



Faculdade de Odontologia de Piracicaba  
Universidade Estadual de Campinas - Unicamp



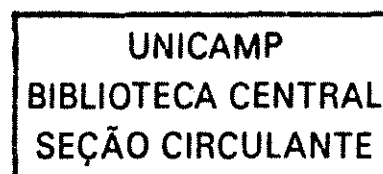
Daniela Maffei Botega  
Cirurgiã - Dentista

**Avaliação da Força de Retenção de Sistemas de  
Encaixes Para Overdentures em Função do  
Número de Ciclos de União e Separação dos  
Componentes**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica - Área de concentração Prótese Dental.

Piracicaba - SP

2002



7160602002



Faculdade de Odontologia de Piracicaba  
Universidade Estadual de Campinas - Unicamp



Daniela Maffei Botega  
Cirurgiã - Dentista

**Avaliação da Força de Retenção de Sistemas de  
Encaixes Para Overdentures em Função do  
Número de Ciclos de União e Separação dos  
Componentes**

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

Este exemplar foi devidamente corrigido,  
de acordo com a Resolução CCPG-036/83

CCPG. 11102103

Assinatura do Orientador

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica - Área de concentração Prótese Dental.

Piracicaba - SP

2002

UNIDADE	BC
Nº CHAMADA	T/UNICAMP B657a
V	EX
TOMBO BC/	52570
PROC.	16-129103
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	13/03/02
Nº CPD	

CM001B0506-1

IB 10 283884

### Ficha Catalográfica

B657a Botega, Daniela Maffei.  
 Avaliação da força de retenção de sistemas de encaixes para overdentures em função do número de ciclos de união e separação dos componentes. / Daniela Maffei Botega. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2002.  
 xi, 76f. : il.

Orientador : Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita.  
 Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

I. Implantes dentários endoósseos. 2. Fadiga. I. Mesquita, Marcelo Ferraz. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA  
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 14 de Novembro de 2002, considerou a candidata DANIELA MAFFEI BOTEGA aprovada.

1. Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

2. Prof. Dr. LUIS GERALDO VAZ

3. Prof. Dr. SAIDE SARCKIS DOMITTI

*Dedico este trabalho a Deus, pela coragem  
de seguir em frente e pela força para  
superar os obstáculos.*

*A minha mãe, Eni, pelo apoio,  
amor infinito, dedicação e compreensão  
em todos os momentos da minha vida.*

## *AGRADECIMENTO ESPECIAL*

*Ao meu orientador, Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, Professor Doutor da Área de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas. Agradeço pela orientação e ensinamentos que recebi, tornando possível a conclusão deste trabalho, pela oportunidade que tive de me aperfeiçoar profissionalmente, pela confiança em mim depositada e pela amizade conquistada. Agradeço ao mestre, ao orientador e ao amigo.*

## AGRADECIMENTOS

*À Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, na pessoa de seu diretor Prof. Dr Thales R. Mattos Filho, pela oportunidade de aperfeiçoar minha formação universitária.*

*Ao coordenador do curso de Pós-Graduação em clínica Odontológica, Prof. Dr. Lourenço C. Sobrinho e coordenadora da Pós-Graduação da área de Prótese Dental, Profa. Dra. Célia M. R. Barbosa.*

*Ao Prof. Dr. Saide Sarckis Domitti, pela utilização do laboratório de Prótese Total.*

*Ao Prof. Dr. Luis Geraldo Vaz, pela orientação quanto ao uso da máquina de ensaios - MTS -, pela disponibilização da mesma e do laboratório de ensaios mecânicos da Faculdade de Odontologia de Araraquara - Unesp.*

*Ao Prof. Dr. Mauro A. A. Nóbilo e Prof. Dr. Guilherme E. P. Henriques pela amizade e aprendizado.*

*À técnica do laboratório de Prótese Total, Cleide Fernandes, pela amizade e carinho.*

*Ao Prof. Dr. Jaime Aparecido Cury, pela utilização do Laboratório de Bioquímica Oral da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.*

*À técnica do laboratório de Bioquímica Oral, Marisa de Jesus C. Soares, pelo preparo de solução de saliva artificial.*

*Aos colegas de pós-graduação, que comigo compartilharam as alegrias e dificuldades desta caminhada: Alexandre, Cláudio, Edwin, Emilena, Giuliana, Guilherme, Joane, José Luis, José Renato, Juliana, Laís, Luis Augusto, Marco Antônio, Margarete, Noéli, Ricardo, Rodrigo, Rosena e Sílvia.*

*Especialmente às amigas Alessandra Kleine, Juliana Saab Rahal e Juliana Yuri Kawamura, pela amizade sincera em todos os momentos.*

*À Conexão Sistemas de Prótese, pela doação dos componentes necessários para a realização deste estudo.*

*A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.*

***Meus sinceros agradecimentos***



*"Para ser grande, sê inteiro: nada*

*Teu exagera ou exclui.*

*Sê todo em cada coisa. Põe quanto és*

*No mínimo que fazes.*

*Assim, em cada lago a lua toda*

*Brilha, porque alta vive".*

*Fernando Pessoa*

## Sumário

Resumo.....	1
Abstract.....	2
1. Introdução.....	3
2. Revisão da Literatura.....	6
3. Proposição.....	30
4. Metodologia.....	31
4.1 Confeção das Amostras.....	32
4.1.1 Confeção das Amostras - Conexão.....	32
4.1.1.1 O'ring.....	32
4.1.1.2 Barra-Clip.....	35
4.1.2 Confeção das Amostras - Lifecore.....	38
4.1.2.1 O'ring.....	38
4.1.2.2 Barra-Clip.....	41
4.2 Ensaio de Ciclagem Mecânica.....	44
4.3 Ensaio de Resistência à Tração.....	45
4.4 Delineamento Estatístico.....	48
4.4.1 Técnicas de Análise de Dados Adotadas.....	48
4.4.2 Estudo de suposições.....	49
5. Resultados.....	50
5.1 Análise de Variância.....	50
6. Discussão.....	58
7. Conclusão.....	65

Referências Bibliográficas.....	66
Apêndice.....	70

## Resumo

Este estudo teve como objetivo avaliar a força de retenção de dois sistemas de encaixe para Overdentures em função do número de ciclos de união e separação dos componentes. Foram confeccionadas 20 amostras, divididas em 4 grupos, 5 por grupo: 1) Sistema O'ring; 2) Sistema Barra-Clip (Conexão Sistemas de Prótese); 3) Sistema O'ring; e 4) Sistema Barra-Clip (Lifecore Biomedical). As amostras imersas em saliva artificial foram submetidas ao ensaio de ciclagem mecânica em máquina servohidráulica MTS-810, realizando-se 5500 ciclos de inserção e remoção (0,8 Hz). Durante o ensaio, os valores da força de retenção foram monitorados em 4 registros por meio de ensaio de tração, utilizando o programa Test Work for Test Star (1 mm/min), e célula de carga de 1 kN: 1<sup>o</sup>- retenção inicial; 2<sup>o</sup>- após 1500 ciclos; 3<sup>o</sup>- após 3000 ciclos; e 4<sup>o</sup>- após 5500 ciclos. Os dados obtidos foram submetidos à Análise de Variância e aplicado o teste de Tukey ( $p < 0,05$ ). Os resultados mostraram que o grupo 2 apresentou resultados superiores ao 4, sendo estatisticamente significantes (44,61 N e 18,44 N, respectivamente). O grupo 1 apresentou valores inferiores ao grupo 3, sendo estatisticamente significantes, exceto em 1500 ciclos, onde os valores não apresentaram diferença (13,91 N e 19,75 N, respectivamente). O grupo 2 apresentou valores sempre superiores ao grupo 1, sendo estatisticamente significantes (44,61 N e 13,91 N). Os grupos 3 e 4 apresentaram valores semelhantes (19,75 N e 18,44 N). Desse modo, conclui-se que: os sistemas avaliados neste estudo apresentaram valores de força de retenção satisfatórios antes e após ensaio de ciclagem mecânica, sendo os mais elevados apresentados pelo grupo 2; o ensaio simulando 5 anos de inserção e remoção da prótese não provocou diminuição nos valores da força de retenção ou fratura dos componentes.

## Abstract

The aim of this study was to evaluate the strength of two Overdenture attachments systems according to the number of insertion and removal cycles. Twenty samples were prepared, divided in 4 groups, 5 specimens in each group as follows: 1) O'ring System and 2) Bar and Clip System (Conexão Sistemas de Prótese); 3) O'ring System and 4) Bar and Clip System (Lifecore Biomedical). The samples immersed in artificial saliva were submitted to mechanical test using a servohidraulic machine MTS-810, performing 5500 cycles of insertion and removal (0.8Hz). The retention force values were controlled during the test, recording the values in 4 intervals, using the tensile test (Test Works for Test Star), with speed of 1mm/min., and load cel of 1 kN: 1<sup>st</sup>- initial; 2<sup>nd</sup>- after 1500 cycles; 3<sup>rd</sup>- after 3000 cycles; and 4<sup>th</sup>- after 5500 cycles. Data were statistically analysed by Variance Analysis followed by Tukey's test ( $p < 0.05$ ). The results obtained showed that group 2 had higher values than group 4, showing significant difference (44.61 N and 18.44 N, respectively). Group 1 showed lower values when compared with group 3, being statistically significant, except in 1500 cycles, where there was no difference between them (13.91 N and 19.75 N, respectively). The values of group 2 were always higher than group 1, being different (44.61 N and 13.91 N). Groups 3 and 4 showed similar values (19.75 N and 18.44 N). The conclusion is that: the systems evaluated in this study showed satisfactory values of retention force before and after the mechanical test, and the highest values belonged to group 2; the simulation of 5 years of insertion and removal did not cause a decrease in the values of retention or the components' fracture.

## 1. Introdução

A Odontologia sempre objetivou oferecer função, estética e conforto adequados ao paciente. Entretanto, quando falamos em prótese total, muitas vezes obtém-se sucesso limitado no momento da instalação, principalmente, da prótese inferior, no que diz respeito à retenção e estabilidade. De acordo com GALLINA *et al.*, em 2001, as dificuldades no uso das próteses totais estão relacionadas à perda de habilidade motora, fluxo salivar reduzido, tecidos fibromucosos vulneráveis e, principalmente, grandes reabsorções ósseas. Para suprir esta necessidade, surgiram as Overdentures (Sobredentaduras) confeccionadas como opção de tratamento a partir de 1856 (LEDGER). Definidas como uma "prótese que obtém suporte de um ou mais dentes, por envolvê-los completamente abaixo de sua superfície basal" (BASKER & WATSON, 1991), obtinham inicialmente, retenção por meio de encaixes nas raízes dos dentes remanescentes de pacientes com extensas áreas desdentadas e, particularmente, nos casos em que houvesse poucos elementos dentários (CARDOSO & MESQUITA, 1996). A partir de 1960, o conceito de Overdenture, como um tratamento viável, já estava difundido (FENTON, 1998), e uma variedade de encaixes intracanaís foram desenvolvidos. Atualmente, devido ao advento da osseointegração, definido por BRANEMARK em 1987, como "uma conexão estrutural direta e funcional entre osso vivo e a superfície do implante suportando carga" e devido ao sucesso da implantodontia, têm-se também as Overdentures implanto-retidas além da retenção em dentes.

De acordo com SETZ *et al.*, em 1998, as três maiores vantagens do conceito de Overdenture implanto-retida são: 1) número reduzido de implantes, 2) procedimentos

cirúrgicos simples e 3) parte protética mais fácil, devido aos componentes pré-fabricados. Portanto, uma Overdenture tem menor custo e é acessível para a maioria dos pacientes, quando comparada ao tratamento com uma prótese fixa sobre implantes. Além disso, podem propiciar ao paciente melhora na fonética, higiene (BANTON & HENRY, 1997) e, principalmente, retenção proporcionada por retentores localizados no osso maxilar ou mandibular de pacientes que já não possuíam dentes remanescentes em bom estado e com rebordo altamente reabsorvido, sem condição para estabilidade de uma prótese convencional. O aperfeiçoamento desta modalidade protética foi de grande valia, visto que o maior índice de insatisfação com os resultados apresentados pelas reabilitações com prótese total convencional sempre esteve relacionado à falta de retenção e estabilidade.

Em Overdentures, os componentes que proporcionam a conexão entre base da prótese e implante (ou raiz do remanescente dental) são chamados de encaixes (ou attachments), e a variedade disponível é numerosa, variando o tipo de material, resiliência, forma do componente e tipo de associação entre encaixes e implantes. Podemos citar os dois sistemas mais utilizados: barra-clíp e bola-coping (BEN-UR *et al.*, 1996). A característica comum entre os sistemas, é a existência de um componente interno (implante ou raiz) e seu correspondente (náilon, plástico, borracha, ou metal) que fica localizado na parte interna da base da prótese, proporcionando sua estabilidade e retenção, permitindo que os pacientes apresentem padrão de mastigação mais consistente, uma vez que esses encaixes oferecem maior resistência ao deslocamento da prótese (HOBO *et al.*, 1997). Segundo LEHMANN & ARNIM, 1978, forças retentivas na ordem de 5 a 7 newtons fornecidas pelo encaixe seriam suficientes para estabilizar uma Overdenture durante função. Entretanto, o desgaste causado pelas atividades diárias, como remoção e inserção

da prótese, bem como pelo meio microbiológico bucal, poderiam resultar em perda de função do componente inserido na prótese, causando o fracasso desta reabilitação.

Segundo SETZ *et al.*, 1998, há forte evidência de que a retenção é o fator mais importante para a satisfação do paciente. Num experimento cruzado, BURNS *et al.*, em 1995, encontraram grande preferência dos pacientes pelos encaixes de maior força retentiva. A retentividade e a perda da retenção são dados importantes na seleção de um encaixe adequado quando se trata de Overdentures retidas por implantes em mandíbulas edêntulas. BREEDING *et al.*, em 1996, afirmaram que a diminuição da força de retenção destes encaixes pode ocorrer devido ao desgaste dos componentes, deformação plástica dos clips, movimentos funcionais e parafuncionais e, ainda, remoção e colocação da prótese por longo período de tempo. Todos estes fenômenos podem alterar as características destes componentes, provocando sua fadiga. Desta forma, o objetivo deste estudo *in vitro* é quantificar e comparar a força de retenção de dois sistemas de encaixes para Overdentures (barra-clip e bola-coping), de duas marcas comerciais, assim como avaliar o comportamento dos mesmos durante o ensaio de ciclagem mecânica, quando submetidos à 5500 ciclos de união e separação, imersos em saliva artificial.



## 2. Revisão da Literatura

GILMORE, em 1913, demonstrou, em seu artigo, a preocupação dos profissionais em fornecer ao paciente desdentado, não só estética, mas também conforto e função, o que está diretamente relacionado à retenção e estabilidade do aparelho protético. Segundo o autor, um dos meios disponíveis para se manter a prótese em posição era a pressão atmosférica. Entretanto, este artifício se mostrava muitas vezes ineficiente, surgindo nos profissionais a disposição de se conservar elementos naturais da dentição a fim de utilizá-los como apoio para os elementos artificiais. Desta forma, aplica-se o conceito de Overdentures, no qual estética satisfatória acompanharia conforto, retenção e estabilidade.

BIRKELAND, em 1973, realizou um estudo em que utilizou saliva artificial e saliva fluoretada, avaliando o efeito do pH na interação entre íons fluoretos e íons salivares. A saliva artificial preparada, com pH neutro e fórmula 1,5 mM/L Ca, 3,0 mM/L P, 20,0 mM/L NaHCO<sub>3</sub>, é adequada para utilização em estudos com a finalidade da manutenção de ambiente úmido, semelhante à cavidade bucal.

MENSOR, em 1977, publicou um artigo sobre a utilização de raízes residuais remanescentes como apoio ou fixação de Overdentures. Segundo o autor, o objetivo final de um tratamento reabilitador é trazer o paciente o mais próximo possível da função normal. Um dos conceitos básicos de Overdentures dento-retidas é a preocupação em preservar tecidos moles e duros. Com o uso de encaixes em raízes residuais, juntamente com princípios básicos da confecção de próteses totais, torna-se possível melhorar a retenção e estabilidade de um aparelho protético. Defende que o fracasso de uma

Overdenture com encaixes em raízes não resulta da utilização dos encaixes, mas sim da incorreta seleção dos mesmos, falha na extensão da base da prótese e selamento e sub-extensão da prótese, não havendo apoio na papila retromolar. O autor cita os tipos de preparos que poderiam ser realizados sobre as raízes remanescentes tratadas endodonticamente, como se segue: restauração com amálgama ou resina composta, confecção de coroa telescópica, confecção de coping ou cimentação de encaixe. A seleção de determinado preparo depende de fatores mecânicos, índice de cárie, higiene oral, estado periodontal da raiz e custo.

LEHMANN & ARNIM, em 1978, realizaram um estudo sobre as forças de retenção de encaixes em raízes, devido à preocupação de forças retentivas excessivas serem prejudiciais às estruturas de suporte. Realizaram ensaio de fadiga, submetendo 5 amostras de cada sistema a 44.000 ciclos de união e separação dos componentes. Os sistemas ensaiados foram: Dalbo, Rothermann, Sandri-Narboni, Gerber (pequeno e grande), Wolf, Degussa e Ceka, totalizando 40 amostras. As amostras foram adaptadas em uma máquina de fadiga, com velocidade de 1,3 cm/segundo, contendo um dinamômetro registrando os valores da força de retenção dos encaixes, quando estes se separavam. De acordo com os resultados, os encaixes puderam ser divididos em dois grupos: G1- encaixes que ultrapassaram valores de 12,5 N, sendo eles Wolf, Rothermann e Dalbo. Os encaixes Wolf e Dalbo apresentaram aumento em seus valores de retenção, seguido de queda; G2- valores abaixo ou igual a 12,5 N, sendo eles Ceka, Gerber, Degussa e Sandri-Narboni. De acordo com os autores, o limite mínimo estipulado de retenção de um encaixe é de 5 N. Neste estudo, constataram que os encaixes Gerber, Degussa e Sandri-Narboni não apresentaram valores suficientes para retenção de uma prótese removível. Os autores sugeriram que os

fabricantes, não só especifiquem na embalagem do produto a força de retenção inicial do encaixe, como também após ensaio de fadiga, simulando o desgaste do encaixe em um determinado período de tempo.

NAGAOKA *et al.*, em 1980, avaliaram a força de retenção de encaixes do sistema o'ring durante ensaio de fadiga. Foram confeccionadas 36 amostras, utilizando anéis de retenção de nitrilo, e O'rings de retenção de Pt-Au. Foi realizado ensaio de fadiga, em que as amostras foram submetidas a 3000 ciclos de inserção e remoção dos componentes imersos em água e em ambiente seco, com frequência de 1 Hz. Além disso, foram obtidos valores da força de retenção de cada amostra no início e no final do ensaio de fadiga, através de ensaio de tração, com velocidade de 50 mm/min, e célula de carga de 10 Kg. Após a realização dos ensaios, os anéis retentivos de borracha foram avaliados em microscópio (aumento de 50 e 200 X ) a fim de evidenciar possíveis alterações dimensionais. Os resultados mostraram que, das 36 amostras ensaiadas, 7 apresentaram aumento em seu diâmetro interno e diminuição nos valores da força de retenção; 3 amostras apresentaram diminuição em seu diâmetro interno e aumento da força de retenção; 10 amostras apresentaram aumento na força de retenção, apesar de haver aumento do diâmetro interno; as amostras restantes apresentaram diminuição no diâmetro interno sem mudança na força de retenção. O efeito do ensaio de fadiga na água ou em ambiente seco não causou diferença significativa. Segundo os autores, a força de retenção dos o'rings resulta da elasticidade dos anéis retentivos, da forma do macho de retenção e da resistência friccional entre eles. O aumento nos valores da força de retenção é justificado pelos autores, pela existência de tensão interna acumulada no anel retentivo, que é liberada durante o ensaio, causando também a diminuição de seu diâmetro interno. Rugosidade na superfície interna

do anel retentivo pode ter causado algum efeito na retenção. Os autores sugerem que a abrasão e/ou a deformação do anel retentivo, e alterações na dureza, devido à deterioração após repetidos ciclos, pode ser responsável pela variação nos resultados. Desta forma, amostras que apresentaram aumento de seu diâmetro interno e diminuição da força de retenção foram mais susceptíveis à abrasão. Por outro lado, aquelas cujo diâmetro interno diminuiu e a força de retenção aumentou, apresentaram deformação ou deterioração, aumentando sua dureza.

CRAIG, em 1993, afirmou que, quando um determinado material recebe tensão abaixo de seu limite elástico e logo após é aliviado desta tensão, deve retornar à forma original sem nenhuma alteração interna ou estrutural. Entretanto, quando esta tensão é aplicada repetidamente, caracterizando o processo de fadiga, o material pode sofrer deformações permanentes (abrasão, deformação, deterioração ou rugosidade interna).

BURNS *et al.*, em 1995 a,b, realizaram um estudo clínico prospectivo cruzado, no qual 17 pacientes usuários de prótese total convencional receberam dois implantes mandibulares (região interforame) e suas próteses totais inferiores transformadas em Overdentures. Todos os pacientes envolvidos neste estudo experimentaram dois sistemas de retenção (O'ring e magneto). O objetivo dos autores foi avaliar a retenção, estabilidade, resposta tecidual, satisfação e preferência dos pacientes quanto aos sistemas utilizados. Para os ensaios de retenção e estabilidade, utilizou-se um dispositivo para registro da força de retenção (force gauge). Inicialmente, a prótese convencional de cada paciente foi ensaiada quanto à retenção e estabilidade. Após a colocação dos implantes e o tempo necessário para osseointegração, metade dos pacientes recebeu o sistema de encaixe do tipo O'ring por seis

meses, e após este período, houve a substituição pelo sistema magneto, utilizado por mais seis meses. A outra metade foi submetida ao mesmo tratamento, recebendo os sistemas em ordem inversa. Cada paciente foi submetido a ensaios de retenção e estabilidade para ambos os sistemas utilizados, sempre 1 semana após sua instalação e, novamente, após seis meses de uso. Quanto à resposta tecidual, satisfação e preferência dos pacientes, todos receberam um questionário com perguntas a este respeito, além de exame clínico minucioso. Os resultados mostraram que os valores médios de retenção e estabilidade obtidos foram de 925,10 g para O'ring e 479,12 g para magneto, claramente superiores àqueles obtidos das próteses convencionais, de 190,55 g. Além disso, o sistema de encaixe do tipo O'ring mostrou ser significativamente melhor quando comparado com o do tipo magneto, quanto à retenção e estabilidade. Os autores constataram também que os tecidos moles apresentavam melhora significativa após tratamento com Overdentures. Quanto à satisfação dos pacientes, verificaram que não houve diferença significativa. Entretanto, houve preferência pelo sistema de encaixe do tipo O'ring.

Com a preocupação de avaliar a força de retenção não apenas de clips plásticos, mas também de metálicos, WALTON & RUSE em 1995, desenvolveram um estudo no qual mensuraram e compararam a força de retenção oferecida por clips plásticos e metálicos para Overdentures, antes e após ensaio de fadiga compreendido por 5500 ciclos de remoção e inserção no longo eixo do implante. Foi confeccionado um modelo laboratorial utilizando-se dois análogos de implante (Nobelpharma) incluídos em resina acrílica. Foram confeccionadas 3 barras metálicas para o ensaio, sendo duas em ouro tipo IV e uma em paládio. Cada par de clip (plásticos ou metálicos) foi fixado em um bloco de resina acrílica. Desta forma, foram confeccionadas 15 amostras, divididas em 3 grupos: G1)

barra de ouro associada ao clip plástico; G2) barra de ouro associada ao clip metálico e G3) barra de paládio associada ao clip metálico, havendo 5 amostras de clips para cada tipo de barra. Ambos os blocos, um contendo a barra e o outro os clips, foram posicionados na máquina de ensaios e a força de retenção registrada. A máquina de ensaios, com célula de carga de 5 kN, foi programada com velocidade de 150 mm / segundo, que, de acordo com os autores, é a velocidade que se assemelha ao uso *in vivo* quando a prótese é removida, e cada amostra permaneceu imersa em água a 37°C durante o ensaio. De um total de 5500 ciclos de inserção e remoção, 10 leituras foram realizadas a cada 1000 ciclos. Os resultados foram analisados pela ANOVA, e utilizou-se um microscópio para caracterizar a superfície de cada barra e o assentamento dos clips, antes e após o ensaio e a cada 1000 ciclos. De acordo com os resultados, houve diferença estatisticamente significativa entre os clips e entre os tipos de barra, sendo que a diferença maior ficou por conta dos clips metálicos (variaram de 9,4 N para 22,1 N com a barra de ouro; e de 10,2 para 19,3 N com a barra de paládio) do que com os plásticos (variaram de 11,0 N para 15,6 N), e quando realizada a remoção, a média dos clips metálicos também foi significativamente maior ( $15,3 \pm 4,5$  N) do que a média dos clips plásticos ( $13,7 \pm 2,0$  N). Uma diminuição significativa na retenção ocorreu entre o início e o final do ensaio. O grupo que mais perdeu retenção foi o G2 (barra de ouro/clip metálico) com decréscimo de 22% de retenção, em segundo lugar, com decréscimo de 12% está o G1 (barra de ouro/clip plástico) e em terceiro lugar o G3 (barra de paládio/clip metálico) com 6% de perda da retenção. Quanto às alterações superficiais dos materiais, a barra de ouro com clip metálico apresentou as maiores áreas de abrasão, enquanto a barra de ouro com clip plástico e a barra de paládio com clip metálico apresentaram apenas arranhões superficiais. Constataram que problemas como perda ou

fratura de clips e barras não ocorreram neste estudo, o que é comum em vários outros trabalhos e também na rotina clínica. Isto poderia ser devido à correta confecção laboratorial das barras e ao uso de espaçador de 0,75 mm de espessura, o qual foi posicionado entre a barra e o clip metálico, durante a confecção das amostras, fornecendo resiliência vertical para a prótese durante o ensaio. Os autores sugeriram que o desgaste observado na barra poderia estar relacionado à alteração nos valores da força de retenção e o fato da barra de ouro ter apresentado desgaste, leva-nos a concluir que se faz necessário o uso de metais com valores de dureza mais elevados quando utilizamos clip metálico. Apesar dos resultados apresentarem diminuição significativa nos valores de retenção, principalmente na barra de ouro com clip metálico, a significância deste fato na clínica é questionável, pois não se sabe se diminuição de 22% nos valores de retenção seria percebido pelo paciente. Em condições clínicas, a trajetória de inserção não pode ser controlada da mesma forma que em laboratório, assim, incidem forças horizontais e oblíquas, que causam desgaste prematuro dos componentes e comprometem a retenção dos clips. Da mesma forma, neste estudo não foi estudada a função mastigatória e a parafunção no processo de desgaste dos componentes. Parece então, que a inserção e remoção da Overdenture numa mesma trajetória de inserção (longo eixo do implante) não é a maior causa da diminuição nos valores de retenção do clip, ou sua fratura. Neste estudo não ocorreu nenhuma fratura de clip metálico ou perda de clip plástico, o que pode ocorrer, *in vivo*, devido a hábitos parafuncionais e mesmo durante a mastigação e não devido à remoção e inserção ao longo da trajetória de inserção da prótese.

ACHIM, em 1996, publicou um artigo a respeito da utilização de encaixes para Overdentures de acordo com o número de implantes. Para o autor, é o número de implantes

que determina qual sistema de encaixe deve ser selecionado. Um encaixe resiliente deve ser utilizado para permitir movimento da prótese, e conseguir suporte dos tecidos. O número de implantes determinaria a quantidade de suporte tecidual necessária para prevenir sobrecarga nos implantes. Deste modo, número reduzido de implantes implica em maior resiliência. O autor sugeriu que, para 2 implantes, fosse utilizada barra com encaixes tipo o'ring; para 3, barra com o'ring ou extensão distal com o'ring; para 4 ou 5 implantes, barra com o'ring ou encaixes ERA; e para 6 implantes, barra com encaixes MK-1.

BEN-UR *et al.*, em 1996, afirmaram que a retenção de próteses totais mandibulares poderia ser obtida por meio do sistema de retenção isolado (O'ring) ou unido (Barra-Clip) na região anterior da mandíbula. Segundo os autores, o princípio a ser seguido é o planejamento dos elementos retentivos, de tal forma que permitam liberdade de movimento ao redor da linha de fulcro. Apresentaram dois tipos de planejamento que diminuiriam o torque sobre os implantes. Segundo eles, se existem dois implantes na região interforâmem criando uma linha de fulcro perpendicular ao plano sagital, a união dos implantes através de barra não é obrigatória. Qualquer encaixe do tipo não-rígido, como por exemplo, o sistema O'ring seria adequado neste caso. Por outro lado, poderiam também ser unidos por barra. Ambos os sistemas permitem liberdade de movimento ao redor da linha de fulcro. Os autores citam ainda que os componentes de retenção de uma Overdenture devem ser revistos periodicamente e substituídos, quando necessário, devido ao desgaste ou fratura, mas não cita o tempo para que isso ocorra.

BREEDING *et al.*, em 1996, avaliaram e compararam, no sistema barra-clip, a força de retenção oferecida por um e por dois clips plásticos. Foram confeccionadas 20



amostras, metade com um e metade com dois clips, sendo as barras metálicas fixadas com resina acrílica em bloco metálico. Os clips plásticos foram adaptados em um protetor metálico, também fixado em um bloco metálico superior. Foram realizadas 20 trações, registrando a força de retenção de cada amostra em uma Máquina de Ensaio Instron com velocidade de 0,05 cm/min e célula de carga de 22,2 kgf. Os valores obtidos foram denominados de pré-teste. A seguir, aplicou-se carga compressiva de 2,5 kgf sobre cada amostra durante 48 horas, através de movimentos axiais de 4 mm, totalizando 345.600 ciclos, correspondente a aproximadamente 2 anos de função *in vivo*. Após este ensaio de função simulada, as amostras foram novamente ensaiadas quanto à força de retenção dos clips (20 trações) e os valores obtidos foram denominados de pós-teste. Os resultados finais de retenção foram de 1,09 kgf para as amostras com 1 clip e 2,50 kgf para as amostras contendo 2 clips e mostraram que o ensaio compressivo não causou diferença significativa entre os resultados do pré e do pós-teste. Observaram que a capacidade retentiva dos clips é diretamente proporcional ao seu número, que com a remoção e colocação houve diminuição significativa nos valores de retenção, e que a capacidade retentiva tende a estabilizar por volta da 15<sup>a</sup> retirada. Constataram que a força de retenção registrada nas amostras com 2 clips foi maior (130%) que para as amostras com 1 clip, sendo que ambos os valores são suficientes para reter e estabilizar uma Overdenture e que o ensaio de função simulada não causou diminuição dos valores de retenção dos clips.

CARDOSO & MESQUITA, em 1996, citam as indicações, vantagens oferecidas por uma Overdenture dento-retida, assim como tipos de preparos dos pilares retentores. Segundo os autores, este tipo de tratamento está indicado para indivíduos que necessitam reabilitação de extensas áreas e, particularmente nos casos em que exista a

presença de poucos elementos dentários em situação crítica para o papel de pilares de uma prótese parcial fixa ou mesmo de apoio para encaixes ou grampos de uma prótese parcial removível. As vantagens oferecidas incluem: manutenção de osso alveolar, propriocepção, fácil execução, reversibilidade e uma opção econômica quando comparada às Overdentures implanto-retidas.

DAVIDOFF, em 1996, publicou um artigo no qual abrange as vantagens e desvantagens do sistema barra-clip para Overdentures. Cita que, apesar de haver um número variado de desenhos de barra, a maioria segue os conceitos básicos, no qual a barra é fixada rigidamente ao implante e a overdenture contém o elemento retentivo. O modelo mais simples é a barra circular suportada por implantes e conectada com a prótese através de clips plásticos ou metálicos. De acordo com o autor, as vantagens da Overdenture sobre implantes utilizando o sistema barra-clip (em relação aos sistemas isolados) são: a falta de paralelismo ou uma leve divergência entre os implante não significa um problema, uma vez que o encaixe da prótese se dá na barra, e não diretamente nos implantes; a barra pode proporcionar estabilidade adicional através da extensão distal (cantilever) da barra; o parafuso de retenção da barra no implante também parece ser mais resistente às forças de deslocamento rotacional que geralmente deslocam encaixes isolados. Apesar disso, cita que a maior desvantagem do uso da barra é o custo adicional do trabalho laboratorial. Além disso, é mais complicada a confecção de uma barra que assente passivamente sobre os implantes quando comparado com encaixes individuais. O autor explica que as overdentures que utilizam sistema barra-clip são as mais comuns e o sistema muito simples. Uma barra é fixada nos implantes e os clips, na prótese, encaixam na barra proporcionando

retenção e estabilidade. Enquanto as vantagens são a simplicidade e a grande utilização, a desvantagem se encontra na necessidade da substituição ou ajuste dos clips.

RIGDON, em 1996, publicou um artigo sobre encaixes resilientes e sua importância. Para o autor, uma Overdenture sobre implantes bem planejada deveria melhorar a função, estética e fonética, enquanto protege e preserva os pilares dos implantes e o rebordo edêntulo. Encaixes de precisão com propriedades resilientes agem como distribuidores das forças mastigatórias. O autor explicou que, quando os encaixes resilientes são utilizados, existe movimento entre pilar retentor e prótese, em direções pré-determinadas. É este movimento que determina a distribuição ou transferência da carga mastigatória vinda da prótese. As direções e o número de planos nos quais a prótese pode se movimentar determinam a quantidade de tensão distribuída nos pilares, e a quantidade e local de tensão distribuída nos tecidos do rebordo. Quanto maior o número de direções e planos para a prótese se movimentar, menor a tensão nos pilares e maior no rebordo. Segundo o autor, a capacidade de um encaixe agir como distribuidor de tensão depende do tipo e número de movimentos que ele permite. Os encaixes resilientes permitem um dos seguintes movimentos ou a combinação de dois ou mais: movimento vertical, ântero-posterior, rotacional (plano sagital), e de translação. O encaixe do tipo barra-clip permite movimento vertical e ântero-posterior, diminuindo entre 45 a 55 % da carga sobre pilares. O encaixe do tipo O'ring permite movimento vertical, ântero-posterior e rotacional, diminuindo entre 75 a 85 % da carga sobre os pilares.

BANTON & HENRY, em 1997, publicaram um artigo sobre Overdentures retidas por encaixes tipo bola-coping. Os autores citaram as indicações deste sistema:

pacientes que desejam maior retenção e estabilidade em suas próteses mucossuportadas; pacientes que não apresentam quantidade de osso suficiente ou condições financeiras para obter uma prótese implanto-suportada; quando a presença de implantes mal posicionados impede sua esplintagem, e pacientes com pouca habilidade para manter adequada higiene oral. As contra-indicações citadas foram: pacientes com rebordo residual baixo que poderia resultar em sobrecarga sobre os pilares; implantes localizados em osso de pobre qualidade, e divergência maior que 28° entre os implantes. Os autores ainda justificaram que o uso de encaixes tipo bola oferece eficiente retenção e estabilização de uma Overdenture mucossuportada. Os procedimentos protéticos e a substituição dos elementos retentivos são simples.

GAMBORENA *et al.*, em 1997, avaliaram a resistência à fadiga e a força de retenção de componentes para Overdenture do sistema ERA, que apresenta quatro componentes de retenção de cores diferentes, de retentividade crescente, sendo eles: branco, laranja, azul e cinza. Foram confeccionadas 20 amostras, sendo cinco de cada cor. Cada amostra era composta por um macho plástico de retenção e uma fêmea metálica. Para a realização do ensaio, cada componente foi fixado em bloco de resina acrílica e adaptados em uma máquina de ensaios de fadiga e tração. As amostras foram submetidas a 5500 ciclos de remoção e inserção dos componentes no sentido do longo eixo do encaixe, com frequência de 0,2 Hz, imersas em água a 37° C. Os valores da força de retenção foram obtidos a partir do ensaio de tração, em kgf, com velocidade de 5 cm/minuto, inicialmente e a cada 500 ciclos, registrando 5 valores para cada amostra, obtendo uma média. Os autores utilizaram também microscopia eletrônica para identificar áreas de desgaste nos componentes plásticos, comparando 3 componentes ensaiados com 3 novos. Constataram

que, apesar do fabricante dispor de 4 tipos de componentes retentivos, neste estudo foram classificados em 2 grupos na leitura da retenção inicial (antes do ensaio de fadiga): grupo branco (1,52 kgf) e grupo laranja (2,52 kgf), azul (2,32 kgf) e cinza (2,45 kgf). Foi observado aumento nos valores de retenção ocorrido em 3000 e 3500 ciclos devido à deformação nos componentes plásticos, deformação esta que também foi observada no exame microscópico. Após 1500 ciclos, já não havia mais diferença entre os encaixes. Ao final do ensaio, os componentes perderam 85% de sua força de retenção, apresentando valores para branco, laranja, azul e cinza, de 0,23 kgf, 0,28 kgf, 0,38 kgf e 0,35 kgf respectivamente.

HOBO *et al.*, em 1997, citam as vantagens e as indicações das Overdentures implanto-retidas. Segundo os autores, o tratamento protético com Overdentures é uma alternativa importante à prótese total fixa implantossuportada e as vantagens incluem: adequado suporte labial melhorando a estética, melhora na fonética, padrão de mastigação mais consistente devido ao aumento da estabilidade e retenção, procedimentos de higiene mais fáceis, tratamento econômico em relação às próteses fixas parafusadas. São indicadas para pacientes que apresentam quantidade e qualidade óssea satisfatórias para colocação de dois implantes e que desejam maior retenção e estabilidade de suas próteses totais convencionais.

PETROPOULOS *et al.*, em 1997, compararam a retenção e o tempo de liberação (tempo para o encaixe se desconectar) de cinco sistemas de encaixe para Overdentures implanto-retidas, sendo eles: (1) Nobel Biocare barra-clip (metálico); (2) Nobel Biocare bola-coping; (3) Zest anchor; (4) Zest magneto e (5) Sterngold ERA - cinza.

Para a realização do ensaio de tração, foi confeccionada uma mandíbula em resina acrílica, contendo dois implantes de 3,75 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento, paralelos entre si, a 17 mm de distância, na região de sínfise. Foram ensaiadas neste modelo três amostras de cada sistema. Os componentes machos de cada encaixe foram rosqueados nos implantes do modelo e os componentes retentivos (fêmeas), fixados em um bloco de resina acrílica, foram adaptados a eles. Este bloco de resina foi adaptado a uma armação metálica simulando uma prótese sobre a mandíbula. Para o ensaio, foi utilizada a máquina Instron-5500, realizando 4 trações verticais e 4 oblíquas, com velocidade de 50,8 mm/minuto. Para desconectar a armação metálica contendo os encaixes do modelo, utilizaram-se três fios metálicos ligando a célula de carga a três pontos no modelo: um em cada região molar e um na região anterior. Para a tração oblíqua, o fio da região posterior direita foi desconectado, havendo apenas o fio na região anterior e posterior esquerda. Os resultados mostraram que o sistema barra clip apresentou as maiores forças de retenção vertical e oblíqua (21 N e 19,5 N) e o tempo de liberação mais rápido. O sistema magneto apresentou a menor força de retenção vertical e oblíqua (1,27 N e 1,43 N), e o período de liberação mais lento. Os autores concluíram que, baseados neste estudo, os profissionais serão capazes de escolher um sistema de encaixe de acordo com a quantidade de retenção desejada e a situação clínica específica. O sistema barra-clip seria escolhido quando um alto grau de retenção e rápido tempo de liberação fossem desejados em um caso de severa reabsorção do rebordo, além de permitir movimento ântero-posterior da prótese e distribuir as cargas mastigatórias entre os implantes. Se o sistema barra-clip não pode ser selecionado pela localização desfavorável dos implantes, contorno do rebordo inadequado, limitação de espaço, presença de implantes curtos e ainda se deseja alta retentividade, este estudo apresenta Sterngold

ERA como o próximo mais retentivo, seguido por Zest anchor e Nobel Biocare bola-coping. Em casos de pacientes bruxistas nos quais forças laterais excessivas estão presentes, os resultados sugerem seleção de um sistema menos retentivo como o magneto, que pode se soltar facilmente quando submetido a tais forças. Outra situação citada pelos autores em que seria necessário um sistema menos retentivo é o caso de pacientes com pouca ou nenhuma habilidade motora, que teriam dificuldades em inserir e remover uma Overdenture.

FENTON, em 1998, questionou o futuro das Overdentures. Segundo o autor, as Overdentures dento-retidas foram amplamente utilizadas a partir de 1960, sendo sua aplicação primária a preservação de pelo menos duas raízes na região anterior da mandíbula para evitar o avanço da reabsorção óssea desta área. No final da década de 1980, tornou-se evidente o sucesso da osseointegração na implantodontia e desta forma, o conceito de Overdentures nos dias de hoje está relacionado às Overdentures implanto-retidas.

SAYGILI & SAHMALI, em 1998, realizaram um estudo onde compararam a capacidade retentiva entre dois encaixes de precisão (Kurrer Press Stud e Ceka) e dois encaixes magnéticos (Gillings K5 e Dyna). Foram confeccionadas 8 amostras para cada encaixe, totalizando 32 amostras. Cada encaixe foi fixado em blocos de resina acrílica e adaptados em uma máquina Instron, onde se realizou a leitura da força de retenção inicial e após 300 ciclos de inserção e remoção dos componentes, com velocidade de 0,05 mm/minuto. Os resultados mostraram que houve diferença entre todos os sistemas ensaiados. A maior força de retenção inicial e final foi apresentada por Ceka (9,7 N e 8,5 N), seguido por Kurrer (2,8 N e 1,8 N), Gillings (2,6 N) e Dyna (1,6 N). Os autores

constatarem decréscimo nos valores de retenção dos encaixes de precisão, o que não ocorreu nos magnéticos. Entretanto, a força de retenção abaixo de 5 N não é suficiente para retenção e estabilização de uma Overdenture, sendo portanto o Ceka o único recomendado.

SETZ *et al.*, em 1998, desenvolveram um estudo *in vitro*, onde avaliaram a força de retenção e resistência à fadiga de 6 marcas comerciais de implantes, sendo eles: Nobel Biocare (4 amostras: uma barra e três bolas), Straumann (4 amostras: uma bola e três barras), Friatec / IMZ (2 amostras: uma bola e uma barra) e 3I (2 amostras bola), além de uma sistema de barra pré - fabricada, Cendres (1 amostra) e um sistema de encaixe magnético, Steco (2 amostras), totalizando 15 amostras. Para a confecção de cada amostra, dois implantes (15 mm) de cada marca foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável, paralelos entre si, a uma distância de 22 mm, simulando a distância aproximada entre dois caninos naturais. Os respectivos componentes foram então encaixados nos implantes e fixados em blocos de resina acrílica. Durante o ensaio, as amostras permaneceram imersas em água desmineralizada (temperatura ambiente), e foram submetidas a 15.000 ciclos de inserção e remoção no longo eixo do encaixe, deslocando-o 3 mm e recolocando-o no implante novamente, com velocidade de 80 mm / min. Para cada um dos 15000 ciclos, a força máxima para remoção do componente foi registrada pelo computador. Os resultados mostraram que, no primeiro ciclo de remoção dos componentes, as forças variaram entre 3 e 85 N e houve diferença significativa entre os encaixes. Nesta primeira leitura, foi possível dividir os encaixes em dois grupos: o primeiro grupo contendo os encaixes cuja força retentiva inicial apresentou-se menor que 40 N e o segundo, maior. Após o ensaio de fadiga, os resultados apresentados mostraram que ainda havia dois grupos; alguns encaixes, porém, mudaram de grupo: encaixe tipo barra-clip (titânio) da



Straumann perdeu quase toda a retenção, pertencendo desta forma ao primeiro grupo; enquanto que o encaixe tipo barra-clip (ouro) da Straumann apresentou aumento nos valores de força de retenção. O sistema que apresentou a menor força retentiva foi o magnético (3N), e o de maior força foi o encaixe tipo bola de ouro-titânio (85N). Pode-se concluir deste trabalho que os encaixes para Overdentures oferecem valores da força de retenção muito variados, e que neste estudo apresentaram pequeno desgaste, alguns mostrando aumento da retenção após as primeiras remoções. Alguns autores sugerem que este aumento na retenção pode ser devido ao aumento na rugosidade superficial após uso inicial dos componentes. Salientam que, se este trabalho fosse realizado *in vivo*, algumas condições intrabucais influenciariam nos resultados, tais como forças aplicadas, não somente no longo eixo do dente, mas em outras direções, movimentos ântero - posterior da prótese, que poderiam causar deformação plástica dos componentes, resultando em menor retenção ou mesmo fratura de um clip.

DAVIS & PACKER, em 1999, avaliaram dois grupos de pacientes portadores de prótese sobre implantes. Um grupo era composto por 13 pacientes, que receberam sistema de encaixe tipo O'ring e o outro composto por 12 pacientes, que receberam sistema de encaixe tipo magnetos (Astra Tech). Após instalação e preservação das próteses, os pacientes foram chamados anualmente para avaliação, durante 5 anos. Os resultados mostraram que, neste período, não houve diferença entre os grupos quanto a sinais de eritema, edema ou sangramento na sondagem. Entretanto, quando se avaliou conforto, habilidade mastigatória e satisfação do paciente, os resultados foram favoráveis para o grupo O'ring. Os autores constataram que a preferência dos pacientes pelo encaixe O'ring deveu-se à melhor retenção oferecida por este sistema, quando comparado com o magneto.

CLEPPER, em 1999, publicou um artigo onde classifica as Overdentures mandibulares em tipo I, II, III e IV. Segundo o autor, Overdentures tipo I são aquelas retidas por dois implantes contendo encaixes tipo O'ring, sem barra unindo os implantes. Este tipo de design é frequentemente oferecido como uma alternativa econômica, mas é o menos estável e retentivo. Overdentures tipo II são aquelas onde os implantes estão unidos através de uma barra, e pode estar associada a um clip ou encaixe tipo O'ring nas porções distais da barra. As Overdentures do tipo III são aquelas onde a barra de união contém um clip na porção anterior e dois encaixes O'ring nas porções distais da barra. Neste caso, recomenda-se pelo menos 4 implantes mandibulares. O clip posicionado anteriormente atua como uma retenção indireta, além de prevenir que a porção posterior da prótese se desloque do rebordo. O tipo IV é uma Overdenture implanto-suportada, contendo de 4 a 5 implantes na mandíbula ou 6 implantes na maxila, unidos através de uma barra, com encaixes tipo clip.

EPSTEIN *et al.*, em 1999, avaliaram e compararam as propriedades retentivas de 6 sistemas de encaixes para Overdentures durante um ensaio de fadiga que compreendeu 2000 ciclos de inserção e remoção dos componentes protéticos. Os sistemas selecionados foram: G1) AccessPost Overdenture; G2) Flexi-Overdenture; G3) Era - branco; G4) Era - cinza; G5) O-SO e G6) ZAAG, sendo que cada grupo era composto por 10 amostras. Cada encaixe foi cimentado com cimento de fosfato de zinco em uma raiz de um dente monorradicular, e o conjunto incluído em resina acrílica, resultando em 60 amostras. Utilizou-se um dispositivo denominado Shimpo Force Gauge, para a obtenção manual da leitura inicial, seguida de uma leitura a cada 50 ciclos e a leitura final após 2000 ciclos. Os autores estabeleceram duas variáveis para análise dos resultados: Força Absoluta (AF), que

corresponde ao valor de qualquer amostra em qualquer leitura durante o ensaio e Força Relativa (RF), que é sempre um valor em % referente ao 1º ciclo, que é sempre 100%. Os resultados foram agrupados de acordo com o nível de mudança, ou seja, o declínio da força absoluta e foram divididos em três grupos: a) O-SO e ZAAG, que obtiveram a maior força relativa após 2000 ciclos e assim, apresentaram a menor alteração, com valores de RF 49,4% e 44,5%, respectivamente; b) Era - branco e AccessPost apresentaram valores de RF de 31,9% e 26,3%, respectivamente; c) Flexi-Overdenture e Era - cinza com valores de RF de 16,3% e 14,1%, respectivamente. Os resultados obtidos na leitura inicial mostraram que os valores de retenção apresentaram-se estatisticamente diferentes entre si; fato que não se repetiu após 2000 ciclos de inserção e remoção dos componentes, quando se observou que os valores da força de retenção obtidos não diferiram estatisticamente entre si. Os encaixes que exibiram maior retenção na primeira remoção apresentaram queda no valor da força de retenção mais rapidamente durante o teste que aqueles que mostraram menor retenção no primeiro ciclo, fazendo com que os valores se tornassem semelhantes ao final do ensaio. Concluíram que, quanto mais rígido e maior a força de retenção oferecida pelo encaixe, mais rapidamente ocorrerá a diminuição na sua retentividade, e quanto menor rigidez e maior flexibilidade, os valores de retenção se mantêm estáveis por mais tempo.

Com o objetivo de facilitar a seleção de encaixes para Overdentures, FROMENTIN *et al.*, em 1999, avaliaram a variação da força de retenção de encaixes utilizados em Overdentures, durante um ensaio de fadiga no qual as amostras foram submetidas a 1080 ciclos de inserção e remoção dos componentes, equivalente a 12 meses de uso *in vivo*. Foram confeccionadas 10 amostras de cada encaixe sendo elas: Supra-Snap, O'ring, TSIB e ZAAG, todos do tipo bola-coping, totalizando 40 amostras. Cada amostra

foi fixada em blocos de resina acrílica para adaptação na máquina de ensaios. Para a realização do ensaio, utilizaram uma máquina de tração e compressão, com célula de carga de 50 N, sendo os valores da força de retenção obtidos em 4 etapas: inicial, após 180 ciclos, após 540 ciclos e final, após 1080 ciclos, com as amostras imersas em água destilada (temperatura ambiente). A frequência utilizada para o ensaio de fadiga foi de 1 Hz, no sentido do longo eixo do encaixe e a velocidade para o ensaio de tração foi de 10 mm/minuto, registrando a máxima força de retenção. Em cada intervalo, foram registrados 5 valores da força de retenção e uma média foi obtida. Os resultados mostraram que houve diferença significativa entre todos os encaixes quando foi comparada a força de retenção inicial e final. Os valores iniciais e finais encontrados foram de 34,13 N e 29,34 N para TSIB, 18 N e 3,55 N para ZAAG, 16,67 N e 9,90 N para O'ring e 5,19 N e 3,17 N para Supra-Snap, respectivamente. Quando se avaliou a força de retenção em todos os estágios, verificaram que ocorreram alterações no comportamento dos valores da força de retenção. Uma queda significativa da força de retenção foi observada em todos os estágios para o encaixe ZAAG. Para o encaixe Supra-Snap, houve variação significativa na força de retenção entre cada estágio. Esta variação foi caracterizada por queda em 180 e em 1080 ciclos e aumento nos valores da retenção em 540 ciclos. Para o O'ring e o TSIB, a diminuição da força de retenção foi significativa apenas em 180 ciclos, sendo que o O'ring continuou com pequena queda até o último estágio e o TSIB apresentou aumento da retenção em 1080 ciclos. Os autores constataram, através de microscopia eletrônica, que as partes dos elementos constituintes de plástico, silicone ou náilon sofreram deformação devido a forças geradas durante o ensaio, o que pode ter causado o aumento na força de retenção. Os autores concluíram que, durante uma simulação de 1 ano através do ensaio de

fadiga, os encaixes exibiram diminuição nos valores da força de retenção entre 14% (TSIB) e 80% (ZAAG). Apenas os encaixes O'ring e TSIB foram considerados adequados neste período de 1 ano, visto que seus valores de retenção superaram o valor mínimo de 5 N necessário para estabilizar e manter uma Overdenture em posição.

WICHMANN & KUNTZE, em 1999, investigaram o desgaste de encaixes plásticos de precisão, comparando com metálicos, em prótese parcial removível. Foram ensaiados 5 tipos de encaixes, sendo dois metálicos (McCollum e UltraTec) e três plásticos (SG, Mini SG-F e Preci-Vertex). Foram confeccionadas 5 amostras de cada tipo de encaixe, fixadas em blocos de resina acrílica e adaptadas em máquina de ensaios de fadiga. Cada amostra foi submetida a 10.000 ciclos de inserção e remoção dos componentes protéticos, sob constante jato de solução de saliva artificial a 37°C, com frequência de 0,1 Hz, no longo eixo do encaixe. Leituras da força de retenção foram obtidas a cada 500 ciclos. Os autores também utilizaram microscópio eletrônico para avaliar as condições superficiais e sinais de desgaste das partes plásticas e metálicas. Os resultados mostraram que os encaixes metálicos apresentaram aumento inicial da força de retenção seguido de acentuada queda nos valores de 11 N para 2 N, durante os primeiros 1.000 ciclos. Os encaixes plásticos apresentaram pequeno aumento inicial em seus valores de força de retenção e posterior estabilização voltando ao valor inicial durante todo o ensaio, sendo que o encaixe SG apresentou o maior valor (16 N), seguido do Mini SG-F (14 N) e Preci-Vertex (8 N). Este aumento na retenção pode ser devido à expansão térmica do plástico. No exame microscópico, constataram sinais evidentes de desgaste nos componentes metálicos, ao contrário dos componentes plásticos. Os encaixes plásticos suportaram 10.000 ciclos de inserção e remoção sem perder sua retenção. Os componentes metálicos apresentaram

diminuição de 80% de sua retentividade. Os autores recomendam uso clínico de componentes plásticos, que além de suportarem o desgaste por mais tempo, são também mais fáceis de substituir quando sua retenção diminuir.

GALLINA *et al.*, em 2001, em um estudo *in vitro*, avaliaram e compararam a retenção proporcionada por 1 e por 2 clips em liga de ouro (Nobel Biocare DCA 110) conectados a uma barra esférica pré-fabricada (fundida em liga de ouro da mesma marca). Confeccionaram 20 amostras e dividiram em 2 grupos: um composto por 10 amostras contendo 1 clip, e outras 10 amostras contendo 2 clips, cada uma associada a uma barra metálica. As amostras foram submetidas a 300 ensaios de tração, simulando a capacidade retentiva de uma Overdenture em um período equivalente a 3 meses de uso *in vivo*. Durante o ensaio, intervalos foram realizados a cada 50 trações e a força de retenção foi registrada para cada amostra. Cada barra metálica foi soldada a dois postes metálicos e o conjunto foi incluído em um bloco de resina acrílica autopolimerizável. Os clips metálicos foram também fixados em outro bloco de resina acrílica e a abertura de suas aletas foi padronizada em 1,8 mm, com o auxílio de um padrão de calibragem fundido em níquel cromo, posicionado internamente ao clip, e de um alicate. Para o ensaio de tração, utilizou-se a máquina de ensaios EMIC - DL 2000, com velocidade de 50 mm/minuto, até ocorrer a separação total da conexão entre os clips e a barra. Os resultados mostraram que na comparação geral entre as médias obtidas após o ensaio, a média geral obtida por 2 clips foi superior à média geral obtida por 1 clip (14,36 N e 7,47 N respectivamente), apresentando diferença significativa. Na análise comparativa entre os diferentes níveis de tração com 1 e 2 clips, observou-se que, em todos os níveis, as médias de resistência à tração são superiores nos corpos-de-prova com 2 clips e estes mantiveram sua capacidade retentiva estável após

as 50 trações iniciais. Os corpos-de-prova com 1 clip continuaram perdendo a capacidade de retenção ao longo dos ensaios, entretanto os valores não foram estatisticamente diferentes entre si. Os autores enfatizam que o uso de apenas 1 clip em uma Overdenture pode comprometer drasticamente sua capacidade retentiva, uma vez que, na simulação de três meses de uso clínico, um corpo-de-prova teve sua capacidade retentiva reduzida para 3,38 N. Os autores sugerem, a partir destes dados, que o uso de 2 clips para uma Overdenture torna o sistema de retenção mais efetivo e estável no decorrer do uso clínico.

WILLIAMS *et al.*, em 2001, avaliaram *in vitro* 5 tipos de design de Overdentures. Uma maxila edêntula foi confeccionada, contendo 4 implantes (3,75 x 13 mm) em sua porção anterior. Foram avaliados 5 designs de Overdentures com os seguintes encaixes: (1) 4 clips Hader plásticos com barra EDS; (2) 2 clips Hader plásticos com barra EDS; (3) 2 clips plásticos e 2 encaixes ERA posteriores; (4) 3 encaixes ZAAG em uma barra; e (5) 4 encaixes ZAAG individuais. Uma prótese foi confeccionada sobre a maxila edêntula, contendo os elementos retentivos dos encaixes em sua base e retenções para o ensaio de tração na superfície oclusal. Para cada design foi confeccionada uma prótese. Cada amostra foi submetida a 5 sequências de 10 trações, substituindo-se os elementos retentivos da base da prótese a cada seqüência. Utilizaram, para o ensaio, a máquina de testes Instron, com velocidade de 2 pol/minuto. Os resultados mostraram que os valores médios mais altos foram para a combinação clip Hader/ERA, de 19,8 lbf. Os valores mais baixos foram registrados para o design de 2 clips e de 4 clips, sendo 5,08 lbf e 5,06 lbf respectivamente. Os autores constataram que a retenção diminui na medida em que se realizaram as trações para todos os designs, principalmente para o mais retentivo. O design menos retentivo foi o que apresentou menor diminuição nos valores da força de retenção.

Segundo os autores, a seleção de um encaixe específico pode afetar o sucesso clínico de uma Overdenture implanto-retida, já que a satisfação do paciente está frequentemente associada ao grau de retenção da restauração final.

WALTON *et al*, em 2002, avaliaram a satisfação dos pacientes e o número de sessões necessárias para preservação durante 1 ano, em 64 pacientes, que receberam Overdentures mandibulares (2 implantes). Metade dos pacientes receberam Overdenture com sistema Barra-Clip (com 2 clips) e a outra metade, sistema O'ring. Os resultados mostraram que o número de consultas e o tempo para ajuste das próteses foram semelhantes para os dois grupos, sendo que o ajuste mais comum foi quanto ao contorno dos bordos. Aproximadamente 84% dos pacientes do grupo O'ring necessitaram de pelo menos 1 reparo, contra 20% do grupo Barra-Clip. Nestes casos, o reparo mais comum foi a substituição do clip ou do anel retentivo. Os pacientes de ambos os grupos apresentaram-se satisfeitos com a melhora na função mastigatória, conforto e aparência das Overdentures, quando comparados com as próteses convencionais.



### 3. Proposição

Considerando a importância da retenção e estabilidade de uma Overdenture, a proposta deste estudo foi avaliar e quantificar os valores da força de retenção de dois sistemas de encaixe: O'ring e Barra-Clip de duas marcas comerciais: Conexão e Lifecore, durante ensaio de ciclagem mecânica compreendido por 5500 ciclos de união e separação dos componentes. Durante o ensaio, as amostras permaneceram imersas em solução de saliva artificial, em temperatura ambiente. Os valores foram obtidos em 4 momentos: 1<sup>o</sup> - retenção inicial, 2<sup>o</sup> - após 1500 ciclos, 3<sup>o</sup> - após 3000 ciclos e 4<sup>o</sup> - após 5500 ciclos.

#### 4. Metodologia

Para a realização deste estudo, foram selecionadas 2 marcas comerciais de sistemas de implantes, utilizadas rotineiramente na confecção de Overdentures. Cada marca comercial apresenta dois sistemas de encaixes: 1- "Bola-Coping", e 2- "Barra-Clip". O Quadro I apresenta as marcas comerciais, fabricantes, sistemas de encaixe, número de amostras e lote.

##### QUADRO I:

Marca comercial, fabricante, sistema de encaixe, número de amostras e lote utilizados no estudo.

Marca Comercial	Fabricante e Localidade	Sistema de Encaixe	Nº de Amostras	Lote
Sistema Abutment O-Ring	Lifecore Biomedical Chasca, Minnesota, USA	Bola-Coping	5	11020037
Sistema de Barra e Clip	Lifecore Biomedical Chasca, Minnesota, USA	Barra-Clip	5	11010254
Sistema O'Ring	CONEXÃO Sistemas de Prótese São Paulo, São Paulo, Brasil	Bola-Coping	5	049 CNB
Sistema Barra-Clip Passivo	CONEXÃO Sistemas de Prótese São Paulo, São Paulo, Brasil	Barra-Clip	5	169 CNB

#### 4.1. Confeção das Amostras

Para a confecção das amostras, foram utilizados cilindros de PVC com 2,0 cm de altura x 3,5 cm de diâmetro, todos preenchidos com resina acrílica ativada quimicamente incolor (Vipi Flash, Dental Vipi) (FROMENTIN *et al.*, 1999). O preenchimento dos cilindros de PVC teve como finalidade a fixação dos componentes citados no Quadro I. Em um dos cilindros, foram incluídos dois análogos de implantes da marca Conexão, diâmetro regular (3,75mm), 10 mm de comprimento, distantes 22 mm entre si, do centro de um análogo ao outro (esta distância correspondente aproximadamente à distância entre dois caninos) e paralelos entre si, simulando dois pilares para retenção de uma overdenture mandibular (SETZ *et al.*, 1998). Os análogos foram utilizados para o ensaio das 20 amostras deste estudo (FIG.1).

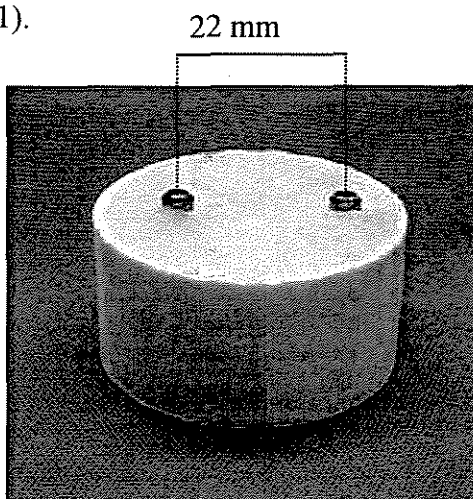


FIGURA 1: Análogos incluídos em resina acrílica incolor

##### 4.1.1. Confeção das amostras - Conexão

4.1.1.1. -O'ring: o sistema O'ring da Conexão é composto por: O'ring de retenção, anel espaçador e anel de borracha retido em cápsula metálica (FIG. 2).

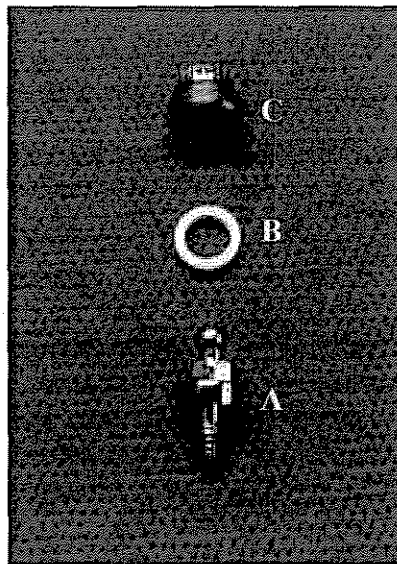


FIGURA 2: Componentes do sistema O'ring da Conexão: (A) O'ring de retenção; (B) Anel espaçador; e (C) Cápsula metálica contendo anel retentivo de borracha.

Os O'rings de retenção foram rosqueados nos análogos (FIG. 3), com torque de 20 N.cm, utilizando torquímetro (Conexão Sistemas de Prótese). Os espaçadores foram posicionados sobre os O'rings (FIG. 4) e a cápsula metálica com o anel de borracha adaptado sobre o conjunto (FIG. 5).

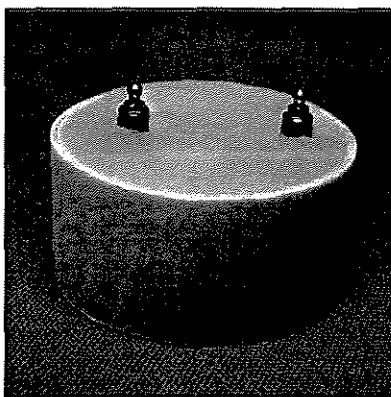


FIG 3

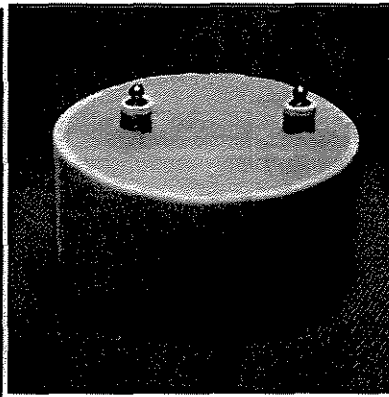


FIG 4

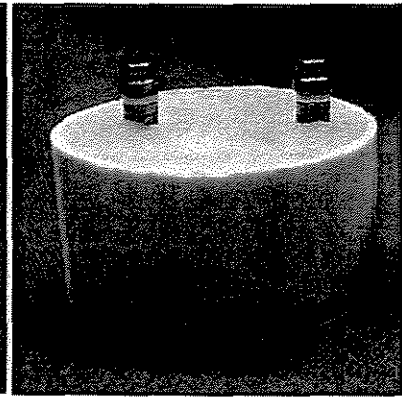


FIG 5

FIGURA 3: O'ring em posição; FIGURA 4: Espaçador sobre o'ring; e FIGURA 5: Cápsula metálica sobre o conjunto.

Após este procedimento, utilizou-se outro cilindro de PVC, com resina em seu interior, para a captura da fêmea (fixação da cápsula metálica na resina). Para a realização deste procedimento, foram confeccionados alívios nas regiões correspondentes aos nichos neste outro cilindro (FIG. 6) e, em seguida, inserida pequena porção de resina acrílica na fase fluida. O cilindro foi então posicionado sobre a cápsula metálica, sendo que entre os dois cilindros de PVC, adaptou-se um espaçador, previamente confeccionado com silicone laboratorial (Zetalabor), para assegurar o correto posicionamento das fêmeas, e mantido em posição até a polimerização desta pequena porção de resina e posteriormente separado dos análogos, tendo em sua superfície as cápsulas metálicas fixadas (FIG. 7) (EPSTEIN *et al.*, 1999; GALLINA *et al.*, 2001).

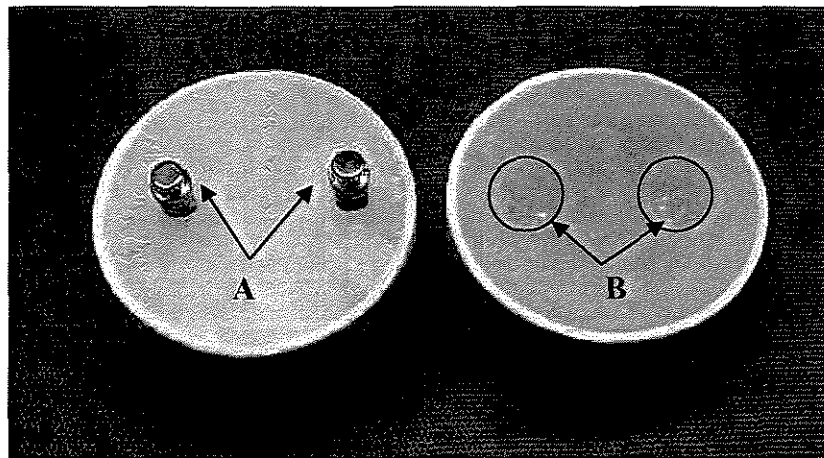


FIGURA 6: (A) Cápsulas metálicas sobre os O'rings de retenção; (B) Alívios na resina para fixação das cápsulas metálicas.

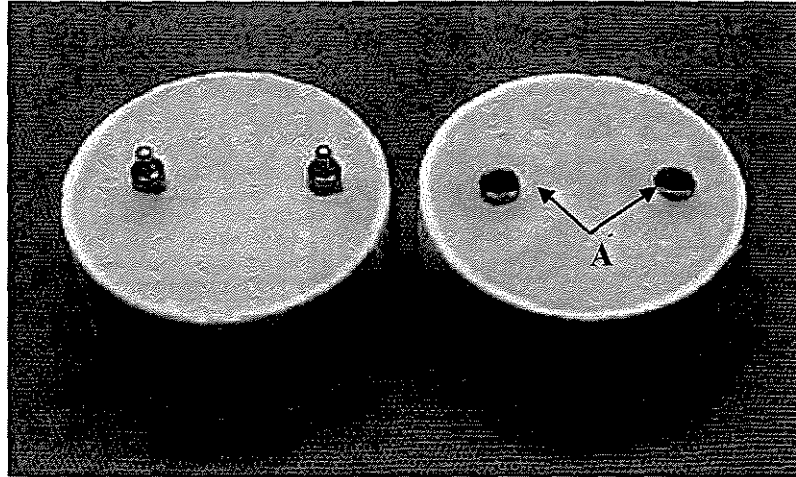


FIGURA 7: (A) Cápsulas metálicas fixadas e amostra concluída.

4.1.1.2. -Barra - Clip: o sistema Barra - Clip da Conexão é composto por: barra cilíndrica e clip plástico reto (FIGS 8 e 9).

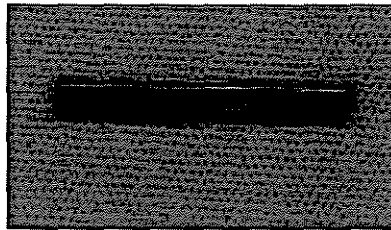


FIG 8

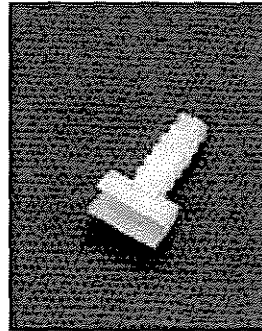


FIG 9

FIGURA 8: Barra cilíndrica; e FIGURA 9: Clip plástico reto.

Alguns acessórios foram também utilizados: sistema "UCLA" plástico sem hexágono; parafusos do sistema "UCLA"; e chave hexagonal (FIG. 10).

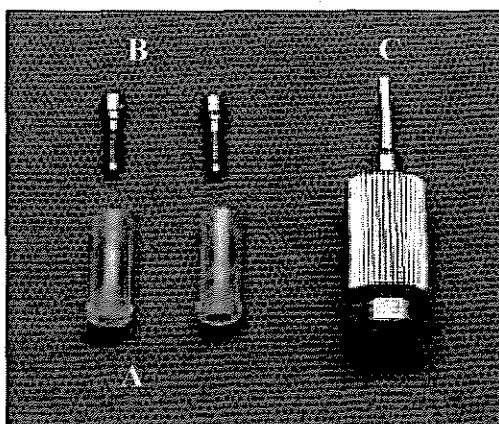


FIGURA 10: Acessórios do sistema barra-clip: (A) Sistema "UCLA" plástico; (B) Parafusos do sistema "UCLA"; e (C) Chave hexagonal.

Os "UCLAS" plásticos foram parafusados sobre os análogos, utilizou-se um disco de carborundum para diminuir o tamanho dos mesmos, e a barra cilíndrica foi fixada ao UCLA com cera (FIG. 11).

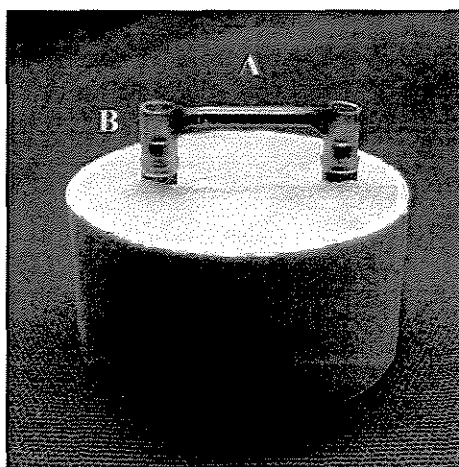


FIGURA 11: Barra cilíndrica (A) fixada ao "UCLA" (B), sobre os análogos.

Após este procedimento, foram realizados os processos de inclusão, fundição, acabamento e polimento das barras cilíndricas e dos sistemas "UCLAS" plásticos. Todas as etapas foram realizadas pelo mesmo técnico, utilizando sempre os mesmos materiais. Para a inclusão das barras, foi utilizado revestimento HEAT SHOCK (Polidental), e a seguir,

utilizou liga de Ni-Cr (VeraBond II) para a fundição das amostras (Ni-75,55%/m/m, Cr-11,50%/m/m, Mo-3,50%/m/m, Si-3,50%/m/m, Nb-4,25%/m/m, Al-2,25%/m/m). Após a fundição, realizaram-se os procedimentos de acabamento e polimento. Para tanto, o primeiro passo foi o jateamento das amostras, com óxido de alumínio, (malha 100) para a remoção do material de inclusão. Posteriormente, foram utilizados discos de carborundum (Dentorium) para seccionar os condutos de alimentação da peça e retirar os excessos mais grosseiros. O acabamento final realizado com ponta diamantada cônica, e o polimento, com borrachas para polimento (Viking), na seqüência verde, azul e cinza. Finalmente, feltro com pasta para polimento (Universal). Todas as etapas do acabamento e polimento foram realizadas tomando-se o cuidado de não alterar o diâmetro da barra, que foi verificado utilizando-se paquímetro eletrônico digital Starret<sup>®</sup>, como ilustram as FIGS. 12, 13 e 14.

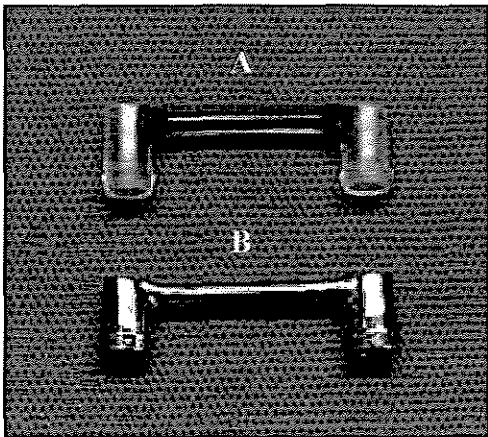


FIG 12

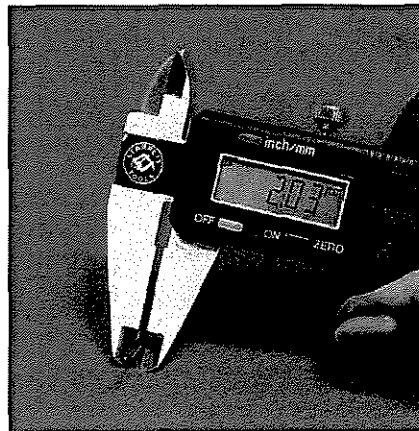


FIG 13

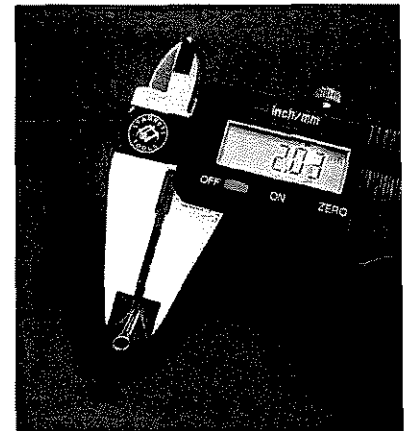


FIG 14

FIGURA 12: Barra cilíndrica da Conexão encerada (A) e fundida em Ni-Cr (B); FIGURA 13: Medida da barra antes da fundição; e FIGURA 14: Após a fundição.



A barra fundida foi então adaptada e parafusada sobre os análogos. O clip reto foi posicionado sobre a barra, para ser capturado. Para tanto, outro cilindro de PVC contendo resina acrílica foi utilizado. Com o alívio da região correspondente ao clip, foi inserida pequena porção de resina fluida, e assim, realizou-se a fixação do clip (FIG. 15).

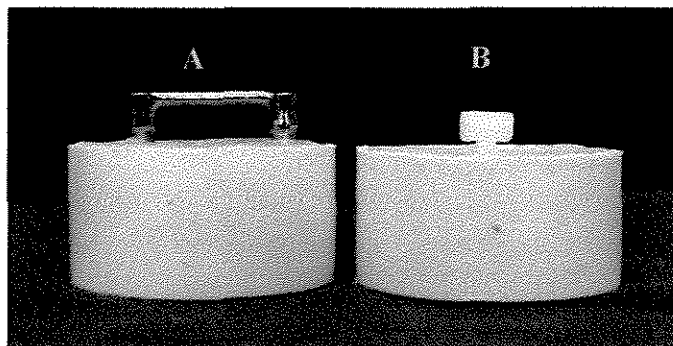


FIGURA 15: Amostra Barra - Clip (Conexão) concluída: A- Barra ; B- Clip plástico.

#### 4.1.2. Confeção das amostras - Lifecore

4.1.2.1. -O'ring: o sistema O'ring da Lifecore é composto por: O'ring de retenção, anel de borracha laboratorial, anel de borracha clínico e retentor metálico para anel de borracha (FIG. 16).

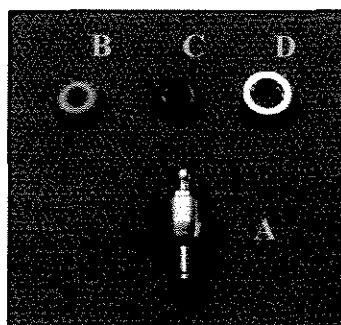


FIGURA 16: Componentes do sistema O'ring da Lifecore: (A) O'ring de retenção; (B) Anel de borracha laboratorial; (C) Anel de borracha clínico; e (D) Retentor metálico para anel de borracha.

Os O'rings de retenção foram rosqueados nos análogos, com torque de 20 N.cm (FIG.17), e sobre os mesmos foi posicionado o conjunto: retentor metálico do anel de borracha/anel de borracha laboratorial (FIG. 18). Para a realização da captura da fêmea, aplicou-se uma pequena porção de cera utilidade no espaço entre o O'ring e a cápsula metálica e também sobre a mesma, evitando que a resina ocupasse estes locais (FIG. 19).

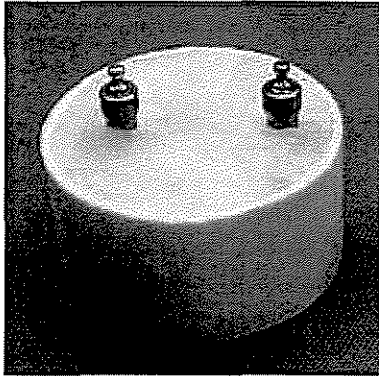


FIG 17

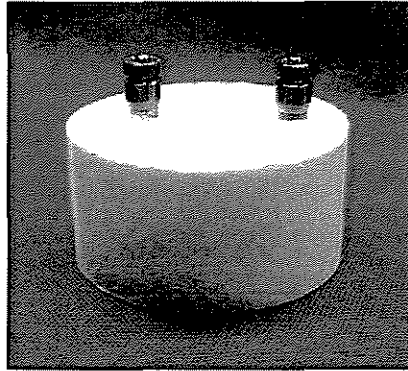


FIG 18

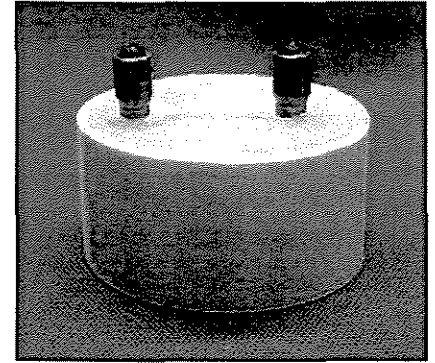


FIG 19

FIGURA 17: Adaptação do O'ring sobre os análogos; FIGURA 18: Adaptação do anel de borracha laboratorial/cápsula metálica sobre o O'ring; e FIGURA 19: Aplicação de cera utilidade.

Após este procedimento, realizou-se a captura da fêmea, utilizando-se outro cilindro de PVC contendo resina em seu interior. Realizados os alívios nas regiões correspondentes à cápsula metálica, foi aplicada pequena quantidade de resina fluida e a cápsula metálica juntamente com o anel de borracha laboratorial fixada neste cilindro (FIG. 20).

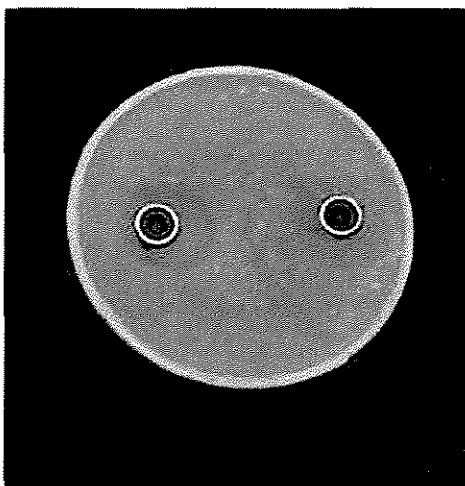


FIGURA 20: Anel metálico contendo anel de borracha laboratorial fixados na resina..

A seguir, realizou-se a substituição do anel laboratorial (vermelho) pelo clínico (preto), de acordo com as FIGURAS 21 e 22.

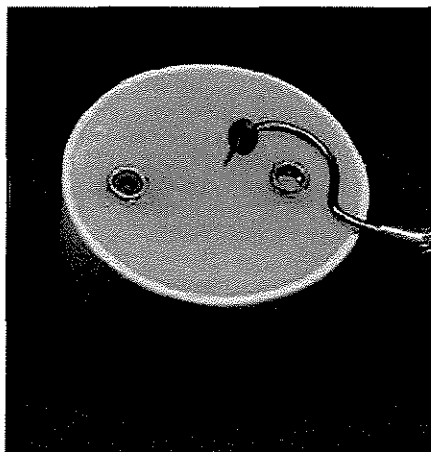


FIG 21

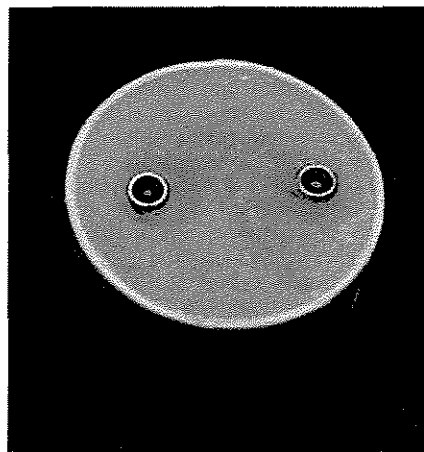


FIG 22

FIGURA 21: Retirada do anel laboratorial e FIGURA 22: Anel de borracha clínico posicionado.

4.1.2.2. -Barra - Clip: o sistema Barra - Clip da Lifecore é composto por: barra Hader, clip plástico laboratorial e clip plástico clínico (FIGS 23 e 24).

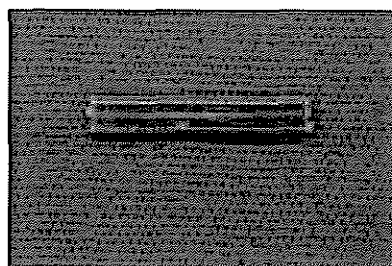


FIG 23

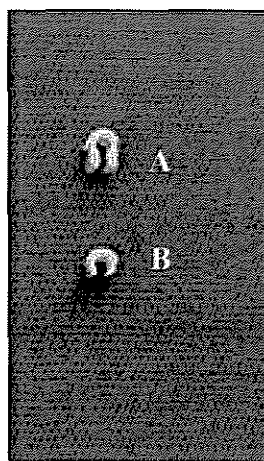


FIG 24

FIGURA 23: Barra Hader; e FIGURA 24: (A) Clip plástico laboratorial e (B) Clip plástico clínico.

Alguns acessórios foram utilizados: coping "UCLA" plástico sem hexágono, parafusos do "UCLA" e chave hexagonal para parafuso (FIG. 25).

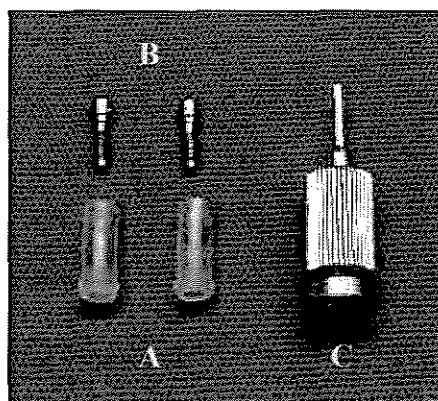


FIGURA 25: (A) "UCLA" plástico sem hexágono; (B) Parafusos do "UCLA"; e (C) Chave hexagonal.

Os "UCLAS" plásticos foram parafusados sobre os análogos; utilizou-se disco de carborundum para diminuir o tamanho dos mesmos, e a barra foi fixada aos "UCLAS", com cera (FIG 26).

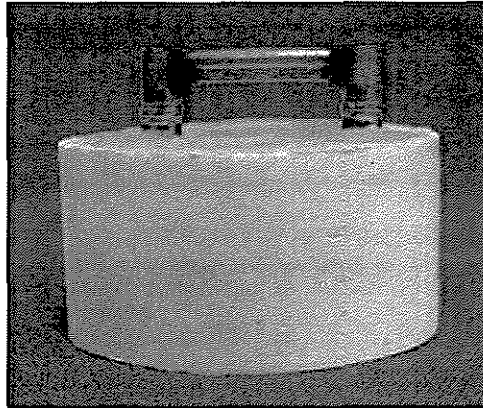


FIGURA 26: Conjunto barra/UCLAS plásticos unidos com cera.

Após este procedimento, o conjunto barra / "UCLAS" plásticos foi encaminhado para fundição em liga de Ni-Cr, como descrito anteriormente na página nº 36 (FIG. 27).

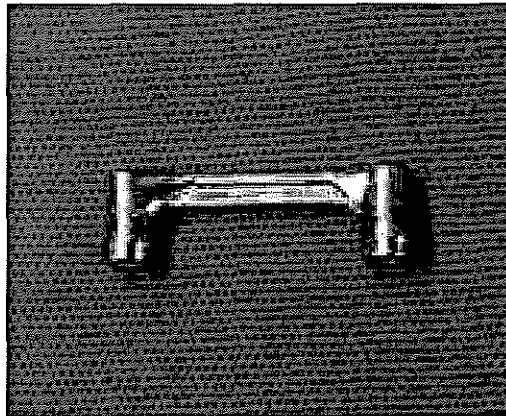


FIGURA 27: Barra Hader da Lifecore.

A barra fundida foi então adaptada e parafusada sobre os análogos e o clip plástico laboratorial foi posicionado sobre a barra, para a realização da captura. Para tanto, uma porção de cera nº 7 foi adaptada sobre a barra, deixando exposto somente o clip laboratorial. Na captura do clip, utilizou-se outro cilindro de PVC contendo resina. Feito o alívio na região correspondente à barra em toda sua extensão, foi inserida pequena porção de resina acrílica na fase fluida, realizando a fixação do clip (FIGS. 28 e 29).

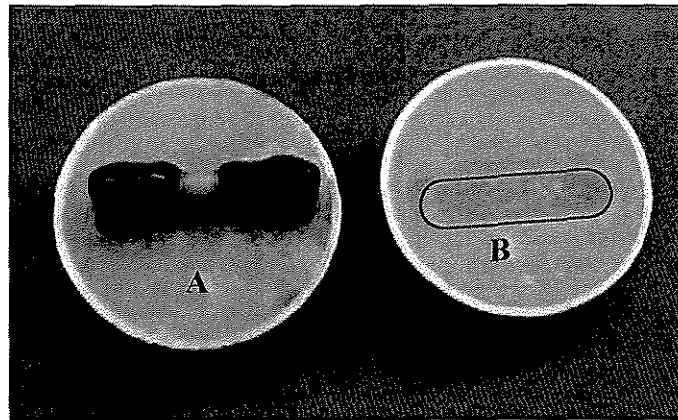


FIGURA 28: (A) Cera aplicada sobre a barra, expondo o clip e (B) alívio na resina do cilindro de PVC.

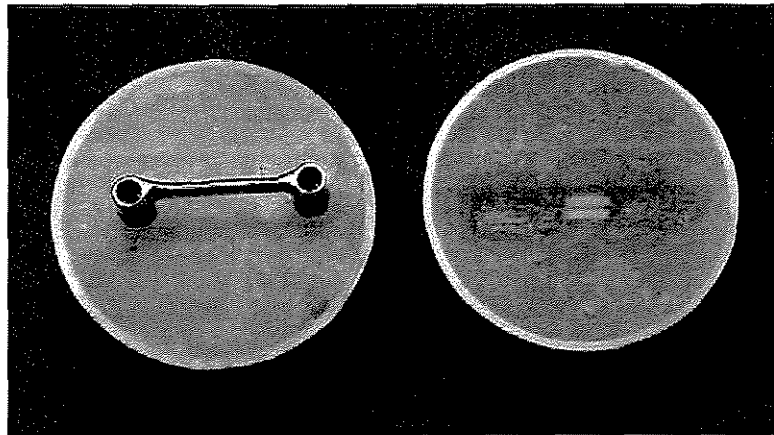


FIGURA 29: Clip laboratorial fixado na superfície da resina.

Após este procedimento, realizou-se a substituição do clip laboratorial pelo clínico (FIGS 30 e 31).

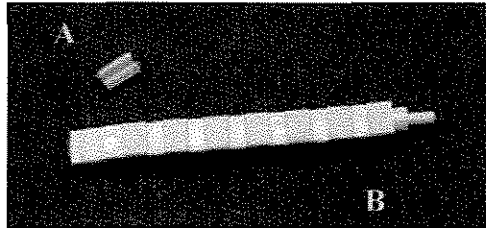


FIG 30



FIG 31

FIGURA 30: Clip clínico (A) e posicionador do clip (B); FIGURA 31: Clip clínico posicionado e amostra concluída.

#### 4.2. Ensaio de Ciclagem Mecânica

Para a realização do ensaio de ciclagem mecânica, utilizou-se máquina servohidráulica MTS 810 - Material Test System - (Eden Prairie, MN - USA), ilustrada na FIG.32.

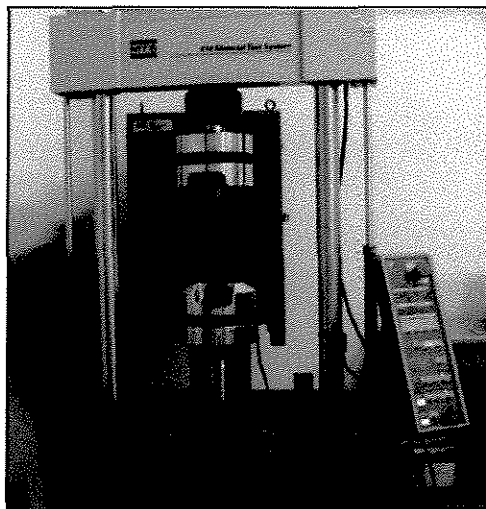


FIGURA 32: Máquina servohidráulica de ensaios mecânicos - MTS 810.

Para o ensaio, utilizou-se um programa chamado Gerador de Função Senóide, no qual cada amostra foi submetida a 5500 ciclos de inserção e remoção dos componentes (GAMBORENA *et al.*, 1997), que corresponderia a aproximadamente 5 anos de uma prótese em função, considerando que o paciente remova e reposicione a prótese três vezes ao dia. As amostras foram cicladas (imersas em saliva artificial em temperatura ambiente) com frequência de 0,8 Hz, sendo o movimento realizado no longo eixo dos implantes (FROMENTIN *et al.*, 1999; SETZ *et al.*, 1998).

#### 4.3. Ensaio de Resistência à Tração

Durante o ensaio de ciclagem mecânica, foram obtidas quatro leituras a fim de observar o comportamento da força de retenção dos encaixes neste período. Para a obtenção destes valores, utilizou-se um programa chamado Test Works for Test Star, com célula de carga de 1 kN e velocidade do atuador de 1mm/min (GAMBORENA *et al.*, 1997). As leituras obtidas foram: 1<sup>a</sup>- inicial; 2<sup>a</sup>- após 1500 ciclos; 3<sup>a</sup>- após 3000 ciclos e 4<sup>a</sup>- leitura final, após 5500. Cada valor obtido corresponde à força máxima de retenção, sendo o resultado de uma média de 5 valores absolutos registrados em cada intervalo, através deste ensaio de tração (GAMBORENA *et al.*, 1997, FROMENTIN *et al.*, 1999).

Para a adaptação das amostras na máquina servohidráulica, um dispositivo metálico foi elaborado, composto por duas partes. Cada uma das partes possui uma porção cilíndrica de 60 mm de diâmetro externo, 48 mm de diâmetro interno, e 15 mm de altura, onde as amostras foram posicionadas e fixadas por meio de quatro parafusos localizados ao



redor deste cilindro. Na porção inferior dos dispositivos existe um suporte metálico cilíndrico de 12 mm de diâmetro e 47 mm de comprimento, como ilustram as FIGS. 33 e 34.

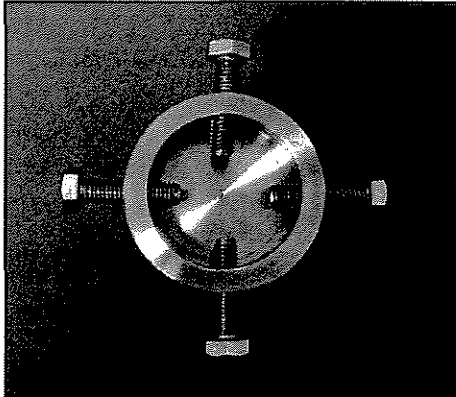


FIG. 33

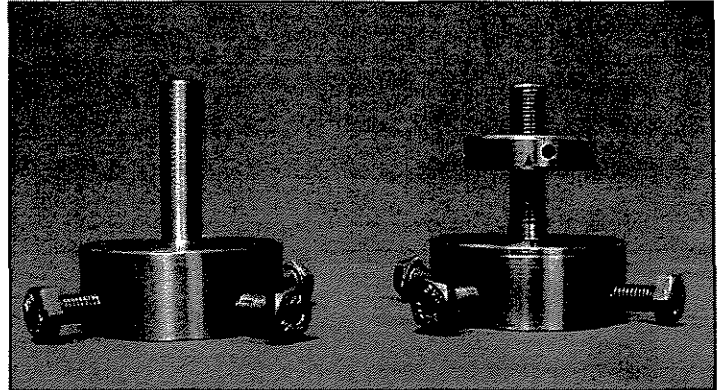


FIG. 34

FIGURA 33: Vista superior do dispositivo metálico; FIGURA 34: Vista frontal.

O suporte metálico cilíndrico localizado na parte inferior destes dispositivos permite a fixação dos mesmos na máquina MTS, sendo que o dispositivo localizado na parte superior da máquina, continha esta extremidade metálica em forma de rosca, de tal forma que pudesse ser rosqueado na célula de carga. O outro dispositivo foi adaptado no mordente do atuador, situado inferiormente, e adaptado também a um recipiente plástico contendo a saliva artificial como ilustra a FIGURA 35.

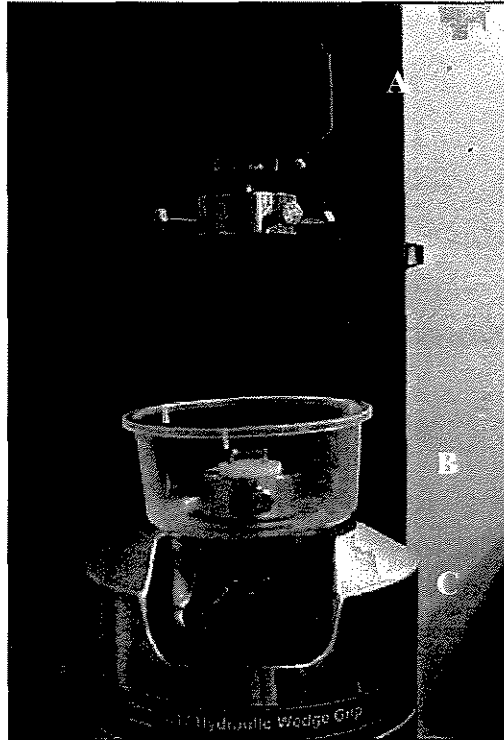


FIGURA 35: Dispositivos posicionados na máquina MTS: (A) célula de carga; (B) Recipiente plástico; e (C) Mordente inferior.

No dispositivo localizado no mordente inferior da máquina, foi adaptado o cilindro de PVC contendo os análogos, juntamente com os O'rings de retenção ou com a Barra metálica de acordo com o grupo a ser ensaiado. Após este procedimento, o cilindro contendo os anéis de retenção do O'ring ou o clip era primeiramente encaixado no componente do cilindro inferior (O'rings ou barra) e então, a célula de carga era lentamente abaixada até encontrar a posição de fixação do cilindro superior, garantindo assim a adaptação entre os componentes protéticos. Desta forma, ambos os cilindros contendo as amostras estavam fixados em seus respectivos dispositivos e imersos em saliva artificial

(1,5 mM Ca, 3.0 mM P, 20.0 mM NaHCO<sub>3</sub>, pH 7.0 - BIRKELAND, 1973) e prontas para o ensaio (FIG. 36).

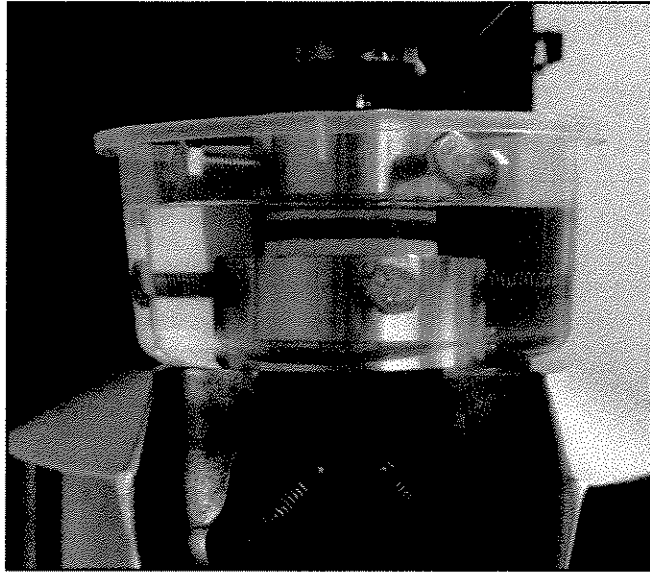


FIGURA 36: Amostra posicionada nos dispositivos, imersa em saliva artificial.

#### 4.4 Delineamento Estatístico

Os dados obtidos foram submetidos à Análise de Variância e aplicado o teste de Tukey ( $p < 0,05$ ).

##### 4.4.1 Técnicas de Análise de Dados Adotadas

Foi estabelecida a necessidade da aplicação da análise de variância como sendo a ferramenta mais adequada para apoiar as decisões pretendidas do conjunto de dados. A

análise de variância deve seguir o delineamento experimental planejado, que prevê a utilização de parcelas subdivididas, nas quais se observa a constituição das parcelas através da existência de *fabricantes*. Uma vez estabelecidos níveis do fator *fabricante* (Conexão e Lifecore), foi determinada uma subdivisão destas parcelas de forma a serem implantados os níveis do fator *tipo* (O'ring e Barra-Clip). Por fim, os *tipos* foram subdivididos nos níveis do fator *número de ciclos* (0, 1500, 3000 e 5500) o que caracteriza a sub-subparcela. Foi estabelecido um nível de significância de 5% ( $\alpha = 0,05$ ).

#### 4.4.2 Estudo de suposições

Neste estudo de suposições, observaram-se violações a 4 suposições, que embasam a técnica de análise de variância: "escala de variável de resposta", "ausência de valores discrepantes", "homogeneidade de variâncias" e "ausência de observações excessivamente influentes". Como a violação a estas suposições prejudica a confiança que devemos ter nos resultados da análise de variância, partiu-se então para um estudo de transformação de dados seguindo a metodologia de BOX-COX<sup>2</sup>. Constatou-se que os valores transformados cumpriam os requisitos para aplicação da análise de variância.

## 5. Resultados

### 5.1 Análise de variância:

Os resultados foram fragmentados e comentados em seguida. O quadro de análise de variância é apresentado na TAB. 1.

TABELA 1

Análise de variância para fabricante, tipo e ciclos.

Causas de Variação	Grau de Liberdade	Quadrados Médios	Valor-p
Fabricante	1	14,45509331	0,011**
Resíduo (A)	8	0,58498873	
Tipo	1	39,13657942	0,0059**
Fabricante*Tipo	1	48,11739066	0,0033**
Resíduo (B)	8	2,82874878	
Ciclos	3	0,79471452	<,0001**
Fabricante*Ciclos	3	0,11956684	0,1757 <sup>ns</sup>
Tipo*Ciclos	3	0,34567547	0,0044**
Fabricante*Tipo*Ciclos	3	0,20142774	0,0447**
Resíduo	48	0,0695794	
Total	79		

\*\* = Significativo ao nível de 5%

ns = não significativo

Pela TAB. 1 pode-se observar que todos os valores-p são significativos, exceto aquele relacionado com a interação entre *fabricante* e *número de ciclos*. Desta forma, realizou-se um estudo de comparação de médias através do desdobramento da interação

tripla. O desdobramento iniciou-se por meio da comparação dos *fabricantes* dentro dos níveis de *tipo* e *número de ciclos* (TABELA 2).

TABELA 2

Comparação de médias e medidas de dispersão de *fabricantes* dentro dos níveis dos demais fatores estudados por meio do teste de Tukey, com nível de significância alfa de 5%.

<b>Tipo</b>	<b>Número de Ciclos</b>	<b>Fabricante</b>	<b>Média (N)</b>	<b>Teste de Tukey</b>	<b>Desvio Padrão</b>
Barra-Clip	0	Conexão	36,92	A	5,546
		Lifecore	16,27	B	4,691
Barra-Clip	1500	Conexão	42,28	A	8,931
		Lifecore	19,11	B	6,062
Barra-Clip	3000	Conexão	47,18	A	8,377
		Lifecore	18,17	B	6,043
Barra-Clip	5500	Conexão	52,07	A	12,300
		Lifecore	20,24	B	6,688
O'ring	0	Conexão	12,78	B	3,340
		Lifecore	18,41	A	6,074
O'ring	1500	Conexão	14,60	A	2,418
		Lifecore	20,04	A	8,954
O'ring	3000	Conexão	13,87	B	4,844
		Lifecore	21,09	A	8,409
O'ring	5500	Conexão	14,42	B	5,248
		Lifecore	19,46	A	4,896

A TAB. 2 confirma as evidências da existência de interação entre os fatores. Observam-se comportamentos diferentes na comparação de médias de *fabricantes*. A comparação da força de retenção no *tipo* O'ring em 1500 ciclos, não houve indícios de diferença entre as médias pelo teste de Tukey com nível de significância de 5%. Quando se observa a comparação dentro do *tipo* Barra-Clip, em todos os *números de ciclos* comparados, há indícios da existência de diferenças entre as médias de *fabricantes*, de forma que o *fabricante* Conexão sempre apresenta média de retenção superior em relação à média do *fabricante* Lifecore.

Quando se compara o *tipo* O'ring, há indícios da existência de diferença entre as médias dos *fabricantes*, de forma que o *fabricante* Lifecore apresenta médias significativamente superiores ao *fabricante* Conexão, exceto para o *número de ciclos* 1500, no qual não houve diferença. A FIG. 37 ilustra a comparação das médias dos *fabricantes*

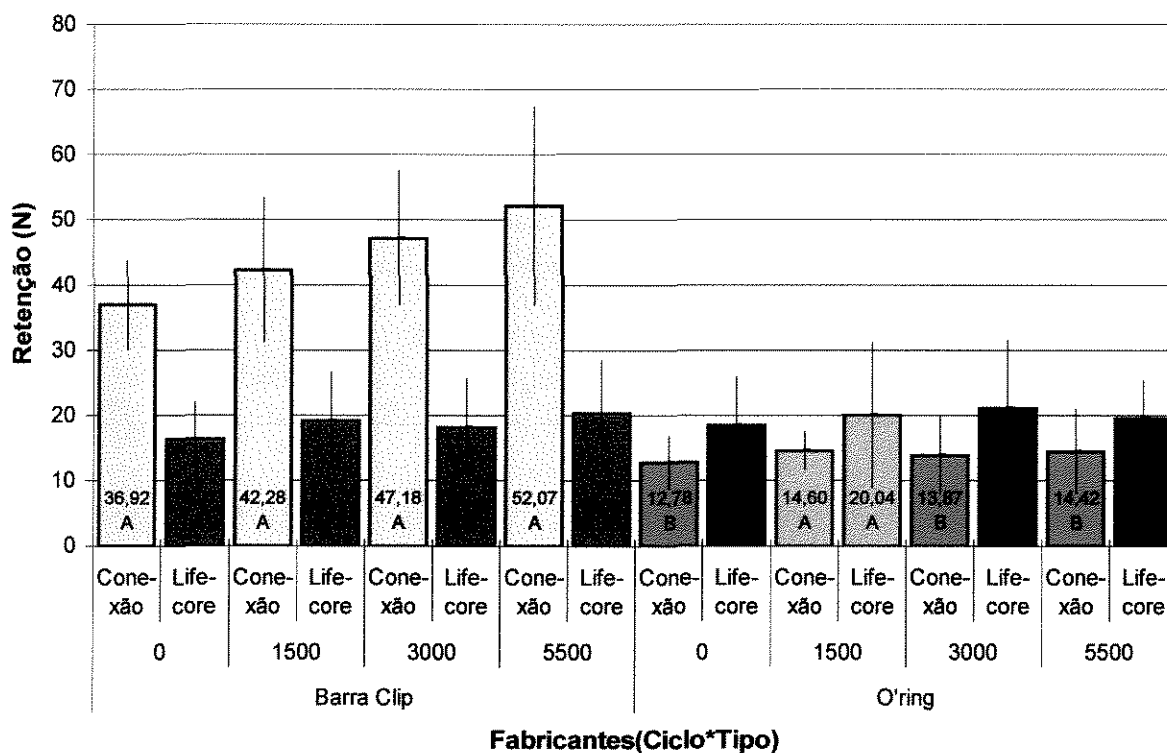


FIGURA 37: Médias de retenção da interação entre *fabricantes*, *tipo* e *número de ciclos*. Barras comparam médias de retenção de *fabricantes*, e barras com a mesma letra não diferem entre si pelo teste Tukey com nível de significância de 5%.

A FIG 37, onde as barras são coloridas de verde, indica pontos nos quais há maior média de retenção do *fabricante* Conexão. As barras com cor vermelha indicam uma segunda região onde existe maior média de retenção do *fabricante* Lifecore. As barras laranja indicam uma situação na qual não há indícios de diferença entre as médias dos *fabricantes*. De forma geral, há indícios de que o *fabricante* Conexão apresente maior média de retenção no *tipo* Barra-Clip, ao passo que o *fabricante* Lifecore apresenta maior média de retenção no *tipo* O'ring. Tal efeito somente não se confirma estatisticamente com



1500 ciclos quando há uma excessiva variação de retenção do *fabricante* Lifecore.

Realizou-se uma segunda comparação entre tipos, apresentada na TAB. 3.

TABELA 3

Comparação de médias e medidas de dispersão de *tipos* dentro dos níveis dos demais fatores estudados através do teste de Tukey com nível de significância alfa de 5%.

Fabricante	Número de Ciclos	Tipo	Média (N)	Teste de Tukey	Desvio Padrão
Conexão	0	Barra-Clip	36,92	A	5,546
Conexão	0	O'ring	12,78	B	3,340
Conexão	1500	Barra-Clip	42,28	A	8,931
Conexão	1500	O'ring	14,60	B	2,418
Conexão	3000	Barra-Clip	47,18	A	8,377
Conexão	3000	O'ring	13,87	B	4,844
Conexão	5500	Barra-Clip	52,07	A	12,300
Conexão	5500	O'ring	14,42	B	5,248
Lifecore	0	Barra-Clip	16,27	A	4,691
Lifecore	0	O'ring	18,41	A	6,074
Lifecore	1500	Barra-Clip	19,11	A	6,062
Lifecore	1500	O'ring	20,04	A	8,954
Lifecore	3000	Barra-Clip	18,17	A	6,043
Lifecore	3000	O'ring	21,09	A	8,409
Lifecore	5500	Barra-Clip	20,24	A	6,688
Lifecore	5500	O'ring	19,46	A	4,896

Pode-se observar um efeito claro da interação entre os fatores *fabricante* e *tipo* ao se verificar que no caso do *fabricante* Conexão, são observados indícios de diferenças

entre as médias verdadeiras dos *tipos*, de forma que o *tipo* Barra-Clip apresenta média de retenção significativamente maior que o *tipo* O'ring. Tal efeito pode ser observado em todos os níveis de *número de ciclos*.

Por outro lado, no caso do *fabricante* Lifecore, não há indícios de diferenças entre as médias dos *tipos* Barra-Clip e O'ring. A FIG.38 ilustra a comparação de médias de *tipos* dentro dos níveis de *fabricantes* e *número de ciclos*.

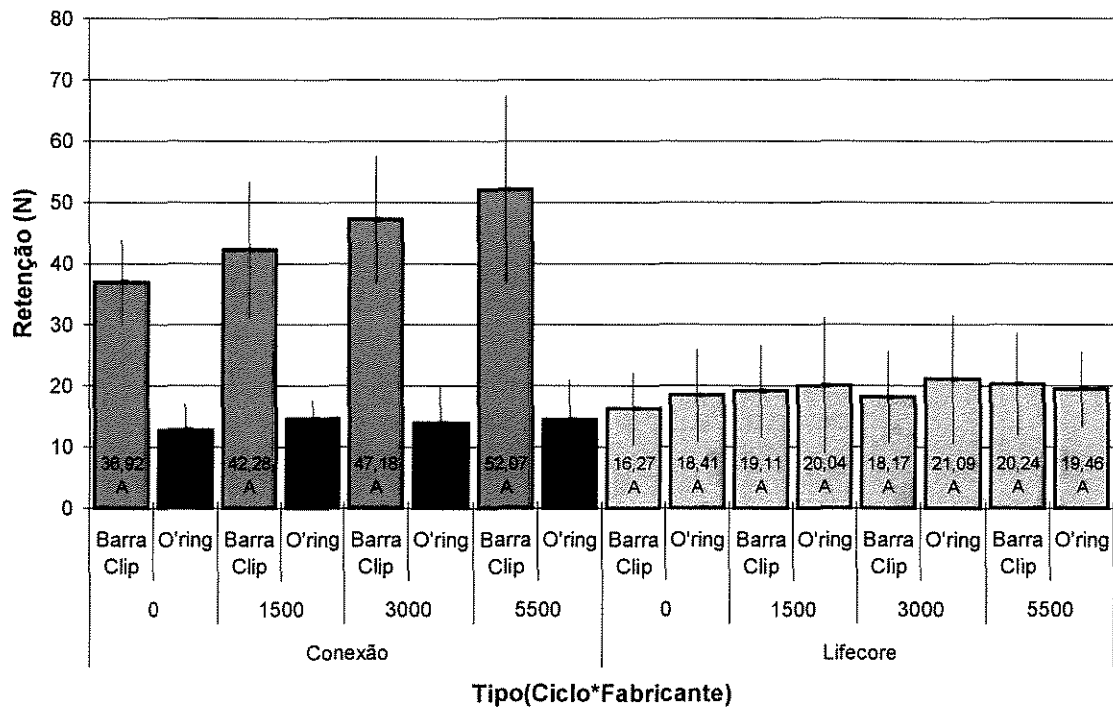


FIGURA 38: Médias de retenção da interação entre tipo, *fabricante* e *número de ciclos*. Barras comparam médias de retenção de *fabricantes*, e barras com a mesma letra não diferem entre si pelo teste Tukey com nível de significância de 5%.

A FIG. 38 mostra indícios de que no *fabricante* Conexão, o *tipo* Barra-Clip apresenta valores significativamente maiores que o *tipo* O'ring. No caso do *fabricante* Lifecore, não há indícios de diferenças entre os *tipos* de sistema. Também há indícios de que existe um aumento na retenção à medida que aumenta o número de ciclos.

O efeito do número de ciclos deve ser estudado através de regressões lineares, já que se trata de um fator quantitativo. O estudo de regressão é apresentado na FIG 39, que indica as equações e as linhas de tendência.

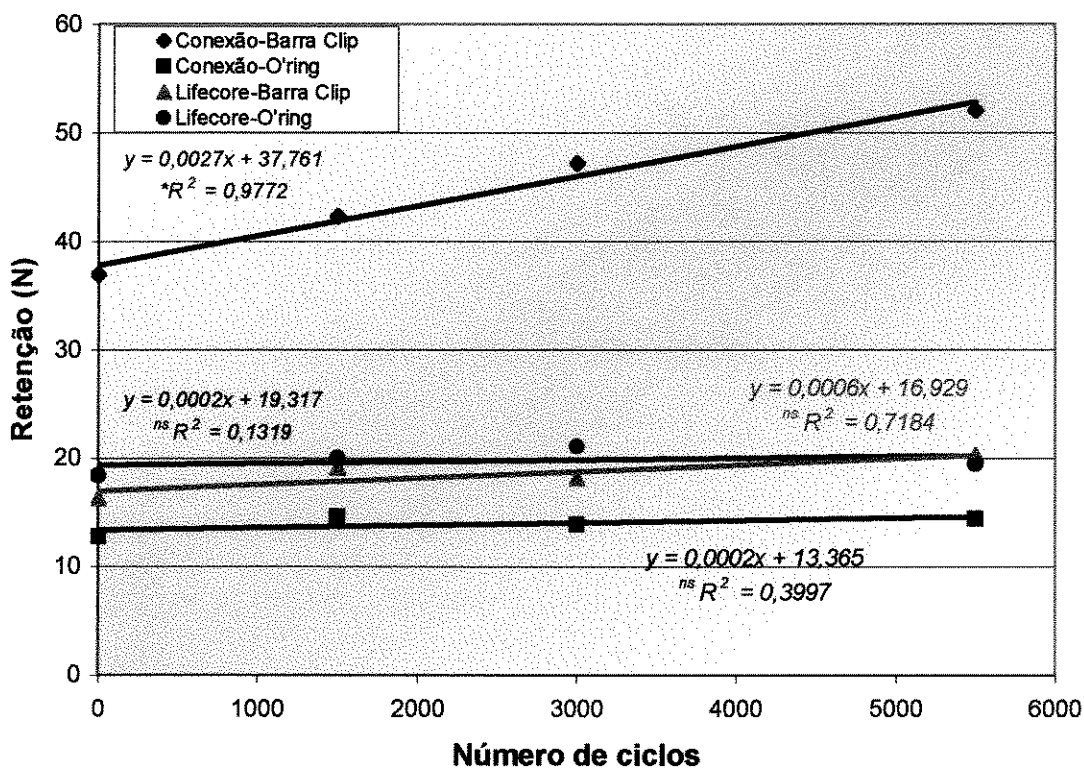


FIGURA 39: Equações de regressão linear dos quatro grupos formados pela combinação de *fabricantes* e *tipos*.

O estudo de regressão indica as equações e as linhas de tendência. O único grupo que apresentou regressão significativa foi o formado por fabricante Conexão e tipo Barra-Clip. Neste caso, trata-se de uma regressão significativa com nível de significância de 5%. O modelo de regressão significativo indica que há uma tendência de acréscimo na retenção de acordo com o aumento do número de ciclos. Nas demais combinações de fabricante e tipo, não há indício de efeito significativo do número de ciclos sobre a retenção, com isto, não podemos afirmar que exista associação entre estas duas variáveis.

## 6. Discussão

A força de retenção oferecida pelos sistemas de encaixe para Overdentures implanto-retidas é de fundamental importância para o sucesso do tratamento protético e para a satisfação do paciente, visto que tem ação direta na estabilidade da prótese durante função. Sabe-se que um paciente usuário de prótese total convencional, que possui rebordo alveolar reabsorvido, provavelmente terá dificuldades no uso deste aparelho devido à falta de estabilidade de sua prótese (BREEDING *et al.*, 1996).

Por esta razão, foi comprovado que aproximadamente 60 a 65% das reabilitações com implantes em pacientes edêntulos são realizadas com Overdentures, uma vez que os benefícios incluem a substituição dos elementos naturais perdidos, restauração do contorno dos tecidos moles, assim como melhora na função, conforto, estética, facilidade nos procedimentos de higiene, aumento da auto-estima e custo acessível (RIGDON, 1996). Segundo WALTON & RUSE, 1995, muitos pacientes optam pela reabilitação com Overdentures ao invés de próteses fixas parafusadas pelas razões acima citadas.

Neste estudo, optou-se por avaliar o comportamento da retentividade de encaixes para Overdentures de dois tipos: O'ring e Barra-Clip, de duas marcas comerciais, comparando os valores da força de retenção obtidos ao longo de um ensaio de ciclagem mecânica. Os sistemas de encaixe O'ring e Barra-Clip foram selecionados para este trabalho, visto que são os sistemas mais amplamente utilizados pelos profissionais, no caso de dois implantes mandibulares, por serem encaixes resilientes e assim, permitirem movimentação da prótese (BEN-UR *et al.*, 1996). Estes encaixes distribuem as forças

mastigatórias entre as estruturas de suporte, e assim diminuir a carga sobre os pilares entre 45 a 55% para o Barra-Clip e 75 a 85% para o O'ring (RIGDON, 1996). Foram estudadas uma marca comercial nacional e outra importada, para que pudesse ser realizada a comparação.

A metodologia utilizada foi proposta por GAMBORENA *et al.*, 1997 e por FROMENTIN *et al.*, 1999, sendo adotado como 5500 o número de ciclos para o ensaio de ciclagem mecânica, correspondendo a um período aproximado de 5 anos de uso da prótese, tempo considerado suficiente para sua substituição. Os movimentos de inserção e remoção dos componentes foram realizados no sentido do longo eixo do implante, visto que, segundo WICHMANN & KUNTZE em 1999, deve-se realizar somente movimentos axiais, quando o objetivo for avaliar o comportamento dos encaixes durante remoção e inserção da prótese.

De acordo com os mesmos autores, durante os movimentos de inserção e remoção da prótese, assim como sob carga funcional, os sistemas de encaixes sofrem desgaste, resultado da fricção entre os componentes fêmea e macho, acarretando diminuição nos valores de retenção. O mesmo foi citado por BREEDING *et al.*, 1996, considerando que movimentos entre clip e barra, durante atividades de função e parafunção, colocação e remoção da prótese poderiam provocar diminuição da retentividade. Este fato poderia ser devido ao desgaste da barra, do clip ou a combinação destes fatores.

Este fato pôde ser comprovado por WALTON & RUSE, 1995, que observaram diminuição de aproximadamente 12% nos valores da força de retenção do sistema Barra-

Clip. BREEDING *et al.*, 1996 e EPSTEIN *et al.*, 1999, também comprovaram em suas pesquisas, diminuição nos valores da força de retenção dos componentes para Overdenture.

Por outro lado, estudos indicam que os valores da força de retenção dos sistemas de encaixe podem aumentar ao invés de diminuir. Sugere-se que este aumento na retenção pode ser devido à deformação nos componentes plásticos, ocorrendo seu enrijecimento (GAMBORENA *et al.*, 1997), ou ao aumento na rugosidade superficial após uso inicial dos componentes (SETZ *et al.*, 1998).

FROMENTIN *et al.*, 1999, constataram através de microscopia eletrônica, que as partes plásticas, de silicone ou nylon dos elementos constituintes sofreram deformação devido a forças geradas durante o ensaio, o que pode ter causado aumento nos valores da força de retenção. Outra provável causa deste aumento seria a expansão térmica do plástico durante o ensaio (WICHMANN & KUNTZE, 1999).

No presente estudo, foi possível observar que o grupo O'ring apresentou valores estáveis com discreto aumento e que os valores do grupo Lifecore apresentaram-se superiores aos do grupo Conexão (TAB. 2, página 51). Uma provável explicação para estes resultados seria a hipótese que se segue. A força de retenção de um encaixe do tipo O'ring se dá pela elasticidade do anel retentivo, pela estrutura retentiva do O'ring (equador protético da cabeça do O'ring de retenção) e pela resistência friccional entre eles (NAGAOKA *et al.*, 1980). Analisa-se, desta forma, cada fator separadamente. O anel retentivo de ambos os grupos possui o mesmo diâmetro (1,5 mm) e é composto pelo mesmo material, denominado nitrilo (rubber nitril), cujas características são grande resistência ao desgaste, à força compressiva e à corrosão. O anel retentivo não é, portanto, a

causa na diferença dos valores. Quando se avalia a estrutura retentiva do O'ring de retenção, observa-se que o diâmetro do pescoço do O'ring em ambos os grupos é o mesmo (1,5 mm) e deve ser igual ao diâmetro do anel, pois é neste local que o anel retentivo permanece quando a prótese está em posição. Entretanto, quando se avalia a cabeça do O'ring de retenção, observa-se que no grupo Lifecore o diâmetro (equador protético desta estrutura) é maior do que no grupo Conexão (2,15 mm e 2,0 mm, respectivamente). Desta forma, torna-se possível entender a razão dos valores mais elevados para o grupo Lifecore, uma vez que neste grupo, o anel retentivo tem de passar por uma área mais larga, sofrendo maior estiramento para se desconectar do O'ring. O discreto aumento observado no diâmetro do anel retentivo das amostras ensaiadas deveu-se à abrasão e o pequeno aumento nos valores deveu-se à degeneração do material, causando aumento em sua dureza. NAGAOKA *et al.*, em 1980, constataram não só aumento nos valores da força de retenção, como também diminuição quando estudaram o sistema O'ring. A abrasão é a causa do aumento no diâmetro dos anéis retentivos, havendo diminuição dos valores da força de retenção; a deformação ou degeneração é a causa da diminuição do diâmetro interno do anel retentivo e está associada ao aumento da dureza do material, havendo, neste caso, aumento da força de retenção. Outro fenômeno que pode também estar presente é a dilaceração do anel retentivo, o que causa a diminuição de seu diâmetro interno e diminuição da força de retenção. A respeito destas constatações, pode-se dizer que, se o objetivo é conseguir maior retenção, a opção seria o sistema O'ring que apresentasse maior diâmetro da cabeça do O'ring de retenção, apesar de ser um sistema que exige maior elasticidade do anel retentivo, portanto, a durabilidade do mesmo poderia ser menor, uma vez que estudos comprovam que quanto maior o diâmetro da cabeça do O'ring, maior a



abrasão e o desgaste do anel retentivo, que com o tempo necessitaria ser substituído mais rapidamente que no caso de um sistema com menor diâmetro da cabeça do O'ring. Se a escolha se der pelo sistema O'ring com menor diâmetro, a retenção será menor, porém, poderia haver ganho na durabilidade do anel retentivo e custo reduzido.

Quanto aos valores apresentados pelo grupo Barra-Clip, observa-se que o grupo Conexão apresentou valores da força de retenção muito superiores aos do grupo Lifecore, valores estes que aumentaram no decorrer do ensaio. Para o grupo Lifecore, estes valores apresentaram discreto aumento, sendo mais estáveis (TAB. 2, página 51). Na análise dos clips retentivos de ambos os sistemas observa-se que, o clip da Conexão apresenta espessura de suas aletas muito maior do que o clip da Lifecore (1,25 mm e 0,65 mm, respectivamente). A maior espessura está diretamente relacionada à menor flexibilidade do material e, portanto, maior dureza, justificando os valores crescentes deste grupo, o que não ocorreu no grupo Lifecore devido à maior flexibilidade das aletas do clip. Além disso, o tamanho do clip da Conexão é maior que o da Lifecore, conseqüentemente, a área de contato com a barra é maior, sendo também maior a fricção existente entre eles e quanto maior a fricção, maior retenção (NAGAOKA *et al.*, 1980). O fato do clip da Conexão apresentar maior tamanho e espessura é aceitável se pensarmos que uma barra com diâmetro de 2,10 mm necessitaria de um clip resistente. Porém, esta característica poderia acarretar retenção exagerada para o tipo de paciente ao qual se destina, geralmente idosos com pouca habilidade motora. Segue-se o mesmo raciocínio do grupo O'ring, ou seja, se o objetivo for retenção, deve-se optar neste caso pelo sistema Barra-Clip com clips de maiores dimensões, acarretando possivelmente em menor longevidade do clip; ao passo que

um sistema Barra-Clip que possuísse clips menores e menos espessos seria menos retentivo, mas apresentando maior longevidade.

Na TABELA 3, observa-se a comparação dos sistemas Barra-Clip e O'ring dentro da mesma marca comercial. O grupo Conexão apresentou valores para Barra-Clip sempre superiores ao O'ring em todos os níveis. Estes resultados estão de acordo com estudos de RIGDON, 1996, sobre encaixes resilientes, nos quais o autor afirma que o sistema O'ring é capaz de diminuir entre 75 a 85% da carga sobre os pilares, contra 45 a 55% do Barra-Clip, sendo portanto menos retentivo. No caso do grupo Lifecore, não existe diferença entre as médias. Desta forma, a seleção entre eles não seria baseada na análise da retentividade, mas sim nas vantagens de cada sistema e nas necessidades individuais de cada caso, ou seja, de acordo com a localização dos implantes no rebordo, movimentos que se deseja para a prótese (vertical, ântero-posterior, rotacional, de translação) e a quantidade de tensão a ser aplicada sobre os pilares.

Segundo CRAIG, 1993, quando um material recebe tensão abaixo de seu limite elástico e logo após é aliviado desta tensão, deve retornar à forma original sem nenhuma alteração interna ou estrutural. Entretanto, quando esta tensão é aplicada repetidamente, caracterizando o processo de fadiga, o material pode sofrer deformações permanentes (abrasão, deformação, deterioração ou rugosidade interna). Este conceito justifica o fato da ocorrência de alterações nos valores da força de retenção logo nos primeiros estágios do ensaio de ciclagem mecânica.

Em condições clínicas, incidem forças horizontais e oblíquas, que não foram simuladas em laboratório neste estudo, assim como forças mastigatórias e outras

conseqüentes de parafunção. Desta forma, pode-se afirmar que os movimentos de remoção e inserção de uma Overdenture em determinada trajetória não seriam a causa principal na diminuição dos valores de retenção e/ou fratura dos componentes. Além disso, o meio intrabucal, componentes da saliva e temperatura também influenciariam os resultados. Apesar destas limitações, a realização deste estudo pôde fornecer alguns dados enriquecendo a literatura e esclarecendo o comportamento destes sistemas nestas condições. Os sistemas avaliados foram considerados adequados para uso clínico, uma vez que os valores da força de retenção apresentados superam o valor considerado como mínimo necessário (5 N) para manter a prótese estável em posição (LEHMANN & ARNIM, 1978).

## 7. Conclusão

Dentro das condições deste experimento foi possível concluir que:

- Todos os sistemas e marcas comerciais estudadas apresentaram retenção suficiente para uso clínico;
- O ensaio de ciclagem mecânica simulando 5 anos de inserção e remoção da prótese não provocou diminuição nos valores de força de retenção ou fratura dos componentes;
- O sistema Barra-Clip da Conexão apresentou aumento nos valores da força de retenção na medida em que o número de ciclos aumentava;

## Referências Bibliográficas

1. ACHIM, R. The implant Overdenture and designated attachments - the mandible. **Dent Implantol Update**, Atlanta, v.7, n. 3, p.18-21, Mar. 1996.
2. BANTON, B.; HENRY, M.D. Overdenture Retention and Stabilization With Ball-And-Sochet Attachments: Principles And Technique. **J Dent Technol**, v.14, n.7, p.14-20, Sep. 1997.
3. BASKER, R.; WATSON, C. Tongue control of upper complete dentures: a clinical hint. **Br Dent J**, London, v. 171, n. 8, p. 237, Oct 1991. *Apud* RIGDON, T.F.. *Op. cit.* Ref. 27.
4. BEN-UR, Z.; GORFIL, C.; SHIFMAN, A. Anterior Implant - Supported Overdentures. **Quintessence International**, Berlim, v. 27, n. 9, p.603-6, Sep 1996
5. BIRKELAND, J.M. The effect of pH on the interaction of fluoride and salivary ions. **Caries Res**, v. 7, p. 11-8, Jan 1973.
6. BRANEMARK, Per-Ingvar. Prótesis Tejido-Integradas. La oseointegración em la Odontologia Clínica. **Quintessenz Verlags-GmHb**, 1987. *Apud* GALLINA, C. *et al.* *Op. cit.* Ref. 18.
7. BREEDING, L.C.; DIXON, D.L.; SCHMITT, S. The effect of simulated function on the retention of bar-clip retained removable prostheses. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 75, n. 5, p. 570-573, May 1996.
8. BURNS, D.R. *et al.* Prospective Evaluation of Mandibular Implant Overdentures: Part I - Retention, Stability, and Tissue Response. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 73, n. 4, p. 354-63, Apr 1995 a.
9. BURNS, D.R. *et al.* Prospective Clinical Evaluation of Mandibular Implant Overdentures: Part II - Patient Satisfaction and Preference. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 73, n. 4, p. 364-9, Apr 1995 b.

10. CARDOSO, L.A.M.; MESQUITA, M.F. Overdentures. *In: DOMITTI, S. S. Prótese Total Imediata: Reaproveitamento dos Dentes Naturais.* São Paulo: Ed Santos, 1996. Cap.10, p. 73-83.
11. CLEPPER, D.P. Classification System for Implant-Supported Overdentures. **Implant Dent**, Baltimore, v. 8, n. 1, p. 68-73, 1999.
12. CRAIG, R.G. **Restorative Dental Materials.** 19.ed. Saint Louis: Mosby, 1993. Chap. 4, p. 54-105.
13. DAVIDOFF, S.R. Bar - Supported Overdentures. **Dent Today**, Florida, v.15, n.9, p. 46-9, Sep. 1996.
14. DAVIS, D.M.; PACKER, M.E. Mandibular Overdentures stabilized by Astra Tech implants with either ball attachments or magnets: 5 - year results. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 12, n. 3, p. 222-9, May/Jun 1999.
15. EPSTEIN, D.D. *et al.* Comparison of the retentive properties of six prefabricated post overdenture attachment systems. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 82, n. 5, p.579-84, Nov 1999.
16. FENTON, A.H. The decade of overdentures: 1970-1980. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.79, n. 1, p. 31-6, Jan 1998.
17. FROMENTIN, O.; PICARD, B.; TAVERNIER, B. *In vitro* study of the retention and mechanical fatigue behavior of four implant Overdenture stud-type attachments. **Pract Periodont Aesthet Dent**, Ramsey, v. 11, n. 3, p.391-7, Apr 1999.
18. GALLINA, C.; PACHECO, J.F.M.; TEIXEIRA, E.R. Estudo "*in vitro*" da Capacidade Retentiva do Sistema Barra Clip em Liga de Ouro Para Overdenture. **Revi Odonto Cienc** - Fac. Odonto/PUCRS, Porto Alegre, v.16, n.32, p.7-16, jan/abr. 2001.

19. GAMBORENA, J.I. *et al.* Retention of ERA Direct Overdenture Attachments Before and After Fatigue Loading. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 10, n. 2, p. 123-30, Mar/Apr, 1997.
20. GILMORE, S.F. A method of retention. **J Allied Dental Soc**, Gilmore, v. 8, p. 118-22, 1913.
21. HOBO, S.; ICHIDA, E.; GARCIA, L.T. **Osseointegração e Reabilitação Oclusal**. São Paulo: Quintessence, 1997. Cap. 10, p.187-203.
22. LEDGER, E. On preparing the mouth for the reception of a evulset of artificial teeth. **Br. Dent. Sci.**, v.1, p.90, 1956. *Apud* CARDOSO, L.A.M.; MESQUITA, M.F. *Op. cit.* Ref. 9.
23. LEHMANN, K.M.; ARNIM, F.V. Studies on the Retention Forces of Snap-On Attachments. **Quint Dent Technol**, Chicago, v. 7, p. 45-8, Sep 1978.
24. MENSOR, M.C. Attachment fixation for Overdentures. Part I. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 37, n. 4, p. 366-73, Apr 1977.
25. NAGAOKA, E. *et al.* Study of retention in attachments for Overdenture (II) O-Ring attachment. **J Osaka Univ Dent Sch**, Suita, v. 20, n. 12, p. 215-26, Dec 1980.
26. PETROPOULOS, V.C.; SMITH, W.; KOUSVELARI, E. Comparison of retention and release periods for implant Overdenture attachments. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 12, n. 2, p. 176-85, Mar/Apr 1997.
27. RIGDON, T.F. The Removable Implant Overdenture - "Why Didn't Someone Tell Me That?" **J Oral Implantol**, Lawrence, v. 22, n. 1, p. 59-62, 1996.
28. SAYGILI, G.; SAHMALI, S. Retentive forces of two magnetic systems compared with two precision attachments. **J Oral Sci**, Tokyo, v. 40, n. 2, p. 61-4, June 1998.

29. SETZ, J.; HYUNG, S.; ENGEL, E. Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: An in vitro study. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 80, n. 3, p. 323-29, Sep 1998.
30. WALTON, J. N., RUSE, D. In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 74, n. 5, p. 482-486, 1995.
31. WALTON, J.N.; MACENTEE, M.I.; GLICK, N. One-year prosthetic outcomes with implants Overdentures: a randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.17, n. 3, p. 391-8, May/Jun 2002.
32. WICHMANN, M. G., KUNTZE, W. Wear behavior of precision attachments. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 12, n. 5, p. 409-14, 1999.
33. WILLIAMS, B.H. *et al.* Retention of maxillary implant Overdenture bars of different designs. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 86, n.6, p. 603-7, 2001.



## Apêndice

Listagem dos dados para conferência

Obs	Fabricante	Tipo	ciclos	Repetição	(N)	Obs	Fabricante	Tipo	ciclos	Repetição	(N)
1	Conexão	O'ring	0	1	13.147	41	Lifecore	O'ring	0	1	28.948
2	Conexão	O'ring	0	2	13.313	42	Lifecore	O'ring	0	2	18.110
3	Conexão	O'ring	0	3	8.465	43	Lifecore	O'ring	0	3	14.606
4	Conexão	O'ring	0	4	11.340	44	Lifecore	O'ring	0	4	15.942
5	Conexão	O'ring	0	5	17.629	45	Lifecore	O'ring	0	5	14.428
6	Conexão	O'ring	1500	1	14.871	46	Lifecore	O'ring	1500	1	35.755
7	Conexão	O'ring	1500	2	13.844	47	Lifecore	O'ring	1500	2	16.830
8	Conexão	O'ring	1500	3	10.954	48	Lifecore	O'ring	1500	3	15.818
9	Conexão	O'ring	1500	4	17.333	49	Lifecore	O'ring	1500	4	18.276
10	Conexão	O'ring	1500	5	16.009	50	Lifecore	O'ring	1500	5	13.519
11	Conexão	O'ring	3000	1	14.506	51	Lifecore	O'ring	3000	1	35.344
12	Conexão	O'ring	3000	2	14.085	52	Lifecore	O'ring	3000	2	18.336
13	Conexão	O'ring	3000	3	5.796	53	Lifecore	O'ring	3000	3	20.798
14	Conexão	O'ring	3000	4	18.539	54	Lifecore	O'ring	3000	4	17.640
15	Conexão	O'ring	3000	5	16.402	55	Lifecore	O'ring	3000	5	13.339
16	Conexão	O'ring	5500	1	14.761	56	Lifecore	O'ring	5500	1	27.643
17	Conexão	O'ring	5500	2	13.906	57	Lifecore	O'ring	5500	2	17.864
18	Conexão	O'ring	5500	3	6.327	58	Lifecore	O'ring	5500	3	19.796
19	Conexão	O'ring	5500	4	20.801	59	Lifecore	O'ring	5500	4	17.122
20	Conexão	O'ring	5500	5	16.312	60	Lifecore	O'ring	5500	5	14.898
21	Conexão	Barra Clip	0	1	31.443	61	Lifecore	Barra Clip	0	1	9.328
22	Conexão	Barra Clip	0	2	35.374	62	Lifecore	Barra Clip	0	2	14.358
23	Conexão	Barra Clip	0	3	41.294	63	Lifecore	Barra Clip	0	3	16.657
24	Conexão	Barra Clip	0	4	32.416	64	Lifecore	Barra Clip	0	4	20.556
25	Conexão	Barra Clip	0	5	44.076	65	Lifecore	Barra Clip	0	5	20.471
26	Conexão	Barra Clip	1500	1	33.741	66	Lifecore	Barra Clip	1500	1	9.110
27	Conexão	Barra Clip	1500	2	39.927	67	Lifecore	Barra Clip	1500	2	17.692
28	Conexão	Barra Clip	1500	3	50.692	68	Lifecore	Barra Clip	1500	3	22.194
29	Conexão	Barra Clip	1500	4	34.389	69	Lifecore	Barra Clip	1500	4	23.884
30	Conexão	Barra Clip	1500	5	52.651	70	Lifecore	Barra Clip	1500	5	22.671
31	Conexão	Barra Clip	3000	1	42.696	71	Lifecore	Barra Clip	3000	1	8.175
32	Conexão	Barra Clip	3000	2	45.373	72	Lifecore	Barra Clip	3000	2	17.243
33	Conexão	Barra Clip	3000	3	51.934	73	Lifecore	Barra Clip	3000	3	20.457
34	Conexão	Barra Clip	3000	4	37.153	74	Lifecore	Barra Clip	3000	4	21.255
35	Conexão	Barra Clip	3000	5	58.764	75	Lifecore	Barra Clip	3000	5	23.697
36	Conexão	Barra Clip	5500	1	49.151	76	Lifecore	Barra Clip	5500	1	10.442
37	Conexão	Barra Clip	5500	2	40.240	77	Lifecore	Barra Clip	5500	2	16.044
38	Conexão	Barra Clip	5500	3	52.224	78	Lifecore	Barra Clip	5500	3	25.056
39	Conexão	Barra Clip	5500	4	46.113	79	Lifecore	Barra Clip	5500	4	25.074
40	Conexão	Barra Clip	5500	5	72.604	80	Lifecore	Barra Clip	5500	5	24.569

Análise de variância

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
fab	2	Conexão Lifecore
tipo	2	Barra Clip O'ring
ciclos	4	0 1500 3000 5500
rep	5	1 2 3 4 5

Number of observations 80

Análise de variância

The GLM Procedure

Dependent Variable: t\_ret

Sum of

Source	DF	Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	31	133.4031172	4.3033264	61.85	<.0001

Error	48	3.3398112	0.0695794			
Corrected Total	79	136.7429284				
R-Square	<b>Coeff Var</b>	Root MSE	t <sub>ret</sub> Mean			
0.975576	<b>5.564357</b>	0.263779	4.740513			
Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F	
fab	1	14.45509331	14.45509331	207.75	<.0001	
fab*rep	8	4.67990986	0.58498873	8.41	<.0001	
tipo	1	39.13657942	39.13657942	562.47	<.0001	
fab*tipo	1	48.11739066	48.11739066	691.55	<.0001	
fab*tipo*rep	8	22.62999027	2.82874878	40.65	<.0001	
ciclos	3	2.38414357	0.79471452	11.42	<.0001	
fab*ciclos	3	0.35870052	0.11956684	1.72	0.1757	
tipo*ciclos	3	1.03702640	0.34567547	4.97	0.0044	
fab*tipo*ciclos	3	0.60428323	0.20142774	2.89	0.0447	
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F	
fab	1	14.45509331	14.45509331	207.75	<.0001	
fab*rep	8	4.67990986	0.58498873	8.41	<.0001	
tipo	1	39.13657942	39.13657942	562.47	<.0001	
fab*tipo	1	48.11739066	48.11739066	691.55	<.0001	
fab*tipo*rep	8	22.62999027	2.82874878	40.65	<.0001	
ciclos	3	2.38414357	0.79471452	11.42	<.0001	
fab*ciclos	3	0.35870052	0.11956684	1.72	0.1757	
tipo*ciclos	3	1.03702640	0.34567547	4.97	0.0044	
fab*tipo*ciclos	3	0.60428323	0.20142774	2.89	0.0447	
Tests of Hypotheses Using the Type III MS for fab*rep as an Error Term						
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F	
fab	1	14.45509331	14.45509331	24.71	0.0011	

### Técnicas de análise de dados adotadas

A análise de variância deve seguir o delineamento experimental planejado o qual previa a utilização de parcelas sub-subdividas onde se observa a constituição das parcelas através da existência de *fabricantes*. Uma vez estabelecidos níveis do fator *fabricantes* (Conexão e Lifecore) foi determinada uma subdivisão desta parcelas de forma a serem implantados os níveis do fator *tipo* (O'ring e Barra Clip).

Por fim, os tipos foram subdivididos nos níveis do fator *número de ciclos* (0, 1500, 3000 e 5500) m diversos números de ciclos o que caracteriza a sub - subparcela.

Foi estabelecido “a priori” um nível de significância de 5% ( $\alpha=0,05$ ) e a preferência pela aplicação de estatísticas paramétricas, dependendo apenas do atendimento das suposições que embasam a análise de variância. A opção pela estatística paramétrica se fundamenta na observação de uma variável do tipo racional, a qual não apresenta, em princípio, restrições para aplicação deste tipo de técnica de análise de dados.

A técnica adotada (análise de variância) que apoiará a decisão entre aceitar ou rejeitar as hipóteses de nulidade deste experimento. Como foram estabelecidos três fatores (*Fabricante*, *Tipo* e *Número de ciclos*) são estabelecidas três hipóteses de nulidade principais, mais as hipóteses de nulidade associadas à interação entre estes fatores.

A primeira hipótese de nulidade, ou a hipótese de nulidade 1 ( $H_{01}$ ) é enunciada em seguida:

$$H_{01}: \mu_{Conexão} = \mu_{Lifecore}$$

A hipótese de nulidade sempre se associa à inexistência de efeito significativo de um fator ou interação. No caso de  $H_{01}$  pode ser observada a idéia de ausência de efeito do fator *fabricante*.

O quadro de análise de variância trará subsídios para a decisão entre rejeitar ou não rejeitar  $H_{01}$ . A rejeição de  $H_{01}$  se associa à idéia de que temos diferenças entre as médias verdadeiras de *Retenção* dos

materiais de um e de outro fabricante, ou seja, a rejeição de  $H_{01}$  se associa à idéia de que se deva aceitar  $H_{a1}$ , chamada de hipótese alternativa e enunciada da seguinte forma:

$$H_{a1}: \mu_{Conexão} \neq \mu_{Lifecore}$$

O apoio vindo do quadro de análise de variância se dá através de um valor-p que estima a probabilidade de erro associada à rejeição de  $H_{01}$ . Como foi estabelecido um nível de significância de 5% ( $\alpha=0,05$ ), toda vez que o valor-p é inferior a 0,05, dizemos que temos indícios para rejeitar  $H_{01}$  uma vez que a probabilidade de erro associada à rejeição de  $H_{01}$  é inferior a um limite previamente determinado de 5% tido como aceitável.

De maneira similar à hipótese de nulidade 1 ( $H_{01}$ ) temos as hipóteses de nulidade associadas ao efeito de *tipo* ( $H_{02}$ ) enunciada da seguinte forma:

$$H_{02}: \mu_{O'ring} = \mu_{Barra clip}$$

E também a hipótese alternativa correspondente:

$$H_{a2}: \mu_{O'ring} \neq \mu_{Barra clip}$$

Por fim, a terceira hipótese de nulidade relacionada a um efeito principal é a de ausência de diferenças entre as médias verdadeiras de retenção de acordo com o número de ciclos. A hipótese de nulidade fica, da seguinte forma, enunciada:

$$H_{03}: \mu_0 = \mu_{1500} = \mu_{3000} = \mu_{5500}$$

A existência de indícios de que se deva rejeitar a hipótese de nulidade 3 implica na aceitação de uma hipótese alternativa e que se associa à idéia de que há diferença entre as médias verdadeiras de retenção entre, pelo menos, dois dentre os números de ciclos testados, sendo enunciada a hipótese alternativa, da seguinte forma:

$$H_{a3}: \mu_i \neq \mu_j (i \neq j)$$

Neste caso seria necessária a aplicação de testes adicionais a fim de se determinar quais são as classes de número de ciclos que diferem entre si. Neste caso, recomenda-se a adoção de um estudo de regressão a fim de estudar o efeito dos fatores qualitativos.

Além dos efeitos dos fatores principais, também serão testados os efeitos das interações entre os fatores. Por exemplo, a hipótese 4 se associa à idéia de ausência de indícios de interação entre os fatores *fabricante* e *tipo* e pode ser enunciada da seguinte forma:

$$H_{04}: \mu_{Conexão O'ring} = \mu_{Lifecore O'ring} = \mu_{Conexão Barra Clip} = \mu_{Lifecore Barra Clip}$$

E a rejeição da hipótese anterior implica na aceitação da idéia de que há diferença entre as médias verdadeiras de, pelo menos, duas dentre as médias comparadas.

Também serão testadas interações entre *número de ciclos* e *fabricante* e *número de ciclos* e *tipo*, além, evidentemente, da interação tripla que pressupõe a inexistência de efeitos entre os grupos formados pelos três fatores principais em conjunto.

As análises serão calculadas através do sistema SAS<sup>1</sup>.

### Estudo de suposições

Preliminarmente à análise de variância deve ser efetuado um estudo que visa garantir a validade dos resultados obtidos através dela. Sendo assim, devem ser testadas as suposições que embasam a análise de variância e isto é feito através de uma série de medidas estatísticas usadas para esta finalidade.

Em seguida, um primeiro resultado do estudo de suposições é apresentado e comentado:

```
OBSERVATIONS (N=80): all
ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
RESPONSE: retencao
FACTORS: fab tipo ciclos rep
CLASSES: fab tipo ciclos rep
Model: FAB, FAB*REP, TIPO, FAB*TIPO, FAB*TIPO*REP, CICLOS,
       FAB*CICLOS, TIPO*CICLOS, FAB*TIPO*CICLOS
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
ASSUMPTIONS VIOLATED:
  Response scaling
  Outliers
  Constant variance
  Influential observations
```

No primeiro estudo de suposições observam-se violações a 4 suposições que embasam a técnica de análise de variância: escala da “variável de resposta”, “ausência de valores discrepantes”, “homogeneidade de variâncias” e “ausência de observações excessivamente influentes”.

A violação a estas suposições prejudica a confiança que devemos ter nos resultados da análise de variância, sendo assim, deve-se procurar algum mecanismo para que as violações sejam corrigidas.

Parte-se, então, para um estudo de transformação de dados seguindo a metodologia de BOX-COX<sup>2</sup> que nos estima uma potência capaz de maximizar a verossimilhança tomando mais fácil a modelagem dos dados.

O estudo de transformação de dados tem seus resultados listados e comentados em seguida

```
+LAB: Optimal Power Transformation-----+
| Specify powers: [-0.5 TO 1.5 BY 0.1      ] |
|                                     |
|           Recalculate |
|           Power      |
|           Optimal: 0.4 |
|           To be used: [ 0.5 ] |
+-----+
|                                     |
|           Optimal Power Transformation
| The optimal power transformation analysis suggests that the power 0.4
| of retencao may be more easily modeled; however, this transformation
| is not appreciably better than its square root.
```

O estudo de potência ótima revela indícios de que a potência 0,4 pode permitir uma melhor modelagem dos dados e que esta potência não difere significativamente da potência 0,5 e que representa a transformação para uma função tradicionalmente utilizada, a função raiz quadrado.

Uma vez detectada a potência ótima, parte-se para um estudo de suposições dos dados transformados, a fim de se avaliar a eficácia da aplicação desta transformação sobre os resultados da análise, sendo assim, um novo estudo de suposições será apresentado.

<sup>1</sup> SAS Institute Inc., *The SAS System* Release 8.02, SAS Institute Inc., Cary:NC, 1999.

<sup>2</sup> BOX, G.E.P., HUNTER, W.G. and HUNTER, J.S. (1978), *Statistics for Experimenters*, New York: John Wiley & Sons, Inc.

OBSERVATIONS (N=80): all  
 ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA  
 RESPONSE: SQRT(retencao)  
 FACTORS: fab tipo ciclos rep  
 CLASSES: fab tipo ciclos rep  
 Model: FAB, FAB\*REP, TIPO, FAB\*TIPO, FAB\*TIPO\*REP, CICLOS,  
 FAB\*CICLOS, TIPO\*CICLOS, FAB\*TIPO\*CICLOS  
 USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none  
 ASSUMPTIONS VIOLATED:  
 Influential observations

Neste novo estudo, somente são detectados indícios da existência de valores excessivamente influentes, uma situação bem mais satisfatória que a anterior. Parte-se, então para a identificação dos valores excessivamente influentes:

Potential influential observations: Abs(Dffits) > 2  
 Standard influence  
 on predicted  
 Observation number retencao Fabricante Tipo value Leverage  
 4 3.36749 Conexão O'ring -2.57323 0.4  
 37 6.34350 Conexão Barra Clip -2.26444 0.4  
 Influential Observations  
 2 observations qualify as influential by exceeding a DFFITS statistic  
 value of +/- 2. The results of the analysis may depend too much upon  
 these observations.

Duas observações são detectadas como potencial de serem excessivamente influentes a observação 4 e a observação 37. Ambas apresentam valores de Influência Padronizada sobre os valores estimados (DFFITS) entre -2 e -3.

O limite normal estaria entre -2 e +2, havendo, portanto, fracos indícios de que os resultados da análise dependem demasiadamente destes dois valores, o que caracteriza um valor excessivamente influente.

Uma vez que já foi efetivado um estudo de transformação de dados, a única opção restante seria a exclusão destes dados o que é uma atitude demasiadamente drástica e que também pode trazer prejuízos para a análise dos dados.

Neste caso, recomendo que sejam ignorados os indícios de que estes dados são excessivamente influentes e que se conclua a análise sem a exclusão de dados em vista dos prejuízos que esta atitude pode trazer, parte-se, então para a análise de variância.

#### Análise de variância

Considerando-se o modelo de análise de variância adotado, os resultados do estudo são fragmentados e comentados em seguida. Inicialmente é apresentado o quadro de análise de variância, na Tabela 1.

**Tabela 1.** Análise de variância com base nos dados retenção com base nos dados transformados para a função "raiz quadrado", de acordo com sugestão obtida em estudo de suposições de dados através da técnica de BOX-COX.

Causa de variação	Graus de liberdade	Soma de quadrados	Quadrados médios	Valor F	valor-p
Fabricante	1	14.45509331	14.45509331	24.71	0.0011**
Resíduo (A)	8	4.67990986	0.58498873		
Tipo	1	39.13657942	39.13657942	13.84	0.0059**
Fabricante*Tipo	1	48.11739066	48.11739066	17.01	0.0033**
Resíduo (B)	8	22.62999027	2.82874878		
Ciclos	3	2.38414357	0.79471452	11.42	<.0001**
Fabricante*ciclos	3	0.35870052	0.11956684	1.72	0.1757 <sup>ns</sup>
Tipo*ciclos	3	1.03702640	0.34567547	4.97	0.0044**
Fabricante*Tipo*ciclos	3	0.60428323	0.20142774	2.89	0.0447*

Resíduo	48	3.3398112	0.0695794
Total corrigido	79	136.7429284	

Observa-se que todos os valores-p, exceto aquele relacionado com a interação entre Fabricante e Número de Ciclos é significativo, inclusive a interação tripla é significativa.

Quando isto ocorre, há necessidade de um estudo de comparação de médias através do desdobramento da interação tripla. O desdobramento se inicia através da comparação dos *Fabricantes* dentro dos níveis de *Tipo* e *Número de ciclos*.

**Tabela 2.** Comparação de médias e medidas de dispersão de *Fabricantes* dentro dos níveis dos demais fatores estudados através do teste de Tukey com nível de significância alfa de 5% ( $\alpha=0,05$ ).

Tipo	Número de ciclos	Fabricante	Média	Teste de Tukey	Desvio padrão	Limites do intervalo de confiança (95%)		
						Erro padrão	inferior	superior
Barra Clip	0	Conexão	36,92	A	5,546	2,480	30,03	43,81
		Lifecore	16,27	B	4,691	2,098	10,45	22,10
Barra Clip	1500	Conexão	42,28	A	8,931	3,994	31,19	53,37
		Lifecore	19,11	B	6,062	2,711	11,58	26,64
Barra Clip	3000	Conexão	47,18	A	8,377	3,746	36,78	57,59
		Lifecore	18,17	B	6,043	2,702	10,66	25,67
Barra Clip	5500	Conexão	52,07	A	12,300	5,503	36,79	67,34
		Lifecore	20,24	B	6,688	2,991	11,93	28,54
O'ring	0	Conexão	12,78	B	3,340	1,494	8,63	16,93
		Lifecore	18,41	A	6,074	2,716	10,87	25,95
O'ring	1500	Conexão	14,60	A	2,418	1,081	11,60	17,60
		Lifecore	20,04	A	8,954	4,005	8,92	31,16
O'ring	3000	Conexão	13,87	B	4,844	2,166	7,85	19,88
		Lifecore	21,09	A	8,409	3,760	10,65	31,53
O'ring	5500	Conexão	14,42	B	5,248	2,347	7,91	20,94
		Lifecore	19,46	A	4,896	2,190	13,38	25,54

A Tabela 2 confirma as evidências da existência de interação entre os fatores. Observam-se comportamentos diferentes na comparação de médias de fabricantes.

Quando se observa o resultado da comparação da retenção no material do tipo O'ring com 1500 ciclos, não há indícios de diferenças entre as médias verdadeiras pelo teste de Tukey com nível de significância de 5%.

Quando se observa a comparação dentro do *tipo* Barra clip, em todos os *Números de ciclos* comparados há indícios da existência de diferenças entre as médias verdadeiras de *Fabricantes* de forma que o fabricante "Conexão" sempre tem média de retenção superior à média do fabricante "Lifecore".

Por fim, quando se compara o *tipo* O'ring, exceto para o *número de ciclos*: 1500 em todos os demais *número de ciclos* há indícios da existência de diferença entre as médias dos fabricantes, de forma que o Fabricante "Lifecore" apresenta médias significativamente superiores ao fabricante "Conexão".

Uma segunda comparação deve ser feita na comparação de tipos de dispositivos, os quais são comparados na Tabela 3.

**Tabela 3.** Comparação de médias e medidas de dispersão de *Tipos* dentro dos níveis dos demais fatores estudados através do teste de Tukey com nível de significância alfa de 5% ( $\alpha=0,05$ ).

Fabricante	Número de ciclos	Tipo	Média	Teste de Tukey	Desvio padrão	Limites do intervalo de confiança (95%)	
						Erro padrão	inferior superior
Conexão	0	Barra Clip	36,92	A	5,546	2,480	30,03 43,81
Conexão	0	O'ring	12,78	B	3,340	1,494	8,63 16,93
Conexão	1500	Barra Clip	42,28	A	8,931	3,994	31,19 53,37
Conexão	1500	O'ring	14,60	B	2,418	1,081	11,60 17,60
Conexão	3000	Barra Clip	47,18	A	8,377	3,746	36,78 57,59
Conexão	3000	O'ring	13,87	B	4,844	2,166	7,85 19,88
Conexão	5500	Barra Clip	52,07	A	12,300	5,503	36,79 67,34
Conexão	5500	O'ring	14,42	B	5,248	2,347	7,91 20,94
Lifecore	0	Barra Clip	16,27	A	4,691	2,098	10,45 22,10
Lifecore	0	O'ring	18,41	A	6,074	2,716	10,87 25,95
Lifecore	1500	Barra Clip	19,11	A	6,062	2,711	11,58 26,64
Lifecore	1500	O'ring	20,04	A	8,954	4,005	8,92 31,16
Lifecore	3000	Barra Clip	18,17	A	6,043	2,702	10,66 25,67
Lifecore	3000	O'ring	21,09	A	8,409	3,760	10,65 31,53
Lifecore	5500	Barra Clip	20,24	A	6,688	2,991	11,93 28,54
Lifecore	5500	O'ring	19,46	A	4,896	2,190	13,38 25,54

Observa-se um efeito claro da interação entre os fatores *Fabricante* e *Tipo* ao se verificar que no caso do fabricante “Conexão” são observados indícios de diferenças entre as médias verdadeiras dos *tipos* de forma que o *tipo* “Barra clip” apresenta média de retenção significativamente maior que o tipo O’ring. Tal efeito pode ser observado em todos os níveis de Número de Ciclos.

Por outro lado, no caso do Fabricante “Lifecore” não há indícios de diferenças entre as médias verdadeiras dos *tipos* Barra Clip e O’ring.