. O grau de satisfação foi alto para ambas as barras. Para o grupo que começou usando a barra com retentores de precisão, habilidade mastigatória, retenção e conforto foram mais satisfatórios para barras com retentores. Para o grupo que começou com barra sem retentores, não houve diferença entre os tipos de barras. Quando comparado os dois grupos, existiu maior satisfação, com relação à habilidade mastigatória e estabilidade da prótese, naqueles que usaram barras com retentores. Ao término dos primeiro seis meses, a maioria dos pacientes optou por usar barras com retentores. As *overdentures* com este tipo de barra necessitaram de um maior número de intervenções, relacionadas principalmente ao afrouxamento do intermediário e do parafuso da barra e hiperplasia gengival sob a barra. O padrão de força de mordida máxima foi similar para ambos os tipos de barra, no entanto, barra com retentores demonstrou forças axiais significativamente mais altas. Os autores concluíram que ambos os tipos de barra promovem boa retenção e conforto, e que para os pacientes, alta estabilidade é um fator importante para a satisfação e conforto com a prótese. A retenção mais rígida da barra com retentores gerou maior

força de impacto e conseqüentemente maior necessidade de reaperto dos parafusos.

Cune, *et al.* (2010), dando sequência ao estudo citado anteriormente (Cune *et al.*, 2005), acompanharam por dez anos aqueles 7 pacientes que optaram por *overdentures* com *o'rings* e sete dos dez que optaram por *overdentures* com barra. Ao final dos dez anos, os pacientes responderam aos mesmos questionários de satisfação e apreciação geral usados no início do experimento. Adicionalmente, foram avaliadas profundidade de sondagem, sangramento à sondagem e perda óssea marginal radiográfica. Os resultados não demonstraram diferenças no grau de satisfação entre os dois tipos de prótese. A comparação entre a satisfação inicial e após dez anos não apresentou diferenças também. Os parâmetros clínicos analisados, em ambos os tipos de prótese, revelou condições de mucosa saudável e estabilidade óssea marginal. O grupo de *o'rings* apresentou profundidade de sondagem levemente menor que o grupo de barra após dez anos.

Pan, *et al.* (2010) avaliaram o efeito da altura óssea mandibular no grau de satisfação de pacientes que usam próteses totais convencionais e *overdentures* mandibulares sobre dois implantes com *o'rings*. 214 participantes foram aleatoriamente divididos em dois grupos, um tratado com *overdenture* e outro com prótese convencional, e ambos com próteses totais convencionais maxilares. A altura óssea foi mensurada utilizando quatro métodos publicados, Cawood e Howell, American College of Prosthodontics, Wical e Swoope, e Xie. Antes da entrega da prótese e após seis meses de uso, foi avaliada a satisfação dos participantes utilizando o “instrumento de satisfação em prótese McGill”. Após seis meses, os resultados não demonstraram influência da altura óssea em relação à satisfação geral, capacidade de mastigar, estabilidade, conforto, estética e fonética. No

entanto, os autores observaram que *overdentures*, quando comparadas com próteses convencionais, apresentaram níveis maiores de satisfação geral, conforto, estabilidade, estética, fonética e capacidade de mastigar, em todas as categorias de altura óssea. Concluíram que a altura óssea não tem influência na satisfação do paciente e que pacientes idosos se beneficiarão mais com *overdentures* mandibulares do que próteses convencionais.

Burns, *et al.* (2011), em estudo clínico prospectivo, avaliaram *overdentures* sobre dois implantes com *o'rings* ou barra, e sobre quatro implantes com barras. Trinta participantes receberam quatro implantes na região de interforaminal. De forma aleatória, todos utilizaram os três tipos de prótese. Quando sistemas sobre apenas dois implantes eram usados, os outros dois implantes ficavam desativados. Cada prótese foi usada por aproximadamente um ano. Foi realizado teste de retenção e estabilidade utilizando um extensômetro e avaliação baseada em critérios (*criterion-based*), onde avaliadores independentes classificavam esses parâmetros. Observaram a resposta tecidual, onde analisaram índice gengival e de placa, profundidade de sondagem, análise radiográfica da altura óssea e dos implantes, e mobilidade de implantes. Contabilizaram o número de complicações utilizando escala de desempenho clínico de implantes. Juntamente, questionários de satisfação foram usados para identificar habilidade mastigatória, queixas protéticas e preferências. Os participantes foram avaliados no início, e em seis e 12 meses de uso para cada tipo de prótese. Os resultados do teste com extensômetro mostraram maiores valores de retenção para as próteses com quatro implantes, e menores, para as com dois *o'rings*. No entanto, a avaliação baseada em critérios não demonstrou diferenças. Para a estabilidade, ambos os testes não demonstraram diferenças significantes. *Overdentures* com quatro implantes apresentaram maior

profundidade de sondagem, enquanto *overdentures* com dois *o'rings* tiveram os melhores índices gengival e de placa. Entre os três tipos de prótese não houve diferença na quantidade de complicações. A análise dos questionários demonstrou que *overdenture* com quatro implantes apresentou resultados mais favoráveis com exceção para o quesito facilidade de higienização. Dois implantes com barras foram menos favoráveis. A satisfação geral e a preferência foram maiores para dois *o'rings* (12 e 13 participantes, respectivamente), seguido por quatro implantes com barras (8 participantes) e dois implantes e barra (4 participantes). Um participante achou similar o nível de satisfação geral entre os tipos de próteses. Os autores puderam concluir que *overdentures* com dois implantes e *o'rings* tiveram resultados equivalentes ou mais favoráveis que os outros tipos de prótese estudados. Foram preferidas por um maior número de participantes (52%), demonstrando que a retenção é menos importante que outros parâmetros clínicos.

Mumcu, Bilhan e Geckili (2012) realizaram estudo avaliando qualidade de vida e satisfação de pacientes usuários de *overdentures* mandibulares com diferentes tipos de retentores e número de implantes suporte. 62 participantes foram divididos em cinco grupos: *overdentures* sobre dois implantes com *o'rings*, sobre dois implantes com *Locator*, sobre três implantes não esplintados com *o'rings*, sobre três implantes com barra e sobre quatro implantes com barra. Satisfação foi aferida com escala analógica visual (VAS) nos aspectos de conforto geral, retenção, fonética, facilidade na manutenção de higiene, estética, dor e mastigação. Qualidade de vida relacionada à saúde bucal foi avaliada usando o questionário OHIP-14 (Oral Health Impact Profile). Não foi observada nenhuma associação estatisticamente significativa entre a VAS e o tipo de retentor ou número de implantes. *Overdentures* com quatro implantes e barras apresentaram os menores valores do OHIP-14 total e de

desconforto psicológico. Os autores concluíram que *overdentures* com quatro implantes e barra tem melhores valores de 'qualidade de vida' que os outros tipos de prótese. O número de implantes e o tipo de retentor não influenciam na satisfação dos pacientes.

Thomason, *et al.* (2012), revisando a literatura referente a comparação entre próteses totais convencionais e *overdentures*, observaram que existe larga evidência que suporta a proposta que *overdentures* mandibulares sobre dois implantes deve ser o mínimo oferecido aos pacientes. Apoiando os consensos McGill (2002) e York (2009). Concluíram que *overdentures* sobre dois implantes não são o padrão ouro em terapias sobre implantes, mas o padrão mínimo, que deve ser suficiente para a maioria das pessoas, levando em conta o desempenho, satisfação dos pacientes, custo e tempo gasto.

Cordaro, *et al.* (2013) avaliaram *overdentures* sobre quatro implantes com diferentes tipos de retentores. Realizaram comparação entre retentores *Locator* e sistema de barras com cantilever confeccionadas por CAD-CAM. Um total de 39 pacientes foi acompanhado por pelo menos um após a instalação das próteses. Parâmetros clínicos como profundidade de sondagem peri-implantar, índice de placa e sangramento a sondagem foram analisados. O nível de satisfação dos pacientes e dos clínicos foi avaliado utilizando escala analógica visual. Em nenhum dos grupos houve perda de implantes. Todos os parâmetros clínicos foram melhores para as próteses com *Locator*. A satisfação dos pacientes não foi diferente entre os grupos. A percepção dos clínicos foi que o grupo *Locator* demonstrou melhores condições de higiene e de saúde de tecidos mole. Os autores concluíram que apesar do nível de satisfação dos pacientes ter sido similar entre os grupos, o grupo *Locator* apresentou melhores resultados nos parâmetros clínicos devido a maior

complexidade de manutenção de higiene nas barras, o que pode aumentar a frequência de inflamações crônicas peri-implantares.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar e comparar a manutenção da força de retenção em *overdentures* confeccionadas com dois sistemas de retenção (barra clipe e barra clipe com bola/o'rings na distal) retidas por 2 ou 3 implantes utilizando teste de carga cíclica. Também foram avaliados os padrões de distribuição de tensões geradas na mandíbula por meio de análise fotoelástica de tensões.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1. Teste de Carga Cíclica

Para a realização deste estudo, os grupos foram divididos da seguinte maneira:

- A – *Overdenture* sobre 2 implantes com barra clipe;
- B – *Overdenture* sobre 3 implantes com barra clipe;
- C – *Overdenture* sobre 2 implantes com barra clipe e bola/*o'ring* nas extremidades;
- D – *Overdenture* sobre 3 implantes com barra clipe e bola/*o'ring* nas extremidades;

4.1.1. Obtenção dos modelos

Para realização deste ensaio foram utilizados 20 modelos representativos de mandíbulas desdentadas (Prodens, Niterói, RJ, Brasil) (Figura1). Nos grupos com dois implantes, os modelos foram preparados para conter dois análogos de implantes Titamax TI cortical de 3,75 x 13 mm (Neodent, Curitiba, PR, Brasil), posicionados equidistantes 5 mm da linha média. Nos grupos com três implantes, os mesmos tipos de análogos foram usados, um posicionado na linha média, os outros equidistantes deste (Figura 2). Todos foram posicionados ao nível ósseo. Foram utilizadas as cinco posições interforaminais definidas por Misch (1999). No grupo com dois implantes as posições foram B e D, no com três implantes foram A, C e E.

Figura 1 Modelo pré-fabricado

Figura 2 Posição das perfurações

Para padronizar as perfurações em todos os modelos, foram criados guias em resina acrílica autopolimerizável (Jet Clássico, Dencor, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, SP, Brasil) para cada condição (Figura 3). As perfurações foram realizadas em furadeira de bancada com brocas helicoidais de 11/64 polegadas.

Figura 3 Guias de perfuração

Análogos dos implantes foram fixados às perfurações utilizando paralelômetro. Moldagem de transferência foi realizada com transferentes quadrados 4,1 (Neodent), apertados manualmente, unidos com Duralay (Reliance Dental,

Worth, IL, EUA) e silicone (Zetalabor, Zhermack S.p.A., Badia Polesine, Rovigo, Itália). A partir do molde de transferência, os análogos dos outros modelos foram posicionados. Em todos os modelos, os análogos foram presos com cola à base de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 4).

Figura 4 Posicionamento dos análogos. .A e B união dos transferentes; C e D moldagem de transferência; E e F molde de transferência; G e H análogos posicionados nos modelos.

Em seguida, as réplicas do tecido gengival também foram perfuradas para permitir acesso aos implantes (Figura 5).

Figura 5 Perfuração da gengiva artificial

4.1.2. Enceramento das barras

As barras foram enceradas utilizando pilares UCLA 4,1 rotacionais (Neodent), com cinta de cobalto-cromo, barras do tipo Dolder U e retentores bolas calcináveis (Neodent) (Figura 6). As barras e os retentores bola foram posicionados paralelos entre si e perpendiculares ao plano oclusal com auxílio de um paralelômetro. As barras foram posicionadas 10 mm de distância da conexão com os implantes. Previamente ao posicionamento dos retentores bola, nos grupos C e D, foi realizada a fundição de duas barras, com dois e três implantes, grupos A e B respectivamente. Os retentores bola foram posicionados nestas barras para confecção de índice (Figura 7). Após o enceramento de um espécime de cada grupo, foram confeccionados matrizes de silicone (Zetalabor) para confecção padronizada dos outros enceramentos.

Figura 6 Enceramento retentores: A. Enceramento grupo A; B. Enceramento grupo B; C e D. Enceramento grupo C; E e F. Enceramento grupo D

Figura 7 Posicionamento do retentor bola. A. Posicionamento do retentor bola em barra já fundida; B. Confecção de index com zetalabor; C. Index para repetição de enceramentos.

4.1.3. Inclusão das estruturas

Após o enceramento das estruturas, foram posicionados *sprues* de cera com 4 mm de diâmetro (Dentaurum, Ispringen, Alemanha) sobre a superfície dos enceramentos, os quais foram unidos e adaptados à base do anel de silicone para inclusão. Os padrões de cera assim preparados foram fixados com cera 7 (Polidental, Cotia, SP, Brasil) às bases conformadoras de cadinho e pulverizados com *spray* redutor de tensão de superfície (Lubrofilm, Dentaurum) e deixados secar à temperatura ambiente (Figura 8).

Figura 8 Posicionamento dos canais de alimentação

Foi utilizado revestimento Heat Shock (Polidental, Cotia, SP, Brasil), dosado estritamente dentro das recomendações do fabricante e espatulado mecanicamente a vácuo por 60 segundos em espatulador elétrico (Turbomix, EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil). O revestimento foi cuidadosamente vertido no anel sob vibração, para evitar a formação de bolhas. Os anéis preparados ficaram em temperatura ambiente até a cristalização do revestimento. Após cerca de 40 minutos, foram levados ao forno elétrico (EDG10P-S, EDG Equipamentos e Controles Ltda.) de pré-aquecimento para expansão do revestimento e eliminação

da cera, empregando o ciclo térmico representado na figura 9. As estruturas foram fundidas em liga de cobalto-cromo (Biodur Soft, DFS, Riedenburg Alemanha).

Figura 9 Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição.

4.1.4. Fundição das estruturas

As fundições foram realizadas por maçarico (gás/oxigênio). A injeção da liga fundida foi realizada por uma máquina centrífuga (EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil).

4.1.5. Desinclusão e acabamento

Após o processo de fundição e adequado resfriamento do revestimento, as estruturas foram desincluídas e os condutos de alimentação foram seccionados com discos de carborundum. Foram jateadas com óxido de alumínio (Polidental Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP, Brasil) de granulação de 100 μm , sob pressão de 80 lib/pol². Em seguida, foram removidos pequenos nódulos e rebarbas com brocas de tungstênio em alta rotação sob refrigeração constante.

As estruturas foram provadas sobre os modelos quanto à passividade pelo método de Sheffield (EISENMAN, 1997), em cinco barras foi necessário realizar secção e solda da barra para se obter passividade (Figura. 10). Foi realizado acabamento com brocas (Figura 11).

Figura 10 Ponto de solda

Figura 11 Estruturas fundidas

4.1.6. Confeção das *Overdentures*

4.1.6.1. Modelo de trabalho

A partir da moldagem em silicone (Zetalabor) do modelo pré-fabricado foi obtido um modelo em gesso tipo III (Asfer, São Caetano do Sul, SP, Brasil) (modelo de trabalho), a partir do qual foram realizados montagem de dentes de estoque (Biotone, Dentsply Ind. e Com., Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e enceramento da prótese total (Figura. 12).

Figura 12 A) Modelo B) Prótese total pronta para inclusão

Após a finalização do enceramento da prótese, esta foi incluída em mufla especial VIPI STG (VIPI Indústria, Comércio, Importação e Exportação de produtos odontológicos LTDA, Pirassununga, SP, Brasil) com a região dos dentes recoberta com silicone (Zetalabor, Zhermack S.p.A., Badia Polesine, Rovigo, Itália) (Figura 13).

Figura 13 Inclusão da prótese

Depois da presa final do gesso tipo III (Asfer), a mufla foi reaberta, o enceramento e a placa articular foram removidos com água quente e detergente. Os dentes foram posicionados no índice de silicone. Com uma broca esférica nº4, pequenas perfurações foram feitas sobre as superfícies dos dentes, para permitir sua melhor fixação na base da prótese. Toda a superfície da mufla e contra-mufla foi limpa e seca com jatos de ar. Toda a porção do gesso foi isolada com Cel-lac (S.S. White Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro, RJ, Brasil), tomando-se o cuidado para não isolar os dentes na superfície gengival.

Resina acrílica polimerizável por micro-ondas de cor rosa médio (Vipi Wave, VIPI Indústria e Comércio Exportação e Importação de Produtos Odontológicos Ltda, Pirassununga, SP, Brazil) foi dosada e manipulada segundo recomendações do fabricante. Na fase plástica foi posicionada entre mufla e contra-mufla e levada à prensa de bancada até o contato das duas partes sob a pressão de 1000 Kg, os parafusos da mufla foram então apertados. Antes de iniciar o ciclo de polimerização, foi necessário deixar a mufla com a resina acrílica descansar, por no mínimo 2 horas, com a finalidade de permitir a saturação completa do polímero pelo monômero. Nos últimos 30 minutos, a mufla ficou imersa em água para hidratação do gesso. Depois foi levada ao forno de micro-ondas para a polimerização da resina segundo normas do fabricante, 20 minutos na potencia de 50% e mais 5 minutos na potencia de 90%, alterando a posição da mufla de horizontal para vertical.

Após acabamento e polimento da prótese (Figura 14), esta foi incluída em mufla com silicone Zetalabor para duplicação. Para a confecção de todas as próteses, foram usados dentes idênticos aos da primeira prótese. Todas as próteses foram cópias da primeira montagem.

Figura 14 Prótese finalizada

Com a utilização da mufla foi possível repetir a confecção das próteses de maneira padronizada e o uso de resina polimerizada por micro-ondas permitiu a confecção em menor tempo.

4.1.6.2. Captura dos Retentores

Após confecção das próteses, estas receberam alívio interno para posterior captura dos retentores. Os cliques/*housings* e *o' rings*/cápsulas/espaçador (Neodent) foram posicionados, respectivamente sobre as barras e retentores bola. Com o uso de cera utilidade (Polidental, Cotia, SP, Brasil), as áreas retentivas foram preenchidas para evitar-se a entrada de resina acrílica autopolimerizável (Jet Clássico) (Figura 15).

Figura 15 Fechamento das áreas retentivas para captura dos retentores.
A. Grupo A; B. Grupo B; C. Grupo C; D. Grupo D.

As próteses foram posicionadas sobre os modelos e aguardou-se a polimerização da resina. Após a polimerização as próteses foram removidas e receberam acabamento com brocas. Foram obtidos 5 espécimes por grupo (Figura 16), que foram submetidos a ciclagem mecânica. As mesmas próteses dos grupos teste foram utilizadas nos grupos controle, porém novos retentores (clipes e *o'rings*) foram colocados. Sendo assim, 5 espécimes de cada grupo permaneceram imersos na máquina de ciclagem pelo mesmo tempo que os grupos teste, porém sem receber carga oclusal (grupo controle).

Figura 16 Espécimes para ciclagem.

4.1.7. Ciclagem

Previamente a ciclagem, foi determinada em ensaio piloto a necessidade da realização de trinta ciclos de inserção/remoção para que a força de retenção alcançasse estabilidade..

Cinco espécimes foram posicionados na máquina de ciclagem (MSFT, Elquip, São Carlos, SP, Brasil) (Figura 17) por vez, de forma aleatória (Tabela 1). A ciclagem foi realizada com frequência de 6500 ciclos por hora (1,8 Hz), com carga de compressão, por molas, de 130 N (ASSUNÇÃO *et al.*, 2011), por dois milhões de ciclos por grupo, que seria equivalente a dois anos de mastigação *in vivo* (CIBIRKA *et al.*, 2001). Durante a ciclagem, os espécimes foram mantidos imersos em água com temperatura constante de 37° C. As leituras de força de retenção foram realizadas por ensaio de tração em máquina de ensaios universal (DL-2000, EMIC,

São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) após trinta ciclos de inserção/remoção (previamente a ciclagem) e após cada 500 mil ciclos. As leituras foram realizadas em triplicata.

Tabela 1 Ordem de ciclagem dos espécimes

		POSIÇÕES				
		1	2	3	4	5
ENTRADAS	1°	A1	B1	C1	D1	A5
	2°	B2	A2	B5	C2	D2
	3°	D3	C3	A3	B3	C5
	4°	C4	D4	D5	A4	B4

Figura 17 Máquina de ciclagem

Para a aplicação de carga foram confeccionadas pontas correspondentes à arcada antagonista unilateral posterior. Foram montados dentes de estoque articulando com os dentes posteriores direitos das *overdentures*. Essa montagem foi moldada com silicone (Zetalabor) e duplicada com resina acrílica autopolimerizável (Jet Clássico). Foram confeccionadas cinco pontas antagonistas (Figura 18).

Figura 18 Confeção de pontas antagonistas

Os modelos foram posicionados na máquina de ciclagem de maneira que a aplicação de carga fosse dirigida para a fossa central do primeiro molar esquerdo das *overdentures*. Os modelos foram mantidos nessa posição por um disco de resina colado na base do modelo que permitia o posicionamento sempre na mesma posição sobre o suporte da máquina de ciclagem. Em seguida, as pontas antagonistas foram posicionadas e presas ao eixo de aplicação de carga. As pontas receberam ajuste oclusal para alcançar máxima intercuspidação. Entre as arcadas foi colocado um Parafilme (M, Pechiney Plastic Packing, Chicago, IL, EUA), dobrado duas vezes (Figura 19).

Figura 19 Espécimes posicionados na máquina de ciclagem

Para a realização do ensaio de tração foi confeccionado aparato em resina acrílica para conexão das próteses *overdentures* à máquina de ensaio universal (Figura 20).

Figura 20 Sistema de tração. A. Alívio interno e posicionamento de parafusos; B. Recobrimento com resina acrílica; C. Argolas posicionadas.

Este aparato foi preso às *overdentures* pelo aperto manual dos três parafusos. Duas voltas de fio dental (Oral B Pró-Saúde-Procter & Gamble, Cincinnati, OH, EUA) foram passadas pelas argolas e as pontas foram amarradas. O modelo foi preso à base da máquina de ensaios universal, de maneira padronizada através de dispositivos metálicos, por meio de parafusos e o fio dental foi preso por um gancho à haste móvel. Para realização do teste de tração foi usado célula de carga de 100 Kgf e velocidade de 10 mm por minuto até a remoção da *overdenture* do modelo (Figura 21).

Figura 21 Ensaio de Tração

Os dados obtidos no teste de carga cíclica foram tabulados (Apêndice). As comparações foram feitas através de contrastes ortogonais utilizando o modelo linear de efeitos mistos (efeitos aleatórios e fixos) ($p=0,05$). Este modelo é utilizado na análise de dados onde respostas de um mesmo espécime estão agrupadas e a suposição de independência entre as observações num mesmo grupo não é adequada (SCHALL, 1991). Para a utilização deste modelo, é preciso que seus

resíduos tenham distribuição normal com média zero e variância constante. O ajuste do modelo foi feito através do procedimento PROC MIXED do software SAS® 9.1.

4.2. Análise Fotoelástica de Tensões

4.2.1 Obtenção dos modelos mestre

A partir de mandíbula anatômica (mandíbula desdentada, Nacional Ossos, Jaú, SP, Brasil) (Figura 22), foi confeccionado um modelo mestre curvo em resina acrílica autopolimerizável (Jet Clássico) (Figura 23). O modelo foi preparado para conter cinco implantes Titamax TI cortical de 3,75 x 13 mm (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil) distribuídos na região interforaminal. Com auxílio de um paralelômetro, os implantes foram posicionados paralelos entre si e fixados às perfurações utilizando cola à base de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, São Paulo, SP, Brasil).

Figura 22 Mandíbula anatômica

Figura 23 Modelo Mestre

4.2.2. Obtenção barras metálicas

Foi obtida uma barra de cada grupo. O enceramento e fundição das barras seguiram a mesma metodologia citadas para os grupos do teste de carga cíclica (Figura 24), porém mais um grupo foi incluído como controle. Este grupo foi denominado grupo E, e continha *overdenture* sobre 4 implantes com barra clipe e bola/o'ring nas extremidades.

Figura 24 A) Enceramento da barra; B) Barra Fundida

4.2.3. Obtenção gengiva artificial

Sobre o modelo mestre foi delimitado a área de gengiva. O modelo foi coberto por uma camada de cera 7 (Polidental) com espessura uniforme de 2 mm (Figura 25 A). Dois pontos posteriores e um anterior foram recortados e sobre a cera foi confeccionada moldeira em resina acrílica (Figura 25 B).

Figura 25 Modelo gengiva artificial

A cera foi removida do modelo mestre, a moldeira (Figura 26) foi preenchida com resina resiliente incolor (Soft Confort, Dencril, Pirassununga, SP, Brasil) e posicionada sobre o modelo até a total geleificação do material.

Figura 26 A. Moldeira para gengiva artificial; B. Material utilizado para a confecção de gengiva.

Após a polimerização, a camada de gengiva foi removida do modelo mestre e excessos foram recortados (figura 27) para não interferir na área de leitura de tensões.

Figura 27 Gengiva artificial

4.2.4. Confeção da Prótese Total

A partir da duplicação do modelo mestre com a gengiva artificial posicionada, foi obtido modelo de trabalho em gesso (Figura 28). Foi confeccionado placa articular e rodete de cera, onde se determinou o plano de referência oclusal, a partir de parâmetros de paralelismo com o rebordo e espaço protético para barras e dentes de estoque (Figura 29). Os dentes de estoque foram então montados (Figura 30).

Figura 28 Modelo de trabalho

Figura 29 A) Placa articular; B) Rodete de cera

Figura 30 Montagem dos dentes

A inclusão e prensagem foram realizadas como descrito anteriormente para o teste de carga cíclica. Porém foi utilizada resina incolor para a prensagem. A figura 31 mostra a prótese finalizada.

Figura 31 Prótese finalizada

4.2.5. Obtenção dos modelos fotoelásticos

A verificação das tensões geradas em torno dos implantes foi realizada por meio de análise fotoelástica qualitativa de transmissão sob aplicação de carga cêntrica estática.

Para obtenção dos modelos fotoelásticos, foram confeccionados moldes em silicone (Silicone Master, Talladium, Curitiba, PR, Brasil), cujas câmaras de molde (Figura 32) reproduziram as posições exatas dos implantes e a forma do modelo mestre. Para a confecção dos moldes, as barras foram parafusadas sobre os análogos no modelo mestre e serviram como transferentes das posições dos implantes hexágono externo 3,75 mm x 13 mm (Neodent).

Figura 32 Molde de transferência. A e B. Preparo para moldagem de transferência. C. Câmara de molde.

A dosagem da resina fotoelástica (Araldite GY279/Aradur 2963, Huntsman, Everberg, Bélgica) foi realizada segundo normas do fabricante, 60 ml de base e 30 ml de catalizador. Foi espatulada e deixada em câmara de vácuo por 15 minutos para eliminação de bolhas. Após, a resina foi vertida dentro do molde e aguardou-se 72 horas para a total polimerização. Os modelos obtidos receberam acabamento e aplainamento da base, em seguida as gengivas artificiais foram posicionadas e as barras instaladas (Figura 33).

Figura 33 Modelos fotoelásticos. A. Grupo A; B. Grupo B; C. Grupo C; D. Grupo D; E. Grupo E

4.2.6. Análise Fotoelástica

As áreas retentivas das estruturas foram preenchidas com silicone Zetalabor, e foi realizada a captura dos retentores com resina acrílica autopolimerizável (Jet Clássico). Os espécimes finalizados foram levados para a realização da aplicação de carga (50 N) na máquina de ensaios universal, onde foi adaptado polariscópio (PS-100, Strainoptics Inc, North Wales, PA, EUA) (Figura 34), para realização da análise fotoelástica das tensões. A carga aplicada foi definida em ensaios piloto, priorizando a acurácia do método fotoelástico. A carga deve gerar a formação de ordens de franjas até aproximadamente a terceira franja. A formação de um número elevado de ordens de franja dificulta a análise dos resultados e a comparação entre eles.

Figura 34 Máquina de ensaios universal e polariscópio

Diferentes tipos de pontas e locais de aplicação de carga foram usados: ponta oclusal antagonista posterior unilateral direita; ponta pontual na fossa central do primeiro molar inferior direito; ponta pontual na incisal do primeiro pré-molar inferior direito e ponta pontual na incisal do incisivo central inferior direito (Figura 35).

Figura 35 A. Ponta oclusal antagonista unilateral;
B. Ponta de aplicação de carga pontual.

Para cada modelo, foram determinadas diferentes áreas de leitura fotoelástica (Figura 36), objetivando avaliar as áreas de interesse, rebordo e implantes, e de maneira que a luz incidisse perpendicularmente a superfície do modelo.

Figura 36 Áreas de leitura

Antes de cada aplicação de carga, o modelo era verificado quanto à ausência de tensões residuais. Caso houvesse a presença de tensões, o modelo fotoelástico passava por processo de eliminação de tensões residuais. Os modelos foram deixados em estufa por aproximadamente 10 minutos a 50° C (Figura 37) e depois aguardou-se, pelo mesmo tempo e em temperatura ambiente, o retorno da temperatura original do modelo (AGUIAR *et al.*, 2012). Somente após o modelo estar livre de tensões residuais é que foi submetido à nova aplicação de carga.

Figura 37 Eliminação de tensão residual

As imagens foram capturadas com câmera fotográfica Reflex (EOS Rebel, Canon, Tóquio, Japão) e armazenadas para posterior análise dos resultados. Para realização desta análise, um observador avaliou o padrão de distribuição de franjas isocromáticas em torno dos implantes e rebordo alveolar sob as diferentes condições de aplicação de carga. Quanto maior o número de franjas, maior a intensidade de tensão, e quanto mais próximas, maior a concentração. Os resultados foram comparados qualitativamente.

5. RESULTADOS

5.1. Teste de carga cíclica

Após os ensaios, os dados foram tabulados e analisados estatisticamente. Dois tipos de dados foram utilizados, os valores absolutos de força de retenção (Newtons) e a força de retenção relativa (%) à força medida antes da ciclagem (Apêndice).

5.1.1. Comparação entre grupos Controle e Teste

Tabela 2 Comparação da força de retenção entre controle e teste no grupo A (%)

	0	500000	1000000	1500000	2000000
Controle	100 (0) A	83,86 (8,72) A	87,2 (6,07) A	86,09 (9,16) A	87,71 (8,73) A
Teste	100 (0) A	83,91 (9,02) A	81,98 (13,56) A	72,2 (8,59) B	70,75 (9,08) B

* Parênteses: Desvio-Padrão. Letras: Igualdade entre linhas.

Tabela 3 Comparação da força de retenção entre controle e teste no grupo B (%)

	0	500000	1000000	1500000	2000000
Controle	100 (0) A	86,5 (12,72) A	89,21 (15,64) A	89,54 (9,35) A	98,59 (14,96) A
Teste	100 (0) A	69,44 (12,68) B	71,44 (12,09) B	68,72 (11,77) B	69,75 (15,39) B

* Parênteses: Desvio-Padrão. Letras: Igualdade entre linhas.

Tabela 4 Comparação da força de retenção entre controle e teste no grupo C (%)

	0	500000	1000000	1500000	2000000
Controle	100 (0) A	88,96 (10,09) A	87,47 (11,61) A	84,79 (12,39) A	88,54 (14,32) A
Teste	100 (0) A	83,09 (8,7) A	70,7 (10,34) B	70,13 (19,77) B	70,24 (18,73) B

* Parênteses: Desvio-Padrão. Letras: Igualdade entre linhas.

Tabela 5 Comparação da força de retenção entre controle e teste no grupo D (%)

	0	500000	1000000	1500000	2000000
Controle	100 (0) A	90,42 (14,16) A	89,4 (15,09) A	91,35 (16,62) A	95,59 (14,89) A
Teste	100 (0) A	80,44 (13,23) B	80,19 (23,77) B	69,83 (12,51) B	68,95 (9,84) B

* Parênteses: Desvio-Padrão. Letras: Igualdade entre linhas.

Figura 38 Manutenção da força de retenção (%) em relação ao número de ciclos em grupos controle e teste.

Inicialmente foram comparados os grupos teste com os grupos controle. Os resultados demonstraram diferenças significativas entre estes grupos. Nos grupos com três implantes (B e D) a influência da ciclagem foi demonstrada a partir de 500000 ciclos (tabelas 3 e 5). O grupo C teste demonstrou diferença significativa do

controle a partir de 100000 ciclos (tabela 4). O grupo A demonstrou influência da ciclagem apenas em 1500000 e 2000000 ciclos (tabela 2).

Nos grupos com dois implantes (A e C) foi observado menor interferência da ciclagem na força de retenção. Sendo o grupo A o que teve menor interferência. Nos grupos B e D a aplicação de carga cíclica reduziu a porcentagem de manutenção de retenção desde a primeira leitura após o início ciclagem.

5.1.2. Força de Retenção em grupos Teste

5.1.2.1. Comparação da Força de Retenção entre número de Ciclos por grupo Teste

Os valores de força de retenção foram comparados em cada tempo. O comportamento dos grupos ao longo do tempo é apresentado na figura 39 e na tabela 6.

Figura 39 Média da Força (N) de retenção em relação ao número de ciclos em grupos teste.

Tabela 6 Média da força de retenção (N) em função do número de ciclos em cada grupo

	0	500000	1000000	1500000	2000000
A	49,92 (9,22) Aa	41,66 (7,49) Ba	39,86 (2,65) BCa	35,48 (4,12) BCa	35,13 (6,67) Ca
B	86,06 (12,66) Ab	59,81 (14,28) Bbc	61,24 (12,74) Bb	58,7 (10,97) Bbc	58,93 (11,18) Bbc
C	63,5 (16,09) Aa	51,98 (11,27) Bac	44,42 (11,33) Ca	43,86 (15,26) Cac	43,6 (13,7) Cac
D	90,29 (17,67) Ab	71,93 (16,57) Bb	69,21 (9,62) Bb	62,68 (16,57) Cb	61,85 (13,9) Cb

* Parênteses: Desvio-Padrão. Letras Maiúsculas: Igualdade entre colunas. Letras Minúsculas: Igualdade entre linhas.

Analisando o comportamento de cada grupo ao longo do tempo de ensaio, verifica-se que em 500 mil ciclos todos os grupos apresentaram redução na força de retenção. O grupo B, nos tempos seguintes, se manteve sem redução até o fim da ciclagem. O grupo A teve uma redução gradual e constante até os 2000000 de ciclos. O grupo C teve redução na retenção até o tempo de 1000000 de ciclos e

depois se manteve constante até o fim da ciclagem. O grupo D, além da redução de retenção em 500 mil ciclos, teve mais uma redução em 1,5 milhões de ciclos, se mantendo constante entre 500 mil e 1 milhão, e entre 1,5 e 2 milhões de ciclos.

Os diferentes sistemas de retenção de cada grupo demonstraram diferentes comportamentos ao longo do tempo de ciclagem. No entanto, todos apresentaram redução na força de retenção na primeira leitura após a ciclagem.

5.1.2.2. Comparação da Força de retenção (N) entre grupos Teste.

A análise da diferença de força de retenção entre os grupos em cada tempo de ciclagem demonstrou que, antes da ciclagem e em 1 milhão de ciclos, os grupos com dois implantes possuíram menor força de retenção que os grupos com três implantes. Entre os grupos com dois implantes (A e C) e entre os com três implantes (B e D) não houve diferença significativa. A presença de *o'rings* distais não influenciou na força de retenção.

Nos outros tempos, foi possível observar que o grupo A (dois implantes e barra) e o grupo D (três implantes com barra e *o'rings*), mantiveram a diferença entre si. O grupo A apresentou menor força de retenção que o grupo D. No entanto, o mesmo não ocorreu entre o grupo B (três implantes com barras) e o grupo C (dois implantes com barra e *o'rings*). Não houve diferença significativa entre estes grupos. (Tabela 6).

5.1.3. Comparação da Manutenção de retenção (%) entre grupos teste por número de ciclos

Por não haver força de retenção similar entre todos os grupos, a capacidade de manter a retenção ao longo do tempo foi comparada entre os grupos por meio de porcentagem do total da força obtida na medição antes da ciclagem. O valor da força de retenção obtido antes da ciclagem foi considerado igual a 100%. Os valores das leituras seguintes foi uma proporção deste valor inicial. Os resultados desta comparação são apresentados na figura 40 e tabela 7.

Figura 40 Manutenção de força de retenção em grupos teste ao longo do teste de carga cíclica (%).

Tabela 7 Manutenção de força de retenção (%) entre os grupos Teste ao longo do teste de carga cíclica.

	0	500000	1000000	1500000	2000000
A	100 (0) A	83,91 (9,02) A	81,98 (13,56) A	72,2 (8,59) A	70,75 (9,08) A
B	100 (0) A	69,44 (12,68) B	71,44 (12,09) B	68,72 (11,77) A	69,75 (15,39) A
C	100 (0) A	83,09 (8,7) A	70,7 (10,34) B	70,13 (19,77) A	70,24 (18,73) A
D	100 (0) A	80,44 (13,23) A	80,19 (23,77) AB	69,83 (12,51) A	68,95 (9,84) A

* Parênteses: Desvio-Padrão. Letras: Igualdade entre linhas.

Em 500 mil ciclos, todos os grupos, com exceção do grupo B, perderam a capacidade retentiva na mesma proporção. O grupo B teve uma perda significativamente maior.

Em 1 milhão de ciclos, os grupos B e C se tornaram similares. O grupo A teve maior valor de manutenção de retenção. O grupo D foi semelhante ao A, porém não foi diferente de B e C. (Tabela 7).

Nos tempos de 1,5 e 2 milhões de ciclos todos os grupos apresentaram a mesma proporção de manutenção de retenção em relação à força inicial de cada grupo.

5.2. Análise Fotoelástica

Para melhor visualização dos resultados da análise fotoelástica, foi realizada montagem das imagens, gerando perspectiva panorâmica do modelo testado. A figura 41 apresenta as tensões após a aplicação de carga pontual no primeiro molar direito.

Figura 41 Tensões resultantes da aplicação de carga pontual no primeiro molar inferior direito nos quatro grupos testados.

Na aplicação de carga pontual no primeiro molar inferior direito (figura 41) observou-se maior intensidade de tensão nos grupos com três implantes, com alta concentração no implante ipsilateral à aplicação de carga (ordens de franja de 3 e 4), pouca concentração no implante medial (ordem de franja 1), ambos na região

apical, e nenhuma tensão no implante contralateral a carga. A tensão no rebordo ocorreu somente no lado carregado e com maior intensidade e distribuição nos grupos com 3 implantes que nos grupos com dois implantes, porém uma parte das franjas apresentou origem diferente do rebordo. Tensões que se originaram na região apical do implante, ipsilateral a carga, alcançaram a região do rebordo edêntulo, se misturando às tensões originadas no rebordo. Nos grupos com dois implantes a tensão concentrou-se também na região apical do implante ipsilateral à carga, porém com baixa intensidade (ordem de franja 1), o implante contralateral não apresentou tensão. A tensão no rebordo nestes grupos foi de baixa intensidade (ordem de franja 1).

A presença dos *o'rings* demonstrou aumento na quantidade de tensão transmitida ao modelo fotoelástico em ambos os grupos, no entanto nos grupos com dois implantes (grupo A, sem *o'ring* / grupo C com *o'ring*) o aumento não foi tão significativo quanto no grupo com três implantes, não chegando à segunda ordem de franja. Já nos grupos com três implantes (grupo B, sem *o'ring* / grupo D com *o'ring*), na área de maior concentração houve um aumento da ordem de franja 3 para a ordem de franja 5.

As tensões resultantes da aplicação de carga oclusal posterior unilateral são apresentadas na figura 42.

Figura 42 Tensões resultantes da aplicação de carga oclusal posterior unilateral direita nos quatro grupos testados.

Com o uso da ponta oclusal antagonista posterior unilateral direita (Figura 42) observou-se nos grupos com dois implantes média e baixa intensidade de tensão na região dos implantes (ordem de franja 1 e 2), com concentração na região apical do implante ipsilateral à carga e baixa intensidade na região do rebordo (ordem de franja 1) com concentração na área posterior ao segundo molar inferior direito. No implante e rebordo contralaterais não houve tensão. Nos grupos com três implantes pode-se observar pouca tensão na área do rebordo do lado da carga e nenhuma carga no contralateral. No grupo sem *o'ring* (grupo B) os implantes apresentaram média intensidade (ordem de franja 2), com concentração na região apical dos implantes ipsilateral e medial. No grupo com *o'ring* (grupo D), a tensão ficou restrita a região apical do implante ipsilateral a aplicação da carga, com intensidade alta (ordem de franja >3).

A presença dos *o’rings* gerou maior intensidade de tensão nos implantes em ambos os grupos. Nos grupos com dois implantes, a ordem de franja no grupo A foi 1 e no grupo C foi 2. Nos modelos com três implantes, a área de maior concentração aumentou da ordem de franja 2 para ordem maior que 3.

A figura 43 apresenta os resultados da aplicação de carga sobre a cúspide vestibular do primeiro pré-molar inferior direito.

Figura 43 Tensões resultantes da aplicação de carga sobre a cúspide vestibular do primeiro pré-molar inferior direito nos quatro grupos testados.

Na aplicação de carga sobre a cúspide vestibular do primeiro pré-molar inferior direito (Figura 43), os resultados mostraram concentração de tensões somente em torno dos implantes do lado carregado. Nos grupos com três implantes

houve tensão também no implante medial, porém de menor intensidade. Nenhum dos grupos apresentou tensão significativa na região do rebordo alveolar.

Quando comparado ao grupo com dois implantes (grupo A, ordem de franja 1; grupo C, ordem de franja 3), os grupos com 3 implantes apresentaram maior quantidade de tensão nos implantes (grupo B, ordem de franja 2; grupo D, ordem de franja 4). Ficando evidente, também, que a presença da extensão distal com *o'ring* elevou a intensidade de tensões ao redor dos implantes.

As tensões resultantes da aplicação de carga no incisivo central inferior direito são apresentadas na figura 44.

Figura 44 Tensões resultantes da aplicação de carga no incisivo central inferior direito nos quatro grupos testados.

A aplicação de carga no incisivo central inferior direito (Figura 44) gerou uma maior distribuição das tensões entre os implantes dos grupos com dois implantes,

evidenciando tensão levemente superior com a presença de *o'rings* distais. Nos grupos com três implantes houve uma maior concentração de tensão no implante medial, com pouca participação do implante ipsilateral à carga e quase nenhuma no implante contralateral. No grupo sem *o'rings* distais a tensão no implante medial foi maior (franja > 3) que no com *o'rings* (franja 3). Em ambos os grupos não houve tensão no rebordo alveolar.

A diferença de intensidade de tensão nos implantes foi significativa na comparação entre grupos com três implantes (grupo B, franja > 3; grupo D, franja 3) e grupos com dois implantes (grupo A, franja 2; grupo C, franja > 2), sendo o grupo B, o que apresentou maior quantidade de tensão.

As diferenças de comportamento mecânico das *overdentures* não ficaram tão realçadas quando da aplicação de carga na região anterior, porém o padrão de distribuição entre dois ou três implantes pode ser observado. Nos grupos com dois implantes, a carga se localizou entre os implantes e existiu uma distribuição mais igualitária entre eles. Nos grupos com três implantes, a carga se localizou sobre o implante medial, apresentando grande concentração ao redor deste e pouca distribuição entre os implantes adjacentes.

As tensões resultantes das aplicações de carga no grupo controle são apresentadas na figura 45.

Figura 45 Tensões resultantes para os quatro tipos de aplicação de carga no Grupo E (controle).

No grupo controle (Figura 45) durante aplicação de carga pontual no molar, a intensidade foi baixa na região dos ápices dos implantes ipsilaterais a carga, e menor ainda na área do rebordo do mesmo lado. O rebordo contralateral não apresentou tensão. Nos outros três tipos de aplicação de carga, houve maior concentração de tensão no ápice do implante medial ipsilateral a carga, com intensidade inferior a segunda ordem de franja. O implante distal ipsilateral a carga apresentou baixa tensão (inferior a ordem de franja 1). A área do rebordo, em ambos os lados, não apresentou tensão. A exceção foi o rebordo ipsilateral a carga durante aplicação de carga no primeiro pré-molar, que apresentou tensão baixa (inferior a ordem de franja 1).

Quando comparado aos outros grupos, o grupo controle mostrou transferir menos tensão aos implantes e rebordo. O único grupo que apresentou menos tensão em torno dos implantes foi o Grupo A, mas apenas nas aplicações de carga no primeiro pré-molar e primeiro molar. No entanto, o grupo A apresentou mais

tensão na área do rebordo que o grupo E. Todos os outros grupos apresentaram mais tensão que o controle.

6. *DISCUSSÃO*

Overdentures mandibulares sobre implantes são objeto de grande número de estudos encontrados na literatura científica. Estes artigos tratam do estudo de diversos parâmetros pertinentes ao sucesso deste tipo de tratamento. Dentre estes parâmetros, estão força de retenção sob ciclos de inserção e remoção, satisfação dos pacientes, condição óssea e gengival peri-implantar, reabsorção do rebordo remanescente, entre outros. Apesar disso, pode-se notar que um parâmetro pouco estudado é o efeito de carga cíclica, como ocorreria durante a mastigação, na manutenção da força de retenção. Os resultados deste trabalho demonstraram que carga cíclica é um fator influenciador na perda de retenção de *overdentures* mandibulares. Ao comparar os resultados entre grupos controle e teste, foi possível notar que os grupos com três implantes apresentaram maior influência da ciclagem na perda de retenção, enquanto o grupo A foi o menos influenciado.

Abi Nader, *et al.* (2011) também observaram influência na perda de retenção por simulação de carga mastigatória, porém avaliaram *overdentures* sobre dois retentores *Locator* durante 400 mil ciclos. Observaram que a perda foi em torno de 40%. Valor próximo ao observado neste estudo, onde, após toda a ciclagem, a perda em relação à retenção inicial foi em torno de 30%. No entanto, o mesmo não foi observado por Breedin, *et al.* (1996), que concluiu em seu trabalho que simulação de função mastigatória não causou nenhuma mudança significativa na retenção de *overdentures* sobre dois implantes unidos por barra. O que ocorreu, possivelmente, por terem usado barra do tipo Hader, que permite mais liberdade de rotação do clipe que a barra usada neste estudo (Dolder U), além de empregarem carga de 2,5 Kg, cerca de 5,2 vezes menos que a usada neste estudo, porém localizada sobre o clipe. Tais características podem ter preservado os retentores dos efeitos da carga cíclica aplicada. Van Kampe, *et al.* (2003) também não identificaram a influência do

uso durante três meses na força de retenção em *overdentures* sobre dois implantes com diferentes tipos de retentores. O tempo curto de acompanhamento, e os retentores avaliados (bola/o'ring, magnetos e barra cilíndrica) com características de grande resiliência geraram resultados divergentes dos observados neste estudo.

Os sistemas de retenção estudados apresentaram comportamentos diferentes até um milhão de ciclos, após não houve diferença entre os grupos quanto à manutenção de retenção. O grupo B foi o que teve maior perda de retenção, com grande perda em 500 mil ciclos e se mantendo estável até o final. Os grupos A e D tiveram comportamento semelhante, perdendo retenção de forma gradativa. Já o grupo C, teve perda significativa em um milhão de ciclos, se tornando diferente do grupo A. Talvez o fator que ocasionou estas diferenças foi a liberdade de movimentação das próteses. Movimentação em *overdentures* já foi identificada por outros autores (SETZ, WRIGHT E FERMAN, 2000; TOKUHISA, MATSUSHITA E KOYANO, 2003; KIMOTO *et al.*, 2009).

Segundo Kimoto, *et al.* (2009), estes movimentos resultam em desconforto para um parcela dos pacientes e esta relacionado com as dimensões da prótese. Já Setz, Wright e Ferman (2000), pesquisando *overdentures* sobre dois implantes, notaram que a configuração do retentor pode alterar a quantidade de movimento da prótese durante carga lateral. Os quatro tipos de retentores avaliados neste estudo, apresentam quantidades diferentes de suporte entre implante e mucosa, apresentando diferentes níveis de liberdade de movimentação. A liberdade de movimentação da prótese é determinada pelo posicionamento dos retentores. Posicionamento linear e paralelo à linha de fulcro permite maior suporte mucoso e movimentação. Outros posicionamentos promovem travamento com intensidade dependente do tamanho da área de suporte, quanto maior a área maior o

travamento. As *overdentures* que apresentaram melhor desempenho na manutenção de retenção (Grupo A) possuíam a maior liberdade de movimento. No entanto, o grupo que possuía a menor liberdade de movimentação (Grupo D) não foi o que apresentou o pior desempenho, sendo inclusive, semelhante ao grupo A. Com isso, pode-se observar que grande liberdade ou grande travamento da movimentação favorecem a integridade dos componentes, permitindo maior manutenção da retenção. Já situações onde o travamento sobre a barra é maior, mas existe esforço pela possibilidade de movimentação da prótese, a manutenção é menor. Como foi demonstrado pelo grupo B, que apresentou o pior desempenho. Este grupo possuía o mesmo travamento sobre os implantes que o grupo D, porém com maior possibilidade de movimentação devido a maior área de suporte mucoso.

Observou-se que a força de retenção foi equivalente entre grupos com o mesmo número de implantes/barras em determinados tempos de ciclagem ($A=C$ e $B=D$), no entanto, em 500 mil, 1,5 e 2 milhões de ciclos houve similaridade entre os valores de retenção dos grupos B e C. A menor manutenção de retenção observada no grupo B reduziu a força de retenção deste grupo ao nível da retenção do grupo C. Com um milhão de ciclos isto não foi observado, pois o grupo C também sofreu uma redução da manutenção da retenção, mantendo a diferença observada antes da ciclagem.

Quando foi analisada a capacidade de manutenção de retenção entre grupos com ou sem *o'rings*, pode-se notar que esta diferença alterou o comportamento frente à carga cíclica. Como demonstrado pelo grupo C, que teve maior perda de retenção que o grupo A em um milhão de ciclos, e pelo grupo D, que apresentou maior manutenção de retenção que o grupo B, em 500 mil ciclos. O acréscimo de *o'rings* distais gera a formação de cantilever. No grupo com menos implantes (grupo

C), a presença de cantilever aumentou o efeito da carga cíclica na perda de retenção. Já no grupo com três implantes (grupo D), diminuiu a perda de retenção, provavelmente pela redução do suporte mucoso e aumento da estabilidade da prótese. Por outro lado, deve-se levar em conta que a presença de cantilever em *overdentures* pode interferir com outros parâmetros responsáveis pelo sucesso em longo prazo deste tipo de prótese. A presença de cantilever, qualquer que seja o tipo de retentor, aumenta a perda óssea marginal peri-implantar (BILHAN, MUMCU e ARAT, 2011).

Apesar da perda de retenção, todos os grupos mantiveram valores satisfatórios de retenção no final de dois milhões de ciclos, acima de 4 N por retentor (LEHMANN e ARNIM, 1978). No entanto, para melhor determinar o comportamento dos sistemas de retenção quanto à perda de retenção é necessário considerar também a fadiga por inserção e remoção, que segundo alguns autores, possui influência na perda de retenção (DOUKAS *et al.*, 2008; EVTIMOVSKA *et al.*, 2009). Outras situações, como o uso agentes higienizadores de próteses (VARGHESE *et al.*, 2007) e possivelmente condições do ambiente bucal, com humidade e variações de temperatura podem interferir com os valores de retenção. A somatória destes fatores definirá o real valor do efeito do uso pelos pacientes na perda de retenção.

Considerando todos os fatores que promovem a perda de retenção, ter próteses com valor de retenção mais elevado prolongará o tempo necessário para se alcançar o limite mínimo clinicamente satisfatório. Apesar de em um determinado momento todos os grupos estudados apresentarem perda de retenção na mesma proporção, o grupo A apresentou cerca de metade da retenção do grupo D ao final da ciclagem.

Outras características dos sistemas de retenção devem ser analisadas para se definir o melhor planejamento. Uma dessas características é a transmissão de tensão ao osso peri-implantar, que pode prever o risco de complicações mecânicas e biológicas em cada sistema. Celik e Uludag (2007), em estudo de transmissão de tensões ao implante, investigaram *overdentures* sobre três implantes espiantados com barra com e sem *o'rings* distais, assim como não espiantados. Concluíram que o sistema de implantes espiantados com *o'rings* distais, em todas as situações testadas apresentou os menores valores de tensão ao redor dos implantes. O que não foi comprovado por este trabalho.

Observou-se neste estudo que os grupos com três implantes apresentaram maior tensão ao redor dos implantes e pouca ou nenhuma sobre o rebordo, provavelmente por existir uma maior limitação no movimento da prótese principalmente quando há a presença de *o'rings* distais. No grupo com dois implantes sem *o'rings*, onde há maior liberdade rotacional sobre a barra, a aplicação de carga na região posterior gerou divisão de tensões entre o rebordo alveolar e os implantes, o que ocorreu também no grupo com *o'rings*, porém em menor escala e com maior tensão sobre os implantes. A divisão de tensão entre rebordo e implantes, reduz a tensão sobre os implantes, no entanto, a tensão na região posterior do rebordo gera maior reabsorção óssea nesta área (DE JONG *et al.*, 2010). Informação não corroborada por Tymstra, *et al.* (2011), que não observaram diferenças na reabsorção óssea da região anterior da maxila e posterior da mandíbula em usuários de *overdentures* mandibulares sobre dois ou quatro implantes unidos por barras ou próteses totais convencionais. Afirmaram que usuários de *overdentures* não são mais suscetíveis a perda óssea do rebordo residual que pacientes usuários de próteses totais convencionais.

Os grupos com extensões distais (grupo C e D) evidenciaram uma maior geração de tensão ao redor dos implantes que os grupos sem extensão, resultado de momento de flexão sobre o conjunto de barra e implantes. Resultados semelhantes foram encontrados por Sadowsky e Caputo (2004), que notaram que retentores que possuíam menor suporte sobre o cantilever (plungers) apresentou maior divisão de tensão com o rebordo edêntulo resultando em menos tensão nos implantes. Em 2009, Mericske-Stern, *et al.* também observaram que retenção mais rígida da barra com retentores distais apresentou forças axiais significativamente mais altas e conseqüentemente maior necessidade de reaperto dos parafusos da barra. O mesmo não foi observado por Barão, *et al.* (2008) e Barão, *et al.* (2009), que observaram que *o'rings* distais melhoraram a distribuição de tensões quando associados com o sistema de barra clipe. No entanto, este padrão de distribuição de tensões foi observado principalmente nos componentes protéticos. Quando foram avaliados os tecidos de suporte as diferenças encontradas foram pequenas. Diferenças na metodologia, como uso do método de elementos finitos 2D, esplintagem dos implantes com barra cilíndrica e, principalmente, a aplicação de carga na região de incisivos centrais, explicam a diferença dos resultados destes autores com os resultados observados neste estudo.

Quando foi avaliada a aplicação de carga no incisivo central direito, as diferenças entre os grupos sobre dois implantes com e sem *o'rings* também foi pequena, porém com maior tensão na presença de *o'rings* distais. Nos grupos com três implantes houve concentração de tensão no implante medial. Nas aplicações de carga oclusal e pontual no molar ficou evidente a diferença de movimentação entre os grupos. O maior movimento dos grupos com dois implantes gerou maior divisão de tensão entre implantes e rebordo. Já na aplicação de carga sobre o pré-molar,

diferenças com relação à presença de o'rings distais, também observadas nos outros locais de aplicação, puderam ser mais bem notadas. A presença dessas extensões aumentou a tensão transmitida aos implantes. Apesar das diferenças entre os tipos de aplicação de carga, em todas as situações, os grupos sobre três implantes apresentaram mais tensão na região peri-implantar.

Apesar da maior tensão observada nestes grupos, determinar se estes valores ultrapassam o limite fisiológico ósseo não é possível. Uma comparação com um sistema de quatro implantes esplintados com barras foi realizada para se ter um parâmetro de comparação, já que este é um número seguro de implantes, inclusive para próteses totais fixas. Os resultados mostraram que o sistema de quatro implantes unidos por barras com *o'rings* distais apresentou menor tensão em torno dos implantes que os sistemas com três implantes. Apresentou também, a mesma quantidade de tensão observada nos sistemas com dois implantes, sendo que em alguns casos a tensão foi menor, o que está de acordo com o estudo de Prakash, D'souza e Adhikari (2009).

O excesso de tensão pode provocar complicações mecânicas e biológicas. Neste estudo foi observado que os grupos sobre três implantes apresentaram a maior tensão na região peri-implantar dentre os grupos estudados. Apesar disso, Bilhan, *et al.* (2011) não observaram relação significativa entre número de implantes, ocorrência de complicações, tipo de retentor e força de mordida entre grupos de usuários de *overdentures* sobre dois implantes com *Locator* ou *o'rings*; sobre três implantes unitários, sobre três implantes unidos por barra e sobre quatro implantes unidos por barra pelo período de 1 ano. O mesmo foi observado por Bilhan, Mumcu e Arat (2011) comparando grupos semelhantes quanto a índice de biofilme, índice de sangramento, profundidade de sondagem, e perda óssea peri-implantar. Geckili,

Mumcu e Bilhan (2012) também não observaram influência do tipo de conector, número de implantes, idade, sexo na perda óssea marginal de implantes suporte de *overdentures*.

Apesar das diferenças mecânicas e de manutenção dos diferentes sistemas de retenção usados em *overdentures*, os benefícios que o tratamento trará ao paciente assim como o seu custo devem ser considerados. O nível de satisfação do paciente com a prótese é um fator de grande importância no planejamento. Diversos autores apontam *overdentures* mandibulares como próteses com maior nível de satisfação que próteses convencionais (AWAD *et al.*, 2003; HEYDECKE *et al.*, 2003; KIMOTO e GARRETT, 2005; MACENTEE, WALTON e GLICK, 2005; PAN *et al.*, 2010), no entanto, segundo Allen, *et al.* (2001), aqueles pacientes que não se queixam das próteses convencionais e optam por elas apresentam nível de satisfação equivalente ao de *overdentures*.

Quando a satisfação foi comparada entre os tipos de sistema de retenção e número de implantes, diversos autores não observaram diferenças (AMBARD *et al.*, 2002; KARABUDA *et al.*, 2002; WALTON, MACENTEE e GLICK, 2002; TIMMERMAN *et al.*, 2004; MEIJER *et al.*, 2009; CUNE *et al.*, 2010; CORDARO *et al.*, 2012; MUMCU, BILHAN e GECKILI, 2012). Apesar disso, alguns autores recomendam o uso de sistemas com barra, ao invés de *o'rings*, por apresentarem menos manutenção (WALTON, MACENTEE e GLICK, 2002; TIMMERMAN *et al.*, 2004; MACENTEE, WALTON e GLICK, 2005). Dado não corroborado por Burns, *et al.* (2011), que não observaram diferença na quantidade de complicações entre esses tipos de *overdentures* e Gotfredsen e Holm (2000), que observou maior manutenção em barras.

No entanto, não existe um consenso na literatura quanto à diferença de satisfação entre tipos de *overdentures*. Barra pode apresentar menor satisfação que *o'rings* por gerar desconforto e instabilidade na prótese maxilar (NAERT *et al.*, 2004). Mas por outro lado, barras com retentores de precisão apresentaram maior satisfação que apenas barras, demonstrando a maior preferência dos pacientes por sistema mais rígido, mesmo este apresentando maior necessidade de intervenções (MERICSKE-STERN *et al.*, 2009). No estudo *cross-over* de Cune, *et al.* (2005), um maior número de pacientes preferiu *overdentures* retidas por barra, o mesmo não foi constatado em outro estudo *cross-over* de Burns, *et al.* (2011), onde 52% dos pacientes preferiram *overdentures* sobre dois *o'rings*.

Outro benefício da reabilitação com *overdentures* pode ser notado nas condições de mastigação. A literatura demonstra que portadores de *overdentures* apresentam maior força de mordida e melhor função mastigatória que próteses convencionais (BAKKE, HOLM e GOTFREDSEN, 2002; CHEN *et al.*, 2002; VAN KAMPEN *et al.*, 2004; MÜLLER *et al.*, 2012; TOMAN *et al.*, 2012). No entanto, Farias, *et al.* (2012) observaram que *overdentures* melhoram a satisfação com a experiência de mastigar, mas apresentam efeito limitado na eficiência mastigatória.

Apesar de apresentarem vantagens em relação à prótese convencional quanto à mastigação, quando se realiza comparação entre diferentes tipos de *overdentures* (número de implantes e sistemas de retenção) não é possível notar diferenças significativas na atividade muscular entre os tipos de *overdentures* (VAN DER BILT, VAN KAMPEN e CUNE, 2006). Não é possível notar diferenças também quanto à eficiência mastigatória (MÜLLER *et al.*, 2012), atividade do masseter (UÇANKALE *et al.*, 2012) e força de mordida (BILHAN *et al.*, 2012). Embora pacientes usuários de *overdentures* apresentem maior força de mordida, este fato

não se reflete em um maior nível de satisfação com a prótese (CUNE *et al.*, 2005; GECKILI *et al.*, 2012). Maior nível de satisfação e conforto é associado com alta estabilidade da prótese (MERICSKE-STERN *et al.*, 2009), e tem pouca relação com retenção (BURNS *et al.*, 2011). Todos os sistemas avaliados neste estudo, independente da capacidade de manutenção de retenção, apresentaram ao final da ciclagem retenção clinicamente satisfatória, no entanto, os resultados da análise de tensões mostraram que maior número de implantes gera menor suporte mucoso promovendo maior estabilidade da prótese, o que poderia ser vantajoso para um maior nível de conforto e satisfação com mastigação.

O estudo da manutenção de força de retenção e da transmissão de tensões demonstrou diferenças entre os sistemas de retenção avaliados, no entanto, todos estes sistemas são usados clinicamente e sem diferenças importantes entre eles quanto a parâmetros clínicos, como índice de biofilme, índice de sangramento, alteração no nível de inserção, valores de Periotest, nível ósseo marginal, características microbiológicas e imunológicas do tecido periimplantar (NAERT *et al.*, 2004; VISSER *et al.*, 2005; LACHMANN *et al.*, 2007; WEINLÄNDER, PIEHSLINGER e KRENNMAIR, 2010; BILHAN, MUMCU e ARAT, 2011; GECKILI, MUMCU e BILHAN, 2012). Qualquer que seja o tipo de retentor para *overdenture*, independente do número de implantes, não acarretará prejuízo para esses parâmetros que contraindique o seu uso. Baseado nisto, nenhum destes parâmetros servirá como critério de escolha do tipo de retentor.

Considerando essas características das *overdentures* e a revisão de literatura de Thomason, *et al.* (2012) apoiando os consensos McGill (2002) e York (2009), onde concluem que *overdentures* sobre dois implantes não são o padrão ouro em terapias sobre implantes, mas o padrão mínimo, que deve ser suficiente para a

maioria das pessoas, levando em conta o desempenho, satisfação dos pacientes, custo e tempo gasto, deve-se lembrar que para uma minoria, este tipo de tratamento não é suficiente.

Burns, *et al.* (2011) demonstraram que 52% dos pacientes preferiram *overdentures* sobre dois *o'rings* e 48% preferiram outros tipos de sistemas de retenção (barras sobre quatro implantes ou dois implantes). Kimoto, *et al.* (2009) notaram que o movimento rotacional que ocorre em determinadas situações é uma queixa dos pacientes e possui efeito negativo na percepção da habilidade mastigatória. Por essas razões, buscar entender e investigar sistemas de retenção mais complexos que possam solucionar estes problemas, levando em conta o desempenho, satisfação dos pacientes, custo e tempo gasto, se faz necessário.

As diferenças encontradas neste estudo quanto à manutenção de retenção sob carga cíclica e a transmissão de tensão demonstram que sistemas de retenção mais complexos, como o grupo D, apesar do custo mais elevado, podem beneficiar aqueles que pertencem a um grupo de pacientes que preferem ou necessitam de maior estabilidade e retenção da prótese. Para determinar este tipo de paciente, características como tipo de relação maxilo-mandibular, oclusão, experiências protética prévia, presença movimentação da prótese e presença de queixas e desconforto relacionado às *overdentures* devem ser consideradas.

Neste estudo observou-se que quanto maior o número de implantes e número de retentores, mais suporte é dado pelos implantes e mais tensão é transmitida a área peri-implantar. Por outro lado, menor é o suporte mucoso. Essas diferenças quanto à quantidade de suporte dado pelos implantes também influenciaram a manutenção da retenção até um milhão de ciclos. Estas características também devem ser consideradas ao se planejar tratamentos com *overdentures* mandibulares

sobre implantes. O conhecimento dos tipos de retentores amplia as possibilidades de indicação e permite alcançar uma maior personalização do plano de tratamento. A concepção de personalizar o tratamento para as necessidades do paciente possibilita aumento no nível de satisfação assim como o sucesso da reabilitação.

7. CONCLUSÕES

Baseado neste estudo laboratorial e considerando suas limitações, pode-se concluir que:

1. O teste de carga cíclica influenciou negativamente a manutenção da força de retenção;
2. O grupo sobre três implantes com barra foi o mais influenciado pela carga cíclica, enquanto o grupo sobre dois implantes e barra, o menos influenciado. Apesar dessas diferenças, ao final da ciclagem todos os grupos mantiveram cerca de 70% da retenção inicial;
3. Os grupos com três implantes apresentaram maior força de retenção inicial, mas ao final da ciclagem os grupos três implantes com barra e dois implantes com barra e o'rings distais se tornaram semelhantes;
4. *Overdentures* sobre três implantes esplintados transmitiram mais tensão aos implantes e pouca ou nenhuma tensão ao rebordo, enquanto *overdentures* sobre dois implantes esplintados distribuíram tensão com menor intensidade entre implantes e rebordo;
5. A presença de *o'rings* distais aumentou a transmissão de tensão aos implantes quando realizado carga posterior.
6. Aplicações de carga na região posterior evidenciaram melhor a distribuição de tensão entre implantes e rebordo que a aplicação de carga na região anterior. Esta demonstrou apenas diferenças no padrão de distribuição de tensão entre os implantes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abi Nader S, de Souza RF, Fortin D, De Koninck L, Fromentin O, Albuquerque Junior RF. Effect of simulated masticatory loading on the retention of stud attachments for implant overdentures. *J Oral Rehabil*. 2011;38(3):157-64.

Aguiar FA Jr, Tiozzi R, Macedo AP, Mattos Mda G, Ribeiro RF, Rodrigues RC. Photoelastic analysis of stresses transmitted by UCLA abutments on different types of implant-supported single restorations under static occlusal loads. *J Craniofac Surg*. 2012;23(7 Suppl 1):2019-23.

Akça K, Akkocaoglu M, Cömert A, Tekdemir I, Cehreli MC. Bone strains around immediately loaded implants supporting mandibular overdentures in human cadavers. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(1):101-9.

Allen PF, McMillan AS, Walshaw D. A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. *J Prosthet Dent*. 2001;85(2):141-7.

Alsabeeha NH, Payne AG, Swain MV. Attachment systems for mandibular two-implant *overdentures*: a review of in vitro investigations on retention and wear features. *Int J Prosthodont*. 2009; 22(5):429-40.

Ambard AJ, Fanchiang JC, Mueninghoff L, Dasanayake AP. Cleansability of and patients' satisfaction with implant-retained overdentures: a retrospective comparison of two attachment methods. *J Am Dent Assoc*. 2002;133(9):1237-42.

Assad AS, Abd El-Dayem MA, Badawy MM. Comparison between mainly mucosa-supported and combined mucosa-implant-supported mandibular overdentures. *Implant Dent*. 2004;13(4):386-94.

Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg*. 2009;20(4):1173-7.

Assunção WG, Jorge JR, Dos Santos PH, Barão VA, Gomes EA, Delben JA. The effect of mechanical cycling and different misfit levels on Vicker's microhardness of retention screws for single implant-supported prostheses. *J Prosthodont*. 2011;20(7):523-7.

Assunção WG, Tabata LF, Barão VA, Rocha EP. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *J Oral Rehabil*. 2008;35(10):766-74.

Awad MA, Lund JP, Dufresne E, Feine JS. Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: satisfaction and functional assessment. *Int J Prosthodont.* 2003;16(2):117-22.

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

Barão VA, Assunção WG, Tabata LF, Delben JA, Gomes EA, de Sousa EA, Rocha EP. Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained *overdentures* with different attachment systems. *J Craniofac Surg.* 2009;20(4):1066-71.

Barão VA, Assunção WG, Tabata LF, de Sousa EA, Rocha EP. Effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution of implant-retained overdentures-2D FEA. *Comput Methods Programs Biomed.* 2008;92(2):213-23.

Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13:539-45.

Ben-Ur Z, Gorfil C, Shifman A. Anterior implant-supported *overdentures*. *Quintessence Int.* 1996;27:603-606.

Besimo CE, Guarneri A. In vitro retention force changes of prefabricated attachments for *overdentures*. *J Oral Rehabil.* 2003;30:671-678.

Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bilmenoglu C. Maintenance requirements associated with mandibular implant overdentures: clinical results after first year of service. *J Oral Implantol.* 2011;37(6):697-704.

Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Cilingir A, Bozdog E. The influence of implant number and attachment type on maximum bite force of mandibular overdentures: a retrospective study. *Gerodontology.* 2012;29(2):116-20.

Bilhan H, Mumcu E, Arat S. The comparison of marginal bone loss around mandibular overdenture-supporting implants with two different attachment types in a loading period of 36 months. *Gerodontology.* 2011;28(1):49-57.

Botega, D. M; Mesquita, M. F; Henriques, G. E; Vaz, L. G. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. J Oral Rehabil. 2004;31:884-889.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl. 1977;16:1-132.

Breeding LC, Dixon DL, Schmitt S. The effect of simulated function on the retention of bar-clip retained removable prostheses. J Prosthet Dent. 1996;75(5):570-3.

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

Burns DR. Mandibular implant overdenture treatment: consensus and controversy. J Prosthodont. 2000;9:37-46.

Burns DR, Unger JW, Coffey JP, Waldrop TC, Elswick RK Jr. Randomized, prospective, clinical evaluation of prosthodontic modalities for mandibular implant overdenture treatment. J Prosthet Dent. 2011;106(1):12-22.

Burns DR, Unger JW, Elswick RK Jr, Gigilo JA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant *overdentures*. Part II—Patient satisfaction and preference. J Prosthet Dent. 1995;73:364–369.

Cekiç C, Akça K, Cehreli MC. Effects of attachment design on strains around implants supporting overdentures. Quintessence Int. 2007;38(6):291-7.

Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implantYretained mandibular *overdentures*. J Prosthet Dent. 2007;97:229-235.

Chen L, Xie Q, Feng H, Lin Y, Li J. The masticatory efficiency of mandibular implant-supported overdentures as compared with tooth-supported overdentures and complete dentures. J Oral Implantol. 2002;28(5):238-43.

Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. J Prosthet Dent 2001;85:268-275.

Cordaro L, di Torresanto VM, Petricevic N, Jornet PR, Torsello F. Single unit attachments improve peri-implant soft tissue conditions in mandibular overdentures supported by four implants. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(5):536-42.

Cune M, Burgers M, van Kampen F, de Putter C, van der Bilt A. Mandibular overdentures retained by two implants: 10-year results from a crossover clinical trial comparing ball-socket and bar-clip attachments. *Int J Prosthodont.* 2010;23(4):310-7.

Cune M, van Kampen F, van der Bilt A, Bosman F. Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant *overdentures*: A cross-over clinical trial. *Int J Prosthodont.* 2005;18(2):99-105.

Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys.* 2008;30(2):218-25.

Deines DN, Eick JD, Cobb CM, Bowles CQ, Johnson CM. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1993;13(6):540-9.

de Jong MH, Wright PS, Meijer HJ, Tymstra N. Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with overdentures supported by two or four endosseous implants in a 10-year prospective comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(6):1168-74.

Doukas D, Michelinakis G, Smith PW, Barclay CW. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular *overdentures* on 2 implants: 6- month fatigue retention values. *Int J Prosthodont.* 2008;21:152–154.

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

Eisenman, E. Implant retained suprastructures passivated to a stress free fit through spark erosion. *Quintessenz Zahntechnik Implantologie.* 1997;2:1440.

Farias Neto A, Pereira BM, Xitara RL, Germano AR, Ribeiro JA, Mestriner Junior W, Carreiro Ada F. The influence of mandibular implant-retained overdentures in masticatory efficiency. *Gerodontology*. 2012;29(2):650-5.

Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent*. 1996;76(6):624-632.

Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, et al. The McGill Consensus Statement on Overdentures. Montreal, Quebec, Canada. May 24-25, 2002. *Int J Prosthodont*. 2002;15(4):413-4.

Geckili O, Bilhan H, Mumcu E, Tuncer N. The influence of maximum bite force on patient satisfaction and quality of life of patients wearing mandibular implant overdentures. *Oral Implantol*. 2012;38(3):271-7.

Geckili O, Mumcu E, Bilhan H. The effect of maximum bite force, implant number, and attachment type on marginal bone loss around implants supporting mandibular overdentures: a retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14 Suppl 1:91-7.

Gotfredsen K, Holm B. Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study. *Int J Prosthodont*. 2000;13(2):125-30.

Harder S, Wolfart S, Egert C, Kern M. Three-year clinical outcome of single implant-retained mandibular overdentures--results of preliminary prospective study. *J Dent*. 2011;39(10):656-61.

Heydecke G, Klemetti E, Awad MA, Lund JP, Feine JS. Relationship between prosthodontic evaluation and patient ratings of mandibular conventional and implant prostheses. *Int J Prosthodont*. 2003;16(3):307-12.

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

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. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(2):143-152.

Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, Johns RB, et al. A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:291-8.

Karabuda C, Tosun T, Ermis E, Ozdemir T. Comparison of 2 retentive systems for implant-supported overdentures: soft tissue management and evaluation of patient satisfaction. *J Periodontol.* 2002;73(9):1067-70.

Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained *overdentures*. *J Prosthet Dent.* 1998;80:559-564.

Kimoto K, Garrett NR. Effect of mandibular ridge height on patients' perceptions with mandibular conventional and implant-assisted overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(5):762-8.

Kimoto S, Pan S, Drolet N, Feine JS. Rotational movements of mandibular two-implant overdentures. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(8):838-43.

Kordatzis K, Wright PS, Meijer HJ. Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(3):447-52.

Lachmann S, Kimmerle-Müller E, Gehring K, Axmann D, Gomez-Roman G, Watzek G, Weber H. A comparison of implant-supported, bar- or ball-retained mandibular overdentures: a retrospective clinical, microbiologic, and immunologic study of 10 edentulous patients attending a recall visit. *Int J Prosthodont.* 2007;20(1):37-42.

Lehmann KM, Arnim FV. Studies on the retention forces of snap-on attachments. *Quintess Dent Technol.* 1978;7:45-48.

MacEntee 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.

Machado AC, Cardoso L, Brandt WC, Henriques GE, de Arruda Nóbilo MA. Photoelastic analysis of the distribution of stress in different systems of overdentures on osseous-integrated implants. *J Craniofac Surg.* 2011;22(6):2332-6.

Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res.* 1955;34(6):831-8.

Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent.* 1992;68(1):96-102.

Meijer HJ, Raghoobar GM, Batenburg RH, Visser A, Vissink A. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants: a 10-year clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(7):722-8.

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

Mericske-Stern R, Probst D, Fahländer F, Schellenberg M. Within-subject comparison of two rigid bar designs connecting two interforaminal implants: patients' satisfaction and prosthetic results. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11(3):228-37.

Mericske-Stern R, Steinlin Schaffner T, Marti P, Geering AH. Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clin Oral Implants Res* 1994;5:9-18.

Misch, C. E. Contemporary Implant Dentistry. Saint Louis: Mosby, 1999.

Müller F, Hernandez M, Grütter L, Aracil-Kessler L, Weingart D, Schimmel M. Masseter muscle thickness, chewing efficiency and bite force in edentulous patients with fixed and removable implant-supported prostheses: a cross-sectional multicenter study. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(2):144-50.

Mumcu, E., Bilhan, H., Geckili, O. The effect of attachment type and implant number on satisfaction and quality of life of mandibular implant-retained overdenture wearers. *Gerodontology* 2012;29:618–623.

Naert I, Alsaadi G, Quirynen M. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *Int J Prosthodont.* 2004;17(4):401-10.

Naert I, Alsaadi G, van Steenberghe D, Quirynen M. A 10-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining mandibular overdentures: peri-implant outcome. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(5):695-702.

Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, van Steenberghe D. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. *J Oral Rehabil* 1999;26:195-202.

Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent*. 1992;68(6):949-56.

Pan S, Dagenais M, Thomason JM, Awad M, Emami E, Kimoto S, Wollin SD, Feine JS. Does mandibular edentulous bone height affect prosthetic treatment success? *J Dent*. 2010;38(11):899-907.

Payne AG, Walton TR, Walton JN, Solomons YF. The outcome of implant overdentures from a prosthodontic perspective: proposal for a classification protocol. *Int J Prosthodont*. 2001;14(1):27-32.

Porter JA Jr, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(5):651-62.

Prakash V, D'Souza M, Adhikari R. A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: a three dimensional finite element analysis. *Indian J Dent Res*. 2009;20(1):31-6.

Rodrigues RC, Faria AC, Macedo AP, Sartori IA, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. An in vitro study of non-axial forces upon the retention of an O-ring attachment. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(12):1314-9.

Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. *J Oral Rehabil*. 2007;34:41–51.

Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J Prosthet Dent*. 2001;86(5):468-73.

Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J Prosthet Dent*. 2004;92:328-36.

Sanz M, Alandez J, Lazaro P, Calvo JL, Quirynen M, van Steenberghe D. Histopathologic characteristics of peri-implant soft tissues in Brånemark implants with 2 distinct clinical and radiological patterns. *Clin Oral Implants Res.* 1991;2(3):128-34.

Schall R. Estimation in generalized linear models with random effects. *Biometrika.* 1991;78(4):719-727.

Setz JM, Wright PS, Ferman AM. Effects of attachment type on the mobility of implant-stabilized overdentures--an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2000;13(6):494-9.

Stoker G, van Waas R, Wismeijer D. Long-term outcomes of three types of implant-supported mandibular overdentures in smokers. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(8):925-9.

Takeshita S, Kanazawa M, Minakuchi S. Stress analysis of mandibular two-implant overdenture with different attachment systems. *Dent Mater J.* 2011 Nov 25. [Epub ahead of print]

Thomason JM, Feine J, Exley C, Moynihan P, Müller F, Naert I, et al. Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients--the York Consensus Statement. *Br Dent J.* 2009;22;207(4):185-6.

Thomason JM, Kelly SA, Bendkowski A, Ellis JS. Two implant retained overdentures--a review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. *J Dent.* 2012;40(1):22-34.

Timmerman R, Stoker GT, Wismeijer D, Oosterveld P, Vermeeren JI, van Waas MA. An eight-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.

Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *Int J Prosthodont.* 2003;16(2):128-34.

Toman M, Toksavul S, Saracoglu A, Cura C, Hatipoglu A. Masticatory performance and mandibular movement patterns of patients with natural dentitions, complete dentures, and implant-supported overdentures. *Int J Prosthodont.* 2012;25(2):135-7.

Tymstra N, Raghoobar GM, Vissink A, Meijer HJ. Maxillary anterior and mandibular posterior residual ridge resorption in patients wearing a mandibular implant-retained overdenture. *J Oral Rehabil.* 2011;38(7):509-16.

Uçankale M, Akoğlu B, Ozkan Y, Ozkan YK. The effect of different attachment systems with implant-retained overdentures on maximum bite force and EMG. *Gerodontology.* 2012;29(1):24-9.

Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Laganá DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz Oral Res.* 2004;18(1):45-52.

van der Bilt A, van Kampen FM, Cune MS. Masticatory function with mandibular implant-supported overdentures fitted with different attachment types. *Eur J Oral Sci.* 2006;114(3):191-6.

van Kampen F, Cune M, van der Bilt A, Bosman F. Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: an in vivo comparison after 3 months of function. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(6):720-6.

van Kampen FM, van der Bilt A, Cune MS, Fontijn-Tekamp FA, Bosman F. Masticatory function with implant-supported overdentures. *J Dent Res.* 2004;83(9):708-11.

van Steenberghe D, Quirynen M, Calberson L, Demanet M. A prospective evaluation of the fate of 697 consecutive intra-oral fixtures admodum Branemark in the rehabilitation of edentulism. *J Head Neck Pathol.* 1987;6:53-8.

Visser A, Raghoobar GM, Meijer HJ, Batenburg RH, Vissink A. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants. A 5-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(1):19-25.

Walmsley AD. Magnetic retention in prosthetic dentistry. *Dent Update.* 2002;29(9):428-33.

Walton JN, MacEntee MI, Glick N. One-year prosthetic outcomes with implant overdentures: a randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(3):391-8.

Watson CJ, Tinsley D, Sharma S. Implant complications and failures: the complete overdenture. *Dent Update*. 2001;28(5):234-8, 240.

Weinländer M, Piehslinger E, Krennmair G. Removable implant-prosthodontic rehabilitation of the edentulous mandible: five-year results of different prosthetic anchorage concepts. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(3):589-97.

Wright PS, Glantz PO, Randow K, Watson RM. The effects of fixed and removable implant-stabilised prostheses on posterior mandibular residual ridge resorption. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13(2):169-74.

Tabela 8 Força de retenção (N) dos grupos Teste

FORÇA DE RETENÇÃO (N) TESTE																
CICLOS (X 100.000)	A															
	A1			A2			A3			A4			A5			
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	
	0	40,00	44,06	39,97	55,74	49,55	48,24	71,74	58,36	55,70	56,05	55,23	52,10	43,25	37,84	40,97
	5	34,96	33,95	36,50	47,16	44,87	45,30	48,08	42,52	41,90	56,20	49,71	46,23	34,96	31,20	31,29
	10	43,41	35,13	40,58	42,63	41,59	40,51	40,62	39,19	37,76	44,06	41,20	40,00	37,69	35,56	38,03
	15	36,33	34,48	32,66	31,31	32,62	33,16	42,67	40,35	40,24	39,89	37,84	38,11	32,12	30,11	30,30
	20	31,31	29,34	31,96	39,62	38,92	38,19	35,95	39,70	41,71	42,83	41,67	41,20	25,24	24,23	25,08
	B															
	B1			B2			B3			B4			B5			
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	
0	83,14	80,59	78,12	90,56	90,37	91,80	114,99	89,05	82,06	85,77	70,62	60,76	103,82	86,81	82,37	
5	53,69	54,23	53,31	72,39	72,67	78,23	80,63	77,15	74,06	48,70	42,67	43,10	56,05	43,99	46,23	
10	57,63	58,60	59,79	84,84	77,15	79,27	72,32	67,14	66,91	50,70	46,07	45,03	53,07	50,71	49,32	
15	68,76	57,86	65,98	73,52	74,60	70,66	53,18	47,62	54,50	47,97	42,94	39,73	62,65	59,91	60,57	
20	54,92	48,51	49,59	77,81	73,98	76,38	45,92	42,75	49,32	67,83	61,11	57,44	60,92	63,00	54,46	
C																
C1			C2			C3			C4			C5				
1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3		
0	67,49	67,64	65,09	92,18	80,98	76,72	81,98	66,94	64,51	44,57	42,52	40,74	68,45	46,23	46,42	
5	60,93	54,97	56,57	71,31	67,29	64,08	57,78	53,34	53,26	42,40	38,96	38,50	42,67	39,58	38,03	
10	56,12	51,45	52,68	62,27	55,47	53,34	51,21	47,73	44,06	34,75	34,79	33,78	30,84	28,99	28,87	
15	61,03	57,75	56,70	62,69	64,12	63,89	36,33	31,89	32,27	39,19	38,19	37,41	25,94	25,36	25,16	
20	55,74	52,33	50,25	66,37	64,05	61,53	33,55	32,39	32,78	40,78	40,31	39,54	29,26	27,83	27,25	
D																
D1			D2			D3			D4			D5				
1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3		
0	65,82	63,89	63,58	120,79	106,33	101,42	113,29	101,04	87,62	89,01	82,17	74,17	96,89	94,39	93,96	
5	66,02	60,24	58,68	106,76	93,46	88,32	63,85	64,20	62,65	62,50	54,92	51,99	92,18	76,61	76,61	
10	84,88	77,73	76,80	77,3	73,28	71,81	61,46	58,29	58,02	59,76	57,20	56,20	78,62	73,67	73,17	
15	48,35	49,51	46,77	91,76	86,04	86,54	46,23	48,16	51,06	58,71	53,76	51,06	77,11	73,05	72,16	
20	49,28	47,04	45,07	86,39	74,13	75,80	51,10	57,05	56,93	53,03	51,68	51,48	80,16	74,91	73,67	

Tabela 9 Força de retenção (%) dos grupos Teste

FORÇA DE RETENÇÃO (%) TESTE															
CICLOS (X 100.000)	A														
	A1			A2			A3			A4			A5		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
	0	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%
	5	87%	77%	91%	85%	91%	94%	67%	73%	75%	100%	90%	89%	81%	76%
	10	109%	80%	102%	76%	84%	84%	57%	67%	68%	79%	75%	77%	87%	93%
	15	91%	78%	82%	56%	66%	69%	59%	69%	72%	71%	69%	73%	74%	74%
	20	78%	67%	80%	71%	79%	79%	50%	68%	75%	76%	75%	79%	58%	61%
	B														
	B1			B2			B3			B4			B5		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
0	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%
5	65%	67%	68%	80%	80%	85%	70%	87%	90%	57%	60%	71%	54%	51%	56%
10	69%	73%	77%	94%	85%	86%	63%	75%	82%	59%	65%	74%	51%	58%	60%
15	83%	72%	84%	81%	83%	77%	46%	53%	66%	56%	61%	65%	60%	69%	74%
20	66%	60%	63%	86%	82%	83%	40%	48%	60%	79%	87%	95%	59%	73%	66%
C	C														
	C1			C2			C3			C4			C5		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
	0	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%
	5	90%	81%	87%	77%	83%	84%	70%	80%	83%	95%	92%	95%	62%	86%
	10	83%	76%	81%	68%	68%	70%	62%	71%	68%	78%	82%	83%	45%	63%
	15	90%	85%	87%	68%	79%	83%	44%	48%	50%	88%	90%	92%	38%	55%
	20	83%	77%	77%	72%	79%	80%	41%	48%	51%	91%	95%	97%	43%	60%
D	D														
	D1			D2			D3			D4			D5		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
	0	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%
	5	100%	94%	92%	88%	88%	87%	56%	64%	72%	70%	67%	70%	95%	81%
	10	129%	122%	121%	64%	69%	71%	54%	58%	66%	67%	70%	76%	81%	78%
	15	73%	77%	74%	76%	81%	85%	41%	48%	58%	66%	65%	69%	80%	77%
	20	75%	74%	71%	72%	70%	75%	45%	56%	65%	60%	63%	69%	83%	79%

Tabela 10 Força de retenção (N) dos grupos Controle

FORÇA DE RETENÇÃO (N) CONTROLE																
CICLOS (X 100.000)	A															
	A1			A2			A3			A4			A5			
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	
	0	77,34	73,05	66,48	68,07	61,73	58,25	60,22	51,45	48,78	60,49	59,49	57,82	54,81	47,12	45,42
	5	56,82	54,69	52,76	49,24	46,96	43,99	46,11	45,22	44,87	59,60	53,22	50,25	49,28	42,25	43,29
	10	58,09	56,62	55,58	56,55	53,76	51,91	50,67	48,51	47,16	53,80	53,11	51,99	45,84	43,17	42,67
	15	57,20	54,81	54,19	54,61	53,96	55,81	45,26	42,9	39,97	59,68	59,41	56,47	42,75	42,17	42,36
	20	65,28	64,51	62,65	49,55	48,74	47,66	49,67	50,36	48,74	49,40	48,78	48,16	47,97	47,08	45,61
	B															
	B1			B2			B3			B4			B5			
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	
0	78,89	68,57	63,93	146,49	136,56	116,81	128,56	103,16	80,74	77,54	79,39	68,30	102,54	84,57	83,84	
5	57,32	55,50	54,58	95,39	105,44	106,49	88,24	79,24	84,38	76,18	72,12	70,73	87,58	83,06	82,87	
10	45,88	45,15	44,22	132,23	125,62	125,73	100,42	91,60	87,08	82,99	75,53	71,24	85,23	81,21	79,35	
15	64,97	62,77	61,96	125,39	120,25	118,93	94,66	89,17	90,33	67,72	64,86	64,12	81,94	76,45	76,88	
20	88,55	84,18	83,41	125,58	127,78	123,53	100,61	93,00	85,96	76,38	71,39	70,35	81,94	76,45	76,88	
C																
C1			C2			C3			C4			C5				
1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3		
0	96,89	83,06	78,42	83,99	72,74	70,11	76,03	68,49	63,93	67,99	60,18	54,58	69,57	61,42	57,17	
5	66,29	62,00	60,03	71,62	67,76	67,25	74,29	64,36	60,41	62,00	58,48	57,59	56,01	53,73	52,84	
10	64,78	59,91	59,99	75,72	72,97	72,59	59,29	54,92	53,61	59,49	58,83	57,86	58,48	55,93	53,84	
15	61,53	58,29	57,51	75,14	70,11	72,09	56,62	53,61	55,35	62,15	60,14	56,28	52,22	49,90	49,24	
20	74,87	70,19	67,22	80,36	78,50	77,42	62,27	59,87	59,41	59,52	60,99	59,25	45,18	42,36	41,71	
D																
D1			D2			D3			D4			D5				
1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3		
0	100,96	90,87	77,73	126,28	113,60	110,89	107,65	79,89	60,03	108,15	82,79	63,89	122,45	103,55	100,77	
5	91,72	82,68	82,21	100,38	97,71	96,9	78,08	77,46	75,95	72,63	66,13	63,58	107,25	97,40	92,30	
10	80,28	76,07	75,37	103,35	99,91	99,99	76,07	68,57	64,47	88,09	82,99	84,49	93,92	85,92	84,03	
15	81,94	78,31	75,37	106,33	101,07	99,10	77,69	74,10	80,67	71,97	67,33	74,52	107,41	101,85	94,19	
20	91,64	86,66	83,49	131,92	122,41	118,70	78,93	70,00	67,02	83,87	80,32	79,04	88,13	91,02	90,95	

Tabela 11 Força de retenção (%) dos grupos Controle

FORÇA DE RETENÇÃO (%) CONTROLE															
CICLOS (X 100.000)	A														
	A1			A2			A3			A4			A5		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
	0	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%
	5	73%	75%	79%	72%	76%	76%	77%	88%	92%	99%	89%	87%	90%	95%
	10	75%	78%	84%	83%	87%	89%	84%	94%	97%	89%	89%	90%	84%	94%
	15	74%	75%	82%	80%	87%	96%	75%	83%	82%	99%	100%	98%	78%	93%
	20	84%	88%	94%	73%	79%	82%	82%	98%	100%	82%	82%	83%	88%	100%
	B														
	B1			B2			B3			B4			B5		
CICLOS (X 100.000)	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
	0	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%
	5	73%	81%	85%	65%	77%	91%	69%	77%	105%	98%	91%	104%	85%	99%
	10	58%	66%	69%	90%	92%	108%	78%	89%	108%	107%	95%	104%	83%	95%
	15	82%	92%	97%	86%	88%	102%	74%	86%	112%	87%	82%	94%	80%	92%
	20	112%	123%	130%	86%	94%	106%	78%	90%	106%	99%	90%	103%	80%	92%
CICLOS (X 100.000)	C														
	C1			C2			C3			C4			C5		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
	0	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%
	5	68%	75%	77%	85%	93%	96%	98%	94%	94%	91%	97%	106%	81%	92%
	10	67%	72%	76%	90%	100%	104%	78%	80%	84%	87%	98%	106%	84%	94%
	15	64%	70%	73%	89%	96%	103%	74%	78%	87%	91%	100%	103%	75%	86%
	20	77%	85%	86%	96%	108%	110%	82%	87%	93%	88%	101%	109%	65%	73%
CICLOS (X 100.000)	D														
	D1			D2			D3			D4			D5		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
	0	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%
	5	91%	91%	106%	79%	86%	87%	73%	97%	127%	67%	80%	100%	88%	92%
	10	80%	84%	97%	82%	88%	90%	71%	86%	107%	81%	100%	132%	77%	83%
	15	81%	86%	97%	84%	89%	89%	72%	93%	134%	67%	81%	117%	88%	93%
	20	91%	95%	107%	104%	108%	107%	73%	88%	112%	78%	97%	124%	72%	90%

Tabela 12 Resumo da variável força (N) de retenção da prótese em cada grupo e tempo estudado.

GRUPO	TEMPO	N. Obs.	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
GRUPO A TESTE N	0	15	49,92	9,22	37,84	49,55	71,74
	5	15	41,66	7,49	31,2	42,52	56,2
	10	15	39,86	2,65	35,13	40,51	44,06
	15	15	35,48	4,12	30,11	34,48	42,67
	20	15	35,13	6,67	24,23	38,19	42,83
GRUPO B TESTE N	0	15	86,06	12,66	60,76	85,77	114,99
	5	15	59,81	14,28	42,67	54,23	80,63
	10	15	61,24	12,74	45,03	58,6	84,84
	15	15	58,7	10,97	39,73	59,91	74,6
	20	15	58,93	11,18	42,75	57,44	77,81
GRUPO C TESTE N	0	15	63,5	16,09	40,74	66,94	92,18
	5	15	51,98	11,27	38,03	53,34	71,31
	10	15	44,42	11,33	28,87	47,73	62,27
	15	15	43,86	15,26	25,16	38,19	64,12
	20	15	43,6	13,7	27,25	40,31	66,37
GRUPO D TESTE N	0	15	90,29	17,67	63,58	93,96	120,79
	5	15	71,93	16,33	51,99	64,2	106,76
	10	15	69,21	9,62	56,2	73,17	84,88
	15	15	62,68	16,57	46,23	53,76	91,76
	20	15	61,85	13,9	45,07	56,93	86,39

Tabela 13 Resumo da porcentagem de manutenção da retenção da prótese em cada grupo e tempo estudado.

GRUPO	TEMPO	N. Obs.	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
GRUPO A CONTROLE %	0	15	100	0	100	100	100
	5	15	83,86	8,72	72,34	86,91	98,53
	10	15	87,2	6,07	75,11	88,94	96,68
	15	15	86,09	9,16	73,96	83,38	99,87
	20	15	87,71	8,73	72,79	84,41	100,42
GRUPO A TESTE %	0	15	100	0	100	100	100
	5	15	83,91	9,02	67,02	84,61	100,27
	10	15	81,98	13,56	56,62	79,73	108,53
	15	15	72,2	8,59	56,17	72,24	90,83
	20	15	70,75	9,08	50,11	74,88	79,96
GRUPO B CONTROLE %	0	15	100	0	100	100	100
	5	15	86,5	12,72	65,12	85,41	104,51
	10	15	89,21	15,64	58,16	91,99	107,85
	15	15	89,54	9,35	73,63	88,06	111,88
	20	15	98,59	14,96	78,26	93,57	130,47
GRUPO B TESTE %	0	15	100	0	100	100	100
	5	15	69,44	12,68	50,67	68,24	90,25
	10	15	71,44	12,09	51,12	72,71	93,68
	15	15	68,72	11,77	46,25	69,01	84,46
	20	15	69,75	15,39	39,93	66,12	94,54
GRUPO C CONTROLE %	0	15	100	0	100	100	100
	5	15	88,96	10,09	68,42	92,43	105,51
	10	15	87,47	11,61	66,86	87,5	106,01
	15	15	84,79	12,39	63,51	86,13	103,11
	20	15	88,54	14,32	64,94	87,41	110,43
GRUPO C TESTE %	0	15	100	0	100	100	100
	5	15	83,09	8,7	62,34	83,09	95,13
	10	15	70,7	10,34	45,05	69,53	83,15
	15	15	70,13	19,77	37,9	79,18	91,83
	20	15	70,24	18,73	40,92	77,2	97,05
GRUPO D CONTROLE %	0	15	100	0	100	100	100
	5	15	90,42	14,16	67,16	90,85	126,52
	10	15	89,4	15,09	70,66	83,71	132,24
	15	15	91,35	16,62	66,55	88,97	134,38
	20	15	95,59	14,89	71,97	95,37	123,71
GRUPO D TESTE %	0	15	100	0	100	100	100
	5	15	80,44	13,23	56,36	81,53	100,3
	10	15	80,19	23,77	54,25	70,8	128,96
	15	15	69,83	12,51	40,81	73,56	85,33
	20	15	68,95	9,84	45,11	70,89	82,73

Tabela 14 Comparação de força de retenção (N) entre tempos de ciclagem por grupo

Comparações	Estimativa da diferença entre as médias	P valor	IC 95%	
			LI	LS
(Tempo 0 - Tempo 5)GRUPO A TESTE N	8,265	0,009	2,059	14,471
(Tempo 0 - Tempo 10)GRUPO A TESTE N	10,056	0,002	3,85	16,262
(Tempo 0 - Tempo 15)GRUPO A TESTE N	14,441	0,001	8,235	20,647
(Tempo 0 - Tempo 20)GRUPO A TESTE N	14,79	0,001	8,584	20,996
(Tempo 5 - Tempo 10)GRUPO A TESTE N	1,791	0,571	-4,415	7,998
(Tempo 5 - Tempo 15)GRUPO A TESTE N	6,176	0,051	-0,03	12,382
(Tempo 5 - Tempo 20)GRUPO A TESTE N	6,525	0,039	0,319	12,732
(Tempo 10 - Tempo 15)GRUPO A TESTE N	4,385	0,166	-1,822	10,591
(Tempo 10 - Tempo 20)GRUPO A TESTE N	4,734	0,135	-1,472	10,94
(Tempo 15 - Tempo 20)GRUPO A TESTE N	0,349	0,912	-5,857	6,556
(Tempo 0 - Tempo 5)GRUPO B TESTE N	26,249	0,001	20,043	32,455
(Tempo 0 - Tempo 10)GRUPO B TESTE N	24,819	0,001	18,613	31,025
(Tempo 0 - Tempo 15)GRUPO B TESTE N	27,359	0,001	21,153	33,565
(Tempo 0 - Tempo 20)GRUPO B TESTE N	27,126	0,001	20,92	33,332
(Tempo 5 - Tempo 10)GRUPO B TESTE N	-1,43	0,651	-7,636	4,776
(Tempo 5 - Tempo 15)GRUPO B TESTE N	1,11	0,726	-5,096	7,316
(Tempo 5 - Tempo 20)GRUPO B TESTE N	0,877	0,781	-5,329	7,084
(Tempo 10 - Tempo 15)GRUPO B TESTE N	2,54	0,422	-3,666	8,746
(Tempo 10 - Tempo 20)GRUPO B TESTE N	2,307	0,466	-3,899	8,514
(Tempo 15 - Tempo 20)GRUPO B TESTE N	-0,233	0,941	-6,439	5,974
(Tempo 0 - Tempo 5)GRUPO C TESTE N	11,519	0,001	5,313	17,726
(Tempo 0 - Tempo 10)GRUPO C TESTE N	19,074	0,001	12,868	25,28
(Tempo 0 - Tempo 15)GRUPO C TESTE N	19,636	0,001	13,43	25,842
(Tempo 0 - Tempo 20)GRUPO C TESTE N	19,9	0,001	13,694	26,106
(Tempo 5 - Tempo 10)GRUPO C TESTE N	7,555	0,017	1,349	13,761
(Tempo 5 - Tempo 15)GRUPO C TESTE N	8,117	0,011	1,911	14,323
(Tempo 5 - Tempo 20)GRUPO C TESTE N	8,381	0,008	2,175	14,587
(Tempo 10 - Tempo 15)GRUPO C TESTE N	0,562	0,859	-5,644	6,768
(Tempo 10 - Tempo 20)GRUPO C TESTE N	0,826	0,794	-5,38	7,032
(Tempo 15 - Tempo 20)GRUPO C TESTE N	0,264	0,933	-5,942	6,47

(Tempo 0 - Tempo 5)GRUPO D TESTE N	18,359	0,001	12,153	24,565
(Tempo 0 - Tempo 10)GRUPO D TESTE N	21,079	0,001	14,873	27,285
(Tempo 0 - Tempo 15)GRUPO D TESTE N	27,607	0,001	21,401	33,813
(Tempo 0 - Tempo 20)GRUPO D TESTE N	28,443	0,001	22,237	34,65
(Tempo 5 - Tempo 10)GRUPO D TESTE N	2,72	0,39	-3,486	8,926
(Tempo 5 - Tempo 15)GRUPO D TESTE N	9,248	0,004	3,042	15,454
(Tempo 5 - Tempo 20)GRUPO D TESTE N	10,085	0,002	3,879	16,291
(Tempo 10 - Tempo 15)GRUPO D TESTE N	6,528	0,039	0,322	12,734
(Tempo 10 - Tempo 20)GRUPO D TESTE N	7,365	0,02	1,159	13,571
(Tempo 15 - Tempo 20)GRUPO D TESTE N	0,837	0,791	-5,37	7,043

Tabela 15 Comparação de força de retenção (N) entre grupos por tempo de ciclagem

Comparações	Estimativa da diferença entre as médias	P valor	IC 95%	
			LI	LS
(Grupo A - Grupo B)Teste Tempo 0	-36,135	0,001	-51,805	-20,465
(Grupo A - Grupo B)Teste Tempo 5	-18,151	0,023	-33,821	-2,481
(Grupo A - Grupo B)Teste Tempo 10	-21,373	0,008	-37,043	-5,703
(Grupo A - Grupo B)Teste Tempo 15	-23,217	0,004	-38,887	-7,547
(Grupo A - Grupo B)Teste Tempo 20	-23,799	0,003	-39,469	-8,129
(Grupo A - Grupo C)Teste Tempo 0	-13,577	0,089	-29,247	2,093
(Grupo A - Grupo C)Teste Tempo 5	-10,323	0,196	-25,993	5,347
(Grupo A - Grupo C)Teste Tempo 10	-4,559	0,568	-20,229	11,111
(Grupo A - Grupo C)Teste Tempo 15	-8,382	0,294	-24,052	7,288
(Grupo A - Grupo C)Teste Tempo 20	-8,467	0,289	-24,137	7,203
(Grupo A - Grupo D)Teste Tempo 0	-40,371	0,001	-56,041	-24,701
(Grupo A - Grupo D)Teste Tempo 5	-30,277	0,001	-45,947	-14,607
(Grupo A - Grupo D)Teste Tempo 10	-29,349	0,001	-45,019	-13,679
(Grupo A - Grupo D)Teste Tempo 15	-27,205	0,001	-42,875	-11,535
(Grupo A - Grupo D)Teste Tempo 20	-26,718	0,001	-42,388	-11,048
(Grupo B - Grupo C)Teste Tempo 0	22,558	0,005	6,888	38,228
(Grupo B - Grupo C)Teste Tempo 5	7,829	0,327	-7,841	23,499
(Grupo B - Grupo C)Teste Tempo 10	16,813	0,036	1,143	32,483
(Grupo B - Grupo C)Teste Tempo 15	14,835	0,064	-0,835	30,505
(Grupo B - Grupo C)Teste Tempo 20	15,332	0,055	-0,338	31,002
(Grupo B - Grupo D)Teste Tempo 0	-4,236	0,596	-19,906	11,434
(Grupo B - Grupo D)Teste Tempo 5	-12,126	0,129	-27,796	3,544
(Grupo B - Grupo D)Teste Tempo 10	-7,976	0,318	-23,646	7,694
(Grupo B - Grupo D)Teste Tempo 15	-3,988	0,617	-19,658	11,682
(Grupo B - Grupo D)Teste Tempo 20	-2,919	0,715	-18,589	12,751
(Grupo C - Grupo D)Teste Tempo 0	-26,794	0,001	-42,464	-11,124
(Grupo C - Grupo D)Teste Tempo 5	-19,955	0,013	-35,625	-4,285
(Grupo C - Grupo D)Teste Tempo 10	-24,789	0,002	-40,459	-9,119
(Grupo C - Grupo D)Teste Tempo 15	-18,823	0,019	-34,493	-3,153
(Grupo C - Grupo D)Teste Tempo 20	-18,251	0,023	-33,921	-2,581

Tabela 16 - Manutenção de retenção (%) entre grupos por tempo

Comparações	Estimativa da diferença entre as médias	P valor	IC 95%	
			LI	LS
(Grupo A - Grupo B)Teste Tempo 0	0,000	1,000	-9,776	9,776
(Grupo A - Grupo B)Teste Tempo 5	14,467	0,004	4,690	24,243
(Grupo A - Grupo B)Teste Tempo 10	10,533	0,035	0,757	20,309
(Grupo A - Grupo B)Teste Tempo 15	3,481	0,485	-6,296	13,257
(Grupo A - Grupo B)Teste Tempo 20	0,994	0,842	-8,782	10,770
(Grupo A - Grupo C)Teste Tempo 0	0,000	1,000	-9,776	9,776
(Grupo A - Grupo C)Teste Tempo 5	0,820	0,869	-8,956	10,597
(Grupo A - Grupo C)Teste Tempo 10	11,281	0,024	1,504	21,057
(Grupo A - Grupo C)Teste Tempo 15	2,076	0,677	-7,700	11,852
(Grupo A - Grupo C)Teste Tempo 20	0,507	0,919	-9,269	10,284
(Grupo A - Grupo D)Teste Tempo 0	0,000	1,000	-9,776	9,776
(Grupo A - Grupo D)Teste Tempo 5	3,465	0,487	-6,312	13,241
(Grupo A - Grupo D)Teste Tempo 10	1,786	0,720	-7,990	11,562
(Grupo A - Grupo D)Teste Tempo 15	2,370	0,634	-7,406	12,146
(Grupo A - Grupo D)Teste Tempo 20	1,794	0,719	-7,983	11,570
(Grupo B - Grupo C)Teste Tempo 0	0,000	1,000	-9,776	9,776
(Grupo B - Grupo C)Teste Tempo 5	-13,646	0,006	-23,423	-3,870
(Grupo B - Grupo C)Teste Tempo 10	0,747	0,881	-9,029	10,524
(Grupo B - Grupo C)Teste Tempo 15	-1,405	0,778	-11,181	8,372
(Grupo B - Grupo C)Teste Tempo 20	-0,487	0,922	-10,263	9,290
(Grupo B - Grupo D)Teste Tempo 0	0,000	1,000	-9,776	9,776
(Grupo B - Grupo D)Teste Tempo 5	-11,002	0,028	-20,778	-1,226
(Grupo B - Grupo D)Teste Tempo 10	-8,747	0,079	-18,524	1,029
(Grupo B - Grupo D)Teste Tempo 15	-1,110	0,824	-10,887	8,666
(Grupo B - Grupo D)Teste Tempo 20	0,800	0,872	-8,977	10,576
(Grupo C - Grupo D)Teste Tempo 0	0,000	1,000	-9,776	9,776
(Grupo C - Grupo D)Teste Tempo 5	2,644	0,595	-7,132	12,421
(Grupo C - Grupo D)Teste Tempo 10	-9,495	0,057	-19,271	0,282
(Grupo C - Grupo D)Teste Tempo 15	0,294	0,953	-9,482	10,071
(Grupo C - Grupo D)Teste Tempo 20	1,286	0,796	-8,490	11,063