



**Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba**



**Mônica Nogueira Pigozzo
Cirurgiã-Dentista**

**Efeito do Número de Ciclos de União e Separação dos
Componentes sobre a Força de Retenção de Sistemas de
Encaixes para *Overdentures***

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

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

PIRACICABA
2007



**Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba**



**Mônica Nogueira Pigozzo
Cirurgiã-Dentista**

**Efeito do Número de Ciclos de União e Separação dos
Componentes sobre a Força de Retenção de Sistemas de
Encaixes para *Overdentures***

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

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

Banca examinadora:

Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

Prof. Dr. Luís Geraldo Vaz

Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani

PIRACICABA

2007

UNIDADE	BC
Nº CHAMADA:	TIUNICAMP
	P639e
V.	Ed.
TOMBO BC/	72643
PROC.	16.145-07
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	11,00
DATA	23/05/07
BIB-ID	441386

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

P639e	<p>Pigozzo, Mônica Nogueira. Efeito do número de ciclos de união e separação dos componentes sobre a força de retenção de sistemas de encaixes para <i>overdentures</i>. / Mônica Nogueira Pigozzo. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007.</p> <p align="center">Orientador: Marcelo Ferraz Mesquita. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p align="center">I. Implantes dentários endoósseos. 2. Fadiga. I. Mesquita, Marcelo Ferraz. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p> <p align="right">(mg/fop)</p>
-------	---

Título em Inglês: Retention force and fatigue strength of overdenture attachment system
 Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Dental implantation, endosseous. 2. Fatigue
 Área de Concentração: Prótese Dental
 Titulação: Mestre em Clínica Odontológica
 Banca Examinadora: Marcelo Ferraz Mesquita, Luís Geraldo Vaz, Rafael Leonardo Xediek Consani
 Data da Defesa: 23-02-2007
 Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



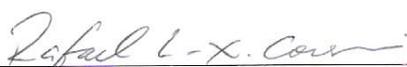
A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 23 de Fevereiro de 2007, considerou a candidata MÔNICA NOGUEIRA PIGOZZO aprovada.



PROF. DR. MARCELO FERRAZ MESQUITA



PROF. DR. LUIZ GERALDO VAZ



PROF. DR. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

Dedicatória

A Deus, pela coragem em seguir em frente e pela força para superar os obstáculos.

“Acreditar em Deus e não o viver é desonesto”.
(Gandhi)

Aos meus pais Marco e Maria que inúmeras vezes renunciaram a seus momentos para vivenciar cada etapa do meu caminho, nunca permitindo que as dificuldades e o cansaço me atingissem, amenizando minhas derrotas e valorizando as minhas realizações. Agradeço pelo amor incondicional e pelo incentivo que germinou em mim uma vontade de sempre aprender...

A eles, meu eterno amor e gratidão.

*“O verdadeiro amor não se conhece por aquilo que exige,
mas por aquilo que oferece.”*
(Jacinti Benavente)

Ao meu irmão Bruno, pela alegria do convívio, pela sincera amizade que nos une de uma maneira que vai muito além dos laços fraternos e pelo eterno incentivo nas minhas realizações.

*Não há satisfação maior do que aquela que sentimos quando proporcionamos alegria aos outros.
(M. Taniguchi)*

Ao meu namorado Erik, pelo amor irrestrito, pela amizade, pelo incentivo em todos os momentos e por entender a ausência que se fez necessária nesses dias.

Essa conquista não é só minha, é nossa.

*“...ainda que eu falasse a língua dos anjos, sem amor eu nada seria.”
(Primeira carta de São Paulo aos Coríntios)*

Agradecimento especial

Ao meu orientador,

Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita,

Professor Titular da área de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, que acreditou, confiou e amparou meu trabalho e minhas decisões. Você contribuiu muito para o meu crescimento profissional, sabendo elogiar nos acertos e censurar nas faltas.

Meu muito obrigado

Sua competência científica proporcionou o desenvolvimento desse trabalho!

*“Um professor influi para a eternidade;
nunca se pode dizer até onde vai sua influência.
(Henry B. Adams)*

Agradecimentos

À Faculdade de odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas nas pessoas do seu diretor, Prof. Dr. Francisco Haiter Neto, e Diretor Associado, Prof. Dr. Marcelo de Castro Meneghim.

Ao Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, Coordenador Geral dos Programas de Pós-Graduação, e à Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas.

Ao Prof. Dr. Luis Geraldo Vaz, pela amizade conquistada, pela atenção e 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.

À FAPESP (Fundação de Apoio à Pesquisa do Estado de São Paulo), pelo auxílio financeiro à minha pós-graduação.

Ao Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani, pela amizade, atenção e disponibilidade em ajudar a qualquer momento.

Ao Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, pela atenção constante, pelas ótimas orientações dentro da Clínica; pelo seu caráter e bom humor notáveis; pela boa convivência neste período e pela amizade conquistada.

Ao Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques, pela amizade e disponibilidade de informações em todas as horas; por sua reconhecida capacidade de valorizar seus orientados; e pelo saudável convívio durante o curso.

A todo corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da FOP-UNICAMP.

Às secretarias do Departamento de Prótese e Periodontia da FOP-UNICAMP, Shirley Rosana S. Moreto e Juliana de Souza.

À minha turma de mestrado 2005, Wagner Negreiros, Marcela Alvez, Andréa Lira, Juliana Tamião, Maurício Carielo e Leonardo Vedana. Grandes amigos com quem pude conviver bem e aprender muito; pelas bons e nos difíceis momentos por que passamos nessa difícil caminhada; pela ajuda mútua e atenção constante. Certamente eu os guardarei comigo, com carinho, por toda a vida.

Aos grandes amigos Daniel, Fernanda, Vanessa, Carolina, Poliana, Nelson, Marinaldo, Leonardo e Leandro pela ótima convivência, grande amizade, apoio constante e pelos momentos de alegria.

Aos meus amigos de Pós-Graduação Daniela Botega, Luis Gustavo, Manoel Tróia Jr., Wagner Fragoso, Luciana Valadares, Paulo Simamoto, Márcia Nakagõ, Caio Hermann.

*“Todas as glórias desse mundo não valem um amigo fiel.”
(Voltaire)*

*"É melhor tentar e falhar,
que preocupar-se e ver a vida passar;
é melhor tentar, ainda que em vão,
que sentar-se fazendo nada até o final.
Eu prefiro na chuva caminhar,
que em dias tristes em casa me esconder.
Prefiro ser feliz, embora louco,
que em conformidade viver ..."*

Martin Luther King

Resumo

Este trabalho teve como objetivo avaliar o efeito do número de ciclos de união e separação dos componentes sobre a retenção de 4 sistemas de encaixes para *Overdenture* do tipo barra-clipe. Foram confeccionados 40 corpos-de-prova, separados em 4 grupos de 10: 1- Conexão Sistema de Prótese (clipe de polímero); 2- Sterngold-Implamed (clipe de polímero); 3- 3i-Implant innovation (clipe metálico); e 4- SIN Sistema de Implante Nacional (clipe metálico). Os corpos-de-prova imersos em saliva artificial foram submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica em máquina servohidráulica MTS-810, realizando-se 5.500 ciclos (união e separação dos componentes) com frequência de 0,8 Hz. Os valores da força de retenção foram monitorados em 6 registros por meio de ensaio de tração, utilizando o programa *Test Work for Test Star* com velocidade de 1mm/min, e célula de carga de 1 KN nos períodos: retenção inicial; em 1.100 ciclos de união e separação; 2.200 ciclos; 3.300 ciclos; 4.400 ciclos; e 5.500 ciclos. Os dados obtidos foram submetidos à análise de variância e aplicado o teste de Tukey ($p < 0,05$). Os resultados mostraram que entre os grupos com cliques de polímeros não existiu diferença estatisticamente significativa, enquanto os sistemas com cliques metálicos apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si, exceto após 5.500 ciclos. Os sistemas de retenção da Conexão e 3i apresentaram diferença estatisticamente significativa após 4.400 ciclos. Os sistemas de retenção da Conexão e SIN apresentaram diferença estatisticamente significativa em todos os ciclos, assim como os da Sterngold-Implamed e SIN. Os sistemas de retenção da Sterngold-Implamed e 3i apresentaram diferença estatisticamente significativa após 5.500 ciclos. Os resultados permitiram concluir que: os sistemas avaliados apresentaram valores de força de retenção considerados satisfatórios em todos os tempos de registro, sendo os mais elevados apresentados pela Conexão e Sterngold-Implamed. Durante o experimento, não ocorreu diminuição nos valores da força de retenção, ou fratura dos componentes, em qualquer sistema avaliado.

Palavras-chave: *Overdentures*, Implantes endoósseos, fadiga, força de retenção.

Abstract

The aim of the present study was to evaluate the effect of the number of insertion and removal cycles on retention force of four *Overdenture* bar-clip attachment systems. Sample included 40 specimens which were assigned to 4 groups (n=10): 1- Conexão Sistemas de Prótese (polymeric clip); 2- Sterngold-Implamed (polymeric clip); 3- 3i- Implant innovation (metallic clip); and 4- SIN Sistema de Implante Nacional (metallic/metal clip). Specimens immersed in artificial saliva were tested to 5.500 cycles at 0.8 Hz using a servohydraulic machine (MTS-810). During the test, retention force values were recorded 6 times using the tensile test (*Test Works for Test Star*) at a speed of 1mm/min, with a load cell of 1 KN: initial retention force; at 1100 insertion and removal cycles; 2200 cycles; 3300 cycles; 4400 cycles; and 5500 cycles). Data were submitted to analysis of variance (ANOVA) and Tukey test ($p < 0.05$). No statistically significant difference was observed for the groups using polymeric clips; however, those using metallic clips showed significant difference, except after 5500 cycles. Conexão and 3i attachment systems showed statistically significant difference after 4400 cycles. Comparison between Conexão and SIN Systems and Sterngold-Implamed and SIN demonstrated significant difference at all cycles. Sterngold-Implamed and 3i systems showed statistically significant difference only after 5500 cycles. Results showed that the systems evaluated displayed satisfactory retention force values at all cycling periods tested, with the highest values observed for Conexão and Sterngold-Implamed. No component fractures or reduction in retention force values was found for any of the systems tested.

Keywords: Overdenture; endosseous implants; fatigue, attachment strength.

Sumário

1. Introdução	1
2. Revisão da Literatura	4
3. Proposição	29
4. Materiais e Métodos	30
4.1. Materiais.....	30
4.2. Métodos.....	31
4.2.1. Confecção dos corpo-de-prova.....	31
4.2.1.1. Confecção dos corpo-de-prova – Conexão.....	32
4.2.1.2. Confecção dos corpo-de-prova – Sterngold-Implamed.....	38
4.2.1.3. Confecção dos corpo-de-prova – 3i.....	44
4.2.1.4. Confecção dos corpo-de-prova – SIN.....	48
4.2.2. Ensaio de Ciclagem Mecânica.....	53
4.2.3. Ensaio de Resistência à Tração.....	54
4.3.1. Delineamento estatístico.....	57
4.3.2. Técnicas de análise de dados adotadas.....	57
5. Resultados	58
6. Discussão	66
7. Conclusão	74
Referências	75
Anexos	82

1. Introdução

A Odontologia sempre objetivou oferecer função, estética e conforto aos pacientes. Mesmo assim, o índice de pacientes insatisfeitos com os resultados finais obtidos é bastante elevado (Brewer, 1980; Payne, 2000). Isso decorre do fato de muitas vezes, ser obtido sucesso limitado na instalação de Próteses Totais, principalmente no que diz respeito à retenção e estabilidade.

As deficiências encontradas em muitas Próteses Totais podem ser decorrentes de reabsorção de osso alveolar, o que leva à perda de suporte das referidas Próteses (Pavlatos, 1997; Kampen, 2003). Outros fatores que podem influenciar o resultado clínico obtido são: perda da habilidade motora, redução do fluxo salivar, e tecido fibromucoso vulnerável (Gallina *et al.*, 2001). Para tentar minimizar a ocorrência deste tipo de problema advindo de mandíbulas e maxilas parcial ou totalmente edêntulas e apresentando reabsorção óssea severa, os clínicos desenvolveram uma prótese denominada *Overdenture*, que pode ser suportada por raízes residuais ou implantes osseointegrados, e sobre estes, colocados sistemas que fornecem retenção, auxiliando na solução dos problemas de retenção e estabilidade apresentados pelas próteses totais convencionais (Epstein, 1999; Pavlatos, 1998).

Definida como “uma prótese que obtém retenção de um ou mais dentes, por envolvê-los completamente abaixo de sua superfície basal” (Basker & Watson, 1991), as *Overdentures* (Sobredentaduras) surgiram como opção de tratamento a partir de 1856 (Ledger). Segundo Cardoso (1996), é indicada na reabilitação de pacientes com extensas áreas desdentadas e particularmente nos casos em que restem poucos elementos dentários remanescentes.

Inicialmente, as *Overdentures* eram retidas por encaixes confeccionados sobre dentes naturais remanescentes, obtendo melhora na retenção e eficiência mastigatória dos

portadores deste tipo de próteses. Não há dúvida de que a eleição de raízes em locais estratégicos apresenta grande vantagem, pois proporciona retenção e estabilidade, além de preservar a estrutura óssea ao redor da raiz e seus dispositivos mecanorreceptores (Bonachella, 2002; Epstein, 1992; Epstein, 1995). A partir de 1960, a utilização da *Overdenture* como um tratamento reabilitador viável já estava difundida (Fenton, 1998), e assim, vários sistemas de encaixes intracanaís foram desenvolvidos.

Com o advento da osseointegração, implantes têm sido usados de maneira similar às raízes dentais, com o intuito de reter e/ou suportar próteses, dentre elas, as *Overdentures* (Adell, 1981; Mesquita, 1996; Hug, 2006). Quando Próteses Totais convencionais são substituídas por *Overdentures* retidas por implantes através de sistemas de encaixes, pode ser facilmente detectado uma sensível melhora na função mastigatória, retenção, estabilidade e fonética do paciente (Jemt, 1986). Além disso, requer número reduzido de implantes, procedimento cirúrgico e técnica de confecção da prótese relativamente simples (Setz *et al.*, 1998). Devido aos fatores anteriormente citados, o custo de confecção de uma *Overdenture* é relativamente reduzido, o que a torna acessível para os pacientes, quando comparada ao custo do tratamento com Prótese Total Fixa sobre implantes. Estas vantagens têm significativa importância e explicam o aumento da popularidade da reabilitação bucal com *Overdentures*.

Existem no mercado inúmeros tipos e marcas comerciais de sistemas de encaixes para *Overdentures*. O que os diferencia, é o tipo de material; resiliência e forma dos componentes; além do tipo de associação entre encaixes, implantes e dentes remanescentes. Vários fatores devem ser levados em consideração para a correta seleção dos sistemas de encaixes, como o espaço disponível, a necessidade de sustentação da prótese, a distribuição de forças sobre a mucosa e implante, e finalmente, o nível de retenção que se deseja obter (Zitmann, 2001).

Dentre os sistemas de encaixes disponíveis no mercado, os mais utilizados são: barra-clipe, tipo bola-*copping*, e magnético. A característica comum entre todos os

sistemas, é apresentar um componente que se conecta ao implante ou raiz, e seu correspondente (de polímero ou metal) localizado na parte interna da base da prótese. A força de união entre os componentes aumenta a estabilidade e retenção do aparelho protético, permitindo que os pacientes apresentem padrões de mastigação mais consistentes, em decorrência da maior retenção apresentada pela prótese (Hobo, 1997; Garret, 1998). O conhecimento da qualidade e quantidade de retenção, bem como do tempo de vida clínica desses dispositivos, é de extrema importância para a correta seleção do sistema de encaixe, tendo em vista os diferentes tipos de planejamento e o elevado número de modelos e marcas comerciais disponíveis no mercado, além do fato deste tipo de prótese necessitar de tempos em tempos, substituição dos sistemas de retenção.

De acordo com Steward (1983), força de retenção na ordem de 10 a 20 N seria necessária para manter a prótese em posição, porém segundo Lehmann & Arnim (1978), forças na ordem de 5 a 7 N já seriam suficientes. O desgaste causado pelas atividades diárias, como remoção e inserção da prótese, função e parafunção, bem como pelo meio microbiológico bucal, pode resultar em alteração da capacidade retentiva do componente inserido na prótese, causando o fracasso desta reabilitação (Cohen, 1996). Segundo Setz *et al.* (1998) e Cune *et al.* (2005), há forte evidência de que a retenção é o fator mais importante para a satisfação do paciente. Burns *et al.* (1995), encontraram grande preferência dos pacientes pelos encaixes de maior força retentiva, ou seja, a retentividade e a perda de retenção são informações importantes para a correta seleção de um sistema de retenção adequado quando se trata de *Overdentures* retidas por implantes.

A carência de dados na literatura de trabalhos que avaliem a força de retenção de sistemas do tipo barra-clipe, comparando material dos cliques (de polímeros e metais), simulando fadiga em diferentes períodos de uso dos sistemas de retenção, motivaram a desenvolver este estudo. Assim, foi conveniente observamos as alterações ocorridas nos valores das forças de retenção dos componentes, além de verificada a possível ocorrência de deterioração em cada sistema.

2. Revisão da Literatura

A falta de retenção e estabilidade apresentada por uma prótese total na cavidade bucal é a principal queixa de seus usuários. Muitas vezes, essas deficiências levam o paciente à procura de um tratamento alternativo com *Overdentures*, as quais utilizam sistemas de encaixes sobre raízes remanescentes ou implantes, objetivando conseguir estabilidade e retenção.

Gilmore em 1913, afirmou que a função do cirurgião dentista em devolver os órgãos da mastigação perdidos pelo paciente não se restringe a restabelecer apenas estética, mas também função e conforto para o paciente. Para isso, é importante que se obtenha retenção e estabilidade das próteses. Em pacientes desdentados totais, a simples manutenção de uma raiz residual independente da localização, pode funcionar como elemento de ancoragem para essas próteses, contribuindo para que se alcance melhores resultados nas reabilitações, com maior retenção, estabilidade, função e estética.

Mensor em 1977, relatou que a concepção de *Overdentures* e encaixes de retenção originaram-se na Suécia por volta de 1898. Porém, tornou-se popular somente 60 anos depois. O autor relata a importância de preservar periodontalmente remanescentes radiculares, pois as *Overdentures* retidas por raízes, quando comparadas com próteses totais convencionais, são superiores por proverem maior estabilidade, retenção, estética, minimizar a reabsorção do osso alveolar, manter a capacidade proprioceptiva, além de contribuir para fatores psicológicos do paciente. O fracasso das próteses *Overdentures* sobre raízes não se deve aos encaixes, mas sim à seleção incorreta dos mesmos, falha na extensão da base da prótese e selamento, além de inadequada higienização por parte do paciente. O autor alertou ainda para a escolha do tipo de encaixe, já que forças excessivas podem provocar alterações no periodonto de sustentação, ocasionando o fracasso da reabilitação.

Thayer & Caputo em 1977, avaliaram através de análise fotoelástica a transmissão dessas forças sobre raízes residuais na região de canino. Os sistemas utilizados foram: Dolder Bar, sistema de retenção onde as raízes são esplintadas através de uma barra, e Zest Anchor, um sistema de retenção individualizado. O autor concluiu que o sistema Dolder Bar distribuiu melhor a incidência de forças oclusais sobre o rebordo, raízes e sistema de retenção, porém transmite maior estresse quando comparado ao Zest Anchor. As forças no sistema Dolder Bar produziram estresse direcionado para a região apical das raízes, e por isso, os autores afirmaram que está indicado para casos de raízes pequenas com pouca implantação óssea, já que forças apicais são mais bem toleradas; e que o sistema Zest Anchor está indicado para raízes longas com bom suporte ósseo.

Lehmann & Arnim em 1978, realizaram um estudo sobre as forças de retenção de encaixes em raízes, devido à preocupação em relação às forças retentivas excessivas serem prejudiciais às estruturas de suporte. Realizaram um ensaio de fadiga, submetendo 5 amostras de cada sistema a 44.000 ciclos de união e separação dos componentes. Os sistemas ensaiados foram: Daldo, Rothermann, Sandri-Narboni, Gerber (pequeno e grande), Wolf, Degussa, e Ceka, totalizando 40 amostras. As amostras foram adaptadas à máquina de fadiga, com velocidade de 1,3 cm/segundo, contendo um dinamômetro registrando os valores da força de retenção dos encaixes. De acordo com os resultados, os encaixes puderam ser separados em 2 grupos: (1) valores maiores que 12,5 N, sendo eles Wolf, Rothermann e Dalbo; os encaixes Wolf e Dalbo apresentaram aumento em seus valores de retenção, seguido de queda; e (2) valores menores ou iguais a 12,5 N, sendo eles Ceka, Gerber, Degussa e Sandri-Naboni. De acordo com os autores, o limite mínimo estipulado para o valor de retenção de um encaixe seria de 5 N. Nesse estudo, constataram que os encaixes Gerber, Degussa e Sandri-Naboni não apresentaram valores suficientes para retenção de uma prótese removível. Os autores sugeriram que os fabricantes não só especificassem 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 perda de retenção do sistema O'ring após ensaio de fadiga. Foram confeccionadas 36 amostras, sendo os O'rings (porção macho) fabricados à partir de Pt-Au, e os anéis de retenção (fêmea), à partir de borracha de nitrila. Foram avaliados três diâmetros (002, 003 e 004), além de três capacidades retentivas do anel de retenção (Dureza Shore A 60, 70 e 90). O ensaio de tração foi realizado em máquina de ensaios Shimazu Autograph S-500, com velocidade de 50 mm/min. Foram realizadas 10 mensurações através de uma célula de carga de 10 Kg utilizada para registrar os valores de retenção, e o valor médio, chamado de força retentiva inicial. O ensaio de fadiga consistiu em 3.000 ciclos de união e separação dos componentes, imersos em água ou em ambiente seco, com frequência de 1Hz, seguido das mensurações da perda de retenção e do diâmetro interno dos O'rings, realizado na máquina Nikon Universal Projector (Modelo 6C) para mensurar alterações nos diâmetros dos anéis. A visualização das possíveis alterações das características superficiais do interior do anel foi realizada através de microscopia eletrônica, com aumento de 50 e 200 X. Os resultados mostraram que das 36 amostras ensaiadas, 7 apresentaram aumento no diâmetro interno e diminuição nos valores de retenção; 3 apresentaram diminuição dos diâmetros internos e aumento dos valores de retenção; 10 apresentaram aumento da força de retenção, apesar do aumento do diâmetro interno; 9, diminuição dos diâmetros internos, sem alteração nos valores de retenção; 2, diminuição dos diâmetros internos e força de retenção; e 5 aumento do diâmetro interno, sem alteração dos valores de retenção. O efeito do ensaio de fadiga seguido do de tração em água ou ambiente seco não provocaram alterações com diferenças significantes. Os autores afirmaram que a força de retenção do sistema O'ring é resultado da elasticidade do anel de retenção (porção fêmea), do formato do macho e da resistência friccional entre eles. Uma possível explicação para o aumento da força de retenção após o ensaio de fadiga é a contração da resina do anel de retenção, provocada por uma possível liberação de tensões internas acumuladas durante sua fabricação. Esta é liberada durante as repetidas inserções e remoções, alterando a forma como as partes retentivas do sistema se relacionam e diminuindo o diâmetro interno do anel. Outro fator contribuinte para o aumento da retenção, seria a rugosidade da superfície interna do anel. Em relação às diferentes durezas dos anéis ensaiados, os autores afirmaram que a força de retenção

aumenta conforme aumenta a dureza do anel, isso porque quanto maior a dureza, menor a elasticidade do anel de retenção, e que o aumento ou a diminuição da retenção pode ter ocorrido por alterações no diâmetro interno, abrasão, ou deformação do anel de retenção. Dessa forma, as amostras que apresentaram aumento no diâmetro interno do anel de retenção e diminuição da força de retenção provavelmente foram mais susceptíveis à abrasão. Já as amostras cujo diâmetro interno diminuiu e a força de retenção aumentou, apresentaram deformação ou deterioração, aumentando seus valores de dureza.

Stewart & Edwards em 1983 afirmaram que apesar de amplamente utilizados, poucos dados estão disponíveis em relação às forças retentivas e uso de encaixes para retenção de *Overdenture*, bem como em relação ao comportamento destes componentes com o passar do tempo, quando submetidos aos procedimentos de inserção e remoção das próteses, imersos em saliva artificial, na tentativa de simular um meio semelhante ao intrabucal. Em um estudo utilizando saliva artificial e saliva fluoretada, Birkeland (1973) avaliou o 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; e 20,0 mM/L NaHCO₃, é adequada para utilização em estudos com finalidade da manutenção de ambiente úmido, semelhante à cavidade bucal.

Naert *et al.* em 1994, realizaram um estudo comparativo entre sistemas de retenção individuais (O'ring e magnetos) e unidos (barra-clipe), onde 36 pacientes edêntulos receberam 2 implantes Brånemark na mandíbula em região de canino, para ancoragem de uma *Overdenture*. Os pacientes foram separados em 3 grupos de 12 pessoas, sendo que cada grupo recebeu um tipo de sistema de retenção: magnetos (Dyna Engineering BV, Bergen, Netherlands), sistema de retenção bola (Nobelpharma AB, Gothenborg, Sweden) e barra-clipe (Dolder bar, Cendres et Metaux AS, Biel, Switzerland). Os pacientes foram acompanhados durante 24 meses, para avaliação do comportamento clínico das cargas incidentes sobre os implantes nos diferentes tipos de sistemas de retenção e acompanhamento da reabilitação protética. Os resultados não apresentaram diferença estatisticamente significativa em relação aos sistemas individuais ou unidos, em relação à

perda de implantes ou reabsorção óssea marginal, apesar do sistema barra-clipe ser o preferido pelos pacientes por prover melhor retenção quando comparado com os sistemas de retenção individuais.

Walton *et al.* em 1995, mensuraram e compararam a força de retenção de cliques de polímero e metal utilizados para reter *Overdentures*, além de monitorar as alterações ocorridas nas superfícies desses cliques e barras, após ensaio de fadiga realizado com os componentes imersos em água a 37°C. Para o estudo, foram confeccionados: um modelo laboratorial com dois análogos de implantes (Nobelpharma Canadá Inc., Willowdale, Canadá) incluídos em resina acrílica, 3 barras metálicas (APM-Sterngold, Attleboro, Mass), sendo duas em ouro tipo IV e uma em paládio, e 2 *Overdentures* adaptadas sobre o modelo laboratorial, cada uma para adaptação dos respectivos cliques em metal (Hader female rider, APM-Sterngold) ou de polímero (C&M rider, APM-Sterngold). Foram confeccionadas 15 amostras, separadas em 3 grupos: (1) barra de ouro associada ao clipe de polímero; (2) barra de ouro associada ao clipe metálico; e (3) barra de paládio associada ao clipe metálico. Foram confeccionadas 5 amostras por barra, cada sistema recebeu 5.500 ciclos de inserções e remoções, simulando 3 anos de uso da prótese. A mensuração da força foi realizada em uma Máquina de Ensaio Universal (Modelo 4301, Instron Canadá Inc., Burlington, Canadá), com célula de carga de 5 KN e velocidade de 150 mm/min, a qual segundo os autores, seria semelhante à realizada pelo paciente durante a inserção e remoção das próteses. Para análise da morfologia das superfícies das barras e cliques, foi utilizado um microscópio antes e após o ensaio de fadiga, com aumento de 5,5X. Os resultados mostraram diferença estatisticamente significativa entre os sistemas. Os cliques metálicos associados à barra em ouro apresentaram força de retenção entre 9,4 e 22,1 N; cliques metálicos associados à barra de paládio apresentaram força de retenção entre 10,2 e 19,3 N; para os cliques de polímeros associados à barra de ouro, a força de retenção obtida variou entre 11 e 15,6 N. A perda de retenção do sistema clipe metálico/barra em ouro foi de 22%, do sistema cliques metálicos/barra em paládio de 6%, e do sistema clipe de polímero/barra de ouro, de 12%. Em relação às alterações superficiais dos materiais, a barra em ouro com clipe metálico apresentou as maiores áreas de abrasão, enquanto que a barra em ouro com

clipe de polímero e a barra de paládio com clipe metálico apresentaram apenas arranhões superficiais. Os autores concluíram que, apesar dos cliques metálicos apresentarem força de retenção superior aos de polímero, os últimos apresentaram valores mais constantes, não apresentando grandes alterações. Além disso, o autor ressaltou a importância dos espaçadores para os cliques metálicos, com a função de prover resiliência vertical à prótese durante o ensaio, e que o desgaste observado nas barras de ouro é um indicativo da necessidade da utilização de metais com valores de dureza mais elevados quando a barra for associada a cliques metálicos. Apesar dos resultados apresentarem diminuição significativa nos valores de retenção, principalmente na barra de ouro com clipe metálico, a significância desse fator na clínica é questionável, já que não se sabe se a diminuição de 22% nos valores de retenção seria percebida pelo paciente em três anos de uso de uma prótese. Além disso, nesse estudo não foi analisada a função mastigatória ou parafunção, principais contribuintes no processo de desgaste do clipe, ou da sua fratura.

Breeding *et al.* em 1996, afirmaram que a diminuição ou perda da retenção de encaixes para Overdentures pode ocorrer devido ao desgaste dos componentes, deformação plástica dos cliques, movimentos funcionais e parafuncionais, ou remoção e colocação da prótese por um longo período de tempo. Todos esses fenômenos, quando alteram as características destes componentes, acabam por provocar a sua fadiga. Por esse motivo avaliaram e compararam, no sistema de retenção barra-clipe, a força de retenção oferecida por um e por dois cliques de polímero. Foram confeccionadas 20 amostras, sendo 10 amostras com 1 clipe e outras 10 com 2 cliques. As barras metálicas foram fixadas em um bloco metálico com resina acrílica e os cliques de polímero capturados também 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/mm 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 a força de retenção dos cliques (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 clipe e 2,5 Kgf para as amostras contendo 2 cliques e mostraram que o ensaio compressivo não causou diferença estatisticamente significativa entre os resultados do pré e pós-teste. Observaram que a capacidade retentiva dos cliques 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 15ª retirada. Constataram que a força de retenção registrada nas amostras com 2 cliques foi maior (130%) que para as amostras com 1 clipe, 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 cliques.

Rigdon em 1996, apontou os benefícios de uma *Overdenture* retida sobre implantes, afirmando ser essa uma prótese que devolve os elementos dentários perdidos, restaurando o suporte labial do paciente, melhorando função, mastigação, fonética, estética, devolvendo auto-estima ao paciente, além de prover conforto, por um preço relativamente baixo quando comparado com próteses totais fixas sobre implante. O autor afirmou que a maioria das falhas que ocorrem em próteses sobre implantes decorre de excesso de cargas transmitidas aos implantes e sistemas de retenção. Desse modo, o segredo para se obter longevidade nesse tipo de reabilitação é baseado na habilidade de manter a incidência das forças dentro da capacidade adaptativa, tanto do tecido ósseo quanto da mucosa, principalmente na interface implante e conector protético. O autor também colocou que existem situações em que o número, comprimento, diâmetro, distribuição e angulação dos implantes não favorecem o sistema de retenção. Apesar disso, é extremamente importante distribuir as cargas entre sistema de retenção, implante e tecidos mole e duro do rebordo alveolar residual, e que quanto maior o número de direções ou planos nos quais a prótese possa se mover, menor será a concentração de estresse. O sistema de retenção barra-clipe suportando uma prótese através de dois implantes, por exemplo, transmitiria entre 30 e 35% das forças incidentes sobre o rebordo alveolar residual, isso porque esse sistema permite movimentos verticais e rotacionais da prótese ao redor da linha de fulcro, favorecendo a boa distribuição das forças entre o implante, sistema de conexão e a parte posterior do

rebordo alveolar, incluindo a região retromolar. O clipe capturado na presença de espaçador é capaz de diminuir ainda mais a incidência de forças sobre os implantes e sistema de conexão, já que entre 45 e 55% das forças são distribuídas através do rebordo alveolar. Para o sistema de conexão O`ring, do total das forças incidentes, cerca de 75 a 85% dessas forças são transmitidas para o rebordo alveolar residual. Finalmente, que o sistema de retenção tipo magneto transmite cerca de 95% das forças para o rebordo.

Achin em 1996, publicou um trabalho sobre a seleção de encaixes para *Overdentures*, de acordo com o número de implantes instalados. Para o autor, é o número de implantes que determina o sistema de retenção a ser selecionado. Para permitir o movimento da prótese, deve ser utilizado encaixe resiliente. O número de implantes determinaria a quantidade de suporte tecidual necessária para prevenir sobrecarga sobre os 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 implantes, 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 independentemente do sistema de retenção utilizado na região anterior de mandíbula, seja ele isolado (O`ring) ou unido (barra-clipe), o princípio a ser seguido é sempre permitir liberdade de movimento ao redor da linha de fulcro. Os autores apresentaram dois tipos de planejamento que diminuiriam os torques sobre os implantes. Na situação em que existam dois implantes na região interforamêm criando uma linha de fulcro perpendicular ao plano sagital, pode-se optar pela união dos implantes através de barra, ou por encaixes individualizados, já que ambos sistemas permitem liberdade de movimento ao redor da linha de fulcro. No caso da instalação de O`rings, é importante que não haja grande divergência em relação ao eixo longitudinal dos implantes. Os autores citaram ainda, que os componentes de retenção de uma *Overdenture* devem ser avaliados periodicamente e substituídos quando necessário, devido a desgaste ou fratura, mas não citam o intervalo de tempo em que deve-se realizar as substituições.

Davidoff em 1996, publicou um trabalho no qual cita as vantagens e desvantagens do sistema de retenção barra-clipe. Afirma que, apesar de haver um número variado de desenhos de barra, o princípio da retenção é o mesmo, já que a barra é fixada rigidamente ao implante e o componente retentivo é fixado na *Overdenture*. O modelo mais simples é a barra circular suportada por implantes e conectada com a prótese através de cliques de polímeros ou metálicos. De acordo com o autor, as vantagens das *Overdentures* retidas pelo sistema barra-clipe em relação aos sistemas isolados são leves discrepâncias de paralelismo do longo eixo dos implantes, o que não significa problema, uma vez que o encaixe de retenção posicionado na base da prótese se encaixa na barra e não diretamente sobre os implantes, como no caso de sistemas de retenção individualizados; a barra pode proporcionar estabilidade adicional através da extensão distal; e o parafuso de retenção da barra fixado no implante também parece ser mais resistente às forças de deslocamento rotacional que geralmente deslocam encaixes de sistemas individualizados. Além disso, o autor fez menção às desvantagens, citando que o uso da barra implica gastos laboratoriais adicionais, uma vez que precisa ser encerada e fundida, requer maior número de sessões para ajustes da área basal da prótese, além de sessões para ajuste e substituição dos cliques. Soma-se a isso o fato de ser mais complexa a confecção de uma barra que apresente assentamento passivo sobre os implantes, quando comparado com encaixes individuais. Apesar disso, o autor afirmou que as *Overdentures* que utilizam barra-clipe são mais comuns, por prover melhor retenção e estabilidade.

Petropoulos *et al.* em 1997, realizaram um estudo avaliando a diminuição dos valores de retenção e o período que os sistemas de retenção levam para perderem a conexão. No estudo, foram avaliados: o sistema de retenção barra-clipe da Nobel Biocare sendo o clipe metálico (Nobel Biocare, Chicago, USA), o sistema bola da Nobel Biocare (Nobel Biocare, Chicago, USA), Zest Anchor (Dental Attachment Systems, Escondido, EUA), Zest Magneto (Dental Attachment Systems, Escondido, EUA) e o sistema ERA da Sterngold utilizando a fêmea de retenção cinza (Sterngold-Implamed, Attleboro, EUA), fixados em um modelo de estudo simulando uma sobredentadura retida por implantes. No

modelo de estudo, foram fixados 2 implantes Brånemark (Nobel Biocare, Chicago, EUA), e os sistemas testados em Máquina de Ensaio Universal Instron (Modelo 5500, Instron, Canton, MA) com velocidade de 50,8 mm/min. Os encaixes retentivos eram posicionados em uma loja no interior da “*Overdenture*” e as barras ou os machos, parafusados sobre os implantes. Forças de deslocamento sobre a “prótese” em 2 direções, simulando função, foram aplicadas: vertical e oblíqua. Em cada direção de força, foram realizados 8 testes, com 3 amostras para cada sistema de retenção. As forças de deslocamento forneceram mensurações da carga máxima e de ruptura, além da quantidade de deslocamento da “prótese” nessas mensurações. Os resultados mostraram que o sistema barra-clipe apresentou força de ruptura significativamente maior quando sujeita às cargas verticais e oblíquas, com valores médios entre 21 e 19,5 N. Em seguida, os mais retentivos foram: o sistema ERA, o Zest Anchor e o bola. O Zest Magneto apresentou os menores valores de retenção, entre 12,7 e 14,3 N. Além de mais retentivo, o sistema barra-clipe apresentou a maior velocidade para desconectar seus encaixes quando submetido às forças verticais e oblíquas, e o Zest Magneto apresentou menor velocidade. O autor sugeriu que o sistema barra-clipe seja o de eleição quando se quer obter alto grau de retenção da prótese e maior velocidade de desconexão para os encaixes, além de permitir movimento de rotação ao redor da linha de fulcro da prótese com conseqüente melhor distribuição das forças entre rebordo, implantes e sistemas de conexão. Se o sistema barra-clipe não puder ser selecionado devido à localização desfavorável dos implantes, contorno do rebordo inadequado, limitação do espaço, presença de implantes curtos, e ainda se deseja alto grau de retenção e estabilidade da prótese, o estudo mostrou que o sistema ERA da Sterngold, seguido do Zest Anchor e bola da Nobel, são os que apresentaram ordem decrescente de retenção. Em casos de pacientes bruxômanos, nos quais forças laterais excessivas estão presentes, e em casos de pacientes com pouca habilidade motora, os resultados sugerem seleção de um sistema que apresente menor retenção, como o magneto.

Gamborema *et al.* em 1997, avaliaram a resistência à fadiga e a força de retenção de componentes para *Overdenture* do sistema ERA (Sterngold-Implamed), que apresenta componentes de 4 cores diferentes, sendo eles: branco, laranja, azul e cinza,

respectivamente com valores de retenção crescentes. Para realização do ensaio, cada componente foi fixado em um bloco de resina acrílica e adaptado em uma Máquina de Ensaio Universal Instron (Instron Corp. Canton, Mass) para ensaios de fadiga e tração. As amostras foram submetidas a 5.500 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 mm/min, aferindo a força inicial e a cada 500 ciclos, registrando 5 valores para cada amostra para que fosse obtida uma média. Os autores utilizaram também microscopia eletrônica para identificar áreas de desgastes nos componentes de polímeros. Os resultados iniciais foram: 1,52 Kgf para o anel branco; 2,52 Kgf para o laranja; 2,32 Kgf para o azul e 2,45 Kgf para o cinza. Foi observado aumento nos valores de retenção ocorridos em 3.000 e 3.500 ciclos devido à deformação nos componentes de polímeros, observada no exame de microscopia. Após 1.500 ciclos, já não havia mais diferença entre os encaixes. Ao final do ensaio, os componentes perderam 85% da força de retenção, apresentando valores de 0,23 Kgf para o anel branco, 0,28 Kgf para o laranja, 0,38 Kgf para o azul e 0,35 Kgf para o cinza.

Fenton em 1998, questionou o futuro das *Overdentures dento-retidas* afirmando que foram amplamente utilizadas a partir de 1960, sendo a preservação de pelo menos 2 remanescentes radiculares na região anterior de mandíbula, fundamental para evitar o avanço da reabsorção óssea alveolar, manter a capacidade proprioceptiva, e devolver função, estética e conforto para o paciente. No final da década de 80, tornou-se evidente o sucesso da osseointegração na implantodontia e dessa forma, o conceito de *Overdenture* na atualidade está relacionado à *Overdentures implanto-retidas*.

Setz *et al.* em 1998, avaliaram a força de retenção de sistemas disponíveis no mercado, sendo elas: Nobel Biocare (Nobel Biocare, Westmont) totalizando 4 amostras: 3 do sistema de retenção tipo bola e 1 tipo barra-clipe; Straumann (Straumann, Waltham, Mass) totalizando 4 amostras: 1 do sistema de retenção tipo bola e 3 do tipo barra-clipe; Friatec/IMZ (Friatec/IMZ, Mannheim, Alemanha) totalizando 2 amostras, sendo 1 do tipo

bola e outra do tipo barra; 3i (3i Implante Innovations Inc., Palm Beach., EUA); 1 sistema de barra pré-fabricada Cendres (Cendres Metaux, Biel-Bienne, Switzerland) e 1 sistema de encaixe magnético, Steco (Steco, Hamburg, Alemanha). Para a confecção de cada amostra, dois implantes (15 mm) de cada sistema foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável, paralelos entre si, a uma distância de 22 mm. Os respectivos componentes foram então encaixados nos implantes e fixados em blocos de resina acrílica. Durante o ensaio, as amostras permaneceram imersas em água (temperatura ambiente), sendo submetidas a 15.000 ciclos de união e separação dos componentes no sentido do longo eixo do implante, em Máquina de Ensaio (ISEL, Eiterfeld, Alemanha) com velocidade de 80 mm/min. Para cada 1.500 ciclos, a força máxima de retenção dos componentes era registrada. Os resultados mostraram que o sistema que apresentou a menor força de retenção foi o magnético (3N), e o de maior força foi o tipo bola de ouro-titânio (85N). Os autores concluíram que os encaixes para *Overdentures* ofereceram valores de retenção muito variados, apresentando pequeno desgaste, alguns mostrando aumento dos valores de retenção após as primeiras remoções. Os autores sugeriram que esse aumento pode ser devido ao aumento da rugosidade superficial após uso inicial dos componentes, e que se este trabalho fosse realizado *in vivo*, algumas condições intrabucais influenciariam os resultados, podendo causar deformação plástica dos componentes, menor retenção ou mesmo sua fratura.

Saygili & Sahmali em 1998, realizaram um estudo comparando a força de retenção de 2 sistemas de encaixes magnéticos, Dyna (Dyna Dental Engineering, Bergen, Netherlands) e K5 (Innovadent, Sydney, Austrália), com dois sistemas de encaixes de precisão Ceka (Ceka N., Antwerpen, Bélgica) e Kurer Press Stud (Kurer Anchor System, Illinois, EUA). A força de retenção foi avaliada em Máquina de Ensaio Universal Instron (Modelo 1185, Limited High Nyocombo-England), com velocidade de 0,5 mm/min. Foram confeccionadas 8 amostras para cada sistema, totalizando 32 amostras, submetidas à mensuração das forças iniciais e após 300 ciclos de união e separação. As forças iniciais de retenção dos sistemas de precisão foram estatisticamente maiores que as do sistema de retenção magnético. Porém, quanto maior a quantidade de ciclos realizados, menor se

tornava a força de retenção do sistema de retenção de precisão, ao passo que nos sistemas magnéticos as forças de retenção aumentavam. A maior força de retenção inicial e final foi apresentada pelo sistema Ceka (9,7 N e 8,5 N), seguido pelos sistemas Kurer (2,8 N e 1,8N), Gillings (2,6 N) e Dyna (1,6 N). Os autores ressaltaram ainda, que valores de retenção inferiores a 5N não são suficientes para retenção e estabilização de uma *Overdenture*, sendo, portanto o Ceka o único recomendado.

Naert *et al.* em 1999, realizaram um estudo clínico sobre a influência de unir ou não implantes orais para retenção de *Overdentures*. O estudo incluiu 36 pacientes edêntulos, separados em 3 grupos, de acordo com o sistema de retenção que iriam receber: bola (Nobel Biocare AB, Gothenburg, Sweden); magnetos (Nobel Biocare AB, Gothenburg, Sweden); ou barra-clipe (Nobel Biocare AB, Gothenburg, Sweden). Os pacientes receberam 2 implantes (Nobel Biocare AB, Gothenburg, Sweden) na região de sínfise da mandíbula, próximos da área de caninos. Após 3 a 5 meses, foram realizadas as cirurgias de reabertura, e os pacientes reabilitados com suas próteses e respectivos sistemas de retenção. Num período de 5 anos de observação, nenhum implante fracassou, o grupo de pacientes reabilitados com *Overdentures* retidas pelo sistema barra-clipe apresentaram a maior força de retenção e a menor quantidade de complicações protéticas, porém apresentou maior ocorrência de mucosite e hiperplasia gengival. Em todos os grupos, os pacientes se mostraram satisfeitos com os tratamentos reabilitadores, apesar do grupo reabilitado através de magnetos mostrar preferência por sistemas mais retentivos devido à limitação da estabilidade da prótese retida por esse sistema.

Davis & Packer em 1999, avaliaram 2 mecanismos de retenção de prótese do tipo *Overdenture*: sistema bola (Astra Tech System) e magneto (Astra Tech System). Dos 25 pacientes, 13 foram reabilitados com o sistema tipo O'ring, e os outros 12, com o tipo magneto. Após instalação e proervação das próteses por 5 anos, os resultados mostraram que não houve diferença entre os grupos quanto a sinais de eritema, edema ou sangramento durante sondagem, índice de placa e perda de osso marginal. Entretanto, quando foi avaliado o conforto, habilidade mastigatória e satisfação do paciente, o sistema O'ring

apresentou os melhores resultados. Os autores constataram que a preferência deveu-se à melhor retenção oferecida por esse sistema, quando comparado com o magneto.

Como objetivo de facilitar a seleção de encaixes para *Overdentures*, Fromentin *et al.* em 1999, avaliaram a variação da força de retenção de encaixes através de ensaio de fadiga, no qual as amostras foram submetidas a 1.080 ciclos de união e separação dos componentes, equivalente a 12 meses de uso *in vivo*, em Máquina de Ensaio (J.J. Lloyd 6000R, Lloyd Instruments, Forenam, UK) com velocidade de 10 mm/min. Foram confeccionadas 10 amostras para cada sistema, sendo eles: Supra-Snap (Metalor/Suissor, Neuchatel, Switzerland), O'ring (Steri-Oss, Anaheim, CA), TSIB (Core-Vent, Paragon, Encino, CA) e ZAAG (Zest-Anchor, Escondido, CA), totalizando 40 amostras. Para a realização dos ensaios, foi utilizada uma Máquina de Ensaio (Modelo 6000R, Lloyd Instruments, UK) com célula de carga de 50 N, sendo os valores de retenção obtidos em 4 etapas: inicial, após 180 ciclos, 540 e 1.080 ciclos, com as amostras imersas em água destilada (temperatura ambiente) e frequência de 1Hz, no sentido do longo eixo do encaixe com velocidade de 10 mm/min, registrando a força máxima de retenção. Em cada intervalo, foram registrados 5 valores da força de retenção para obtenção da média. Os resultados mostraram que houve diferença significativa entre todos os encaixes quando comparadas as forças de retenção inicial e final. Os valores iniciais e finais foram: 34,13 e 29,34 N para TSIB; 18 e 3,55 N para ZAAG; 16 e 9,90 N para o O'ring; e 5,19 e 3,17 N para o Supra-Snap. Quando foi avaliada a força de retenção em todos os estágios, verificaram que ocorreram alterações no comportamento dos valores da força de retenção. Foi observada queda significativa nos valores da força de retenção em todos os estágios para o encaixe ZAAG. Para o Supra-Snap, houve variação significativa na força de retenção entre cada estágio. Esta variação foi caracterizada por queda em 180 e em 1.080 ciclos, e aumento nos valores da retenção em 540 ciclos. Para os encaixes O'ring e TSIB, a diminuição da força de retenção foi significativa apenas em 180 ciclos, sendo que para o O'ring continuou com pequena queda até o último estágio e o TSIB apresentou aumento da retenção em 1.080 ciclos. Os autores constataram, através de microscopia eletrônica, que as partes dos elementos constituintes de polímeros 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.

Geertman *et al.* em 1999, avaliaram o desempenho mastigatório e a força de mordida em pacientes reabilitados através de *Overdentures*. Foram selecionados 84 pacientes com grande reabsorção óssea mandibular, separados em 3 grupos: (1) recebeu *Overdenture* implanto-suportada, retida por 5 cliques e 3 barras com extensão distal, (2) o segundo grupo recebeu *Overdenture* muco-suportada, retida por uma barra e um clipe, e o (3) foi reabilitado com prótese total convencional. O desempenho mastigatório, assim como a força de mordida foi estatisticamente superior para os grupos reabilitados através de *Overdentures* quando comparados com o grupo reabilitado com próteses convencionais. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos reabilitados com *Overdentures* implanto-suportada ou implanto-retida. Fontijn-Tekamp em 2000, avaliou a força de mordida e a eficiência mastigatória em pacientes usuários de *Overdentures*, próteses totais convencionais e pacientes com dentição natural. Os resultados indicaram que a força de mordida dos pacientes reabilitados através das *Overdentures* está entre os valores de forças alcançados pelos pacientes reabilitados com próteses totais convencionais e pacientes com dentição completa, e que a força de mordida é significativamente maior em usuários de *Overdentures* em relação aos usuários de próteses convencionais, porém bem inferior à força alcançada por pacientes com dentição completa.

Payne *et al.* em 2000, realizaram um estudo prospectivo por um período de 3 anos, avaliando a hipótese de que retornos desnecessários devido a falhas nos sistemas de retenção das próteses, ou seja, trocas de cliques, devido à fratura ou perda de retenção, devem-se à negligência dos cirurgiões dentistas em não seguir os princípios biomecânicos desse tipo de prótese. No estudo, 52 pacientes receberam *Overdentures* (11 delas utilizando

sistemas de retenção individualizados e 41 utilizando sistemas esplintados). Os autores concluíram que o maior número de retornos ocorre no 1º ano de instalação da prótese, quando comparado com os anos subseqüentes devido principalmente à necessidade de ajustes da base da prótese. Mais de 70% dos cliques metálicos utilizados em prótese retidas por dois implantes e, uma barra, precisaram receber ativação. Porém, somente 44% dos cliques metálicos utilizados em próteses retidas por 3 implantes e, 2 barras esplintando os implantes, ou 4 implantes esplintados por 3 barras, precisaram ser ativados. Houve fratura do clipe em 30% das próteses *Overdentures* retidas por 3 ou 4 implantes e 16% nas próteses retidas por 2 implantes. 40% das próteses precisaram ser reembasadas e 21%, refeitas. Os autores concluíram que *Overdentures* retidas por 3 ou 4 implantes, pode ser um tratamento de êxito nas reabilitações. Apesar de necessitarem de número menor de sessões para ativação do clipe metálico, apresentaram maior índice de fratura do clipe quando comparado com *Overdentures* retidas por 2 implantes.

Gallina *et al.* em 2001, avaliaram em um estudo *in vitro*, a resistência à tração proporcionada por 1 e 2 cliques metálicos conectados a uma barra cilíndrica, simulando a força de retenção de uma *Overdenture*. Foram utilizados 30 cliques de ouro e 20 barras de ouro (Nobel-Biocare, São Paulo, Brasil). Foram confeccionadas 10 amostras compostas por 1 barra cilíndrica e 1 clipe, e 10 compostas por 1 barra cilíndrica e 2 clipe. A barra apresenta 1,96 mm de diâmetro por 15 mm de comprimento. As amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à tração, totalizando 300 ciclos de inserções e remoções em Máquina de Ensaio Universal (EMIC DL-2000), com velocidade de 50 mm/min, sendo que a cada 50 ciclos, a força de retenção era novamente mensurada. As médias de resistência à tração foram: para 1 clipe 7,47 N, e para 2 cliques, 14,36 N. Os resultados foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) e teste *t-student* em nível de significância de 1%. Foi possível concluir, na comparação entre as médias obtidas após os ensaios de resistência à tração de 1 e 2 cliques que, a média geral apresentada por 2 cliques foi superior à apresentada por 1 clipe ($p=0,01$). Na análise comparativa entre os níveis de tração com 1 ou 2 cliques, observou-se que, em todos os níveis, as médias de resistência à tração foram superiores nas amostras de 2 cliques. As amostras compostas por 2 cliques

mantiveram a capacidade de retenção estável após as 50 trações iniciais; enquanto as amostras compostas por 1 clipe, após as 50 trações iniciais, continuaram perdendo sua capacidade retentiva ao longo dos ensaios. As amostras compostas por 2 cliques apresentaram diferença estatisticamente significativa entre o nível 1 (50 trações iniciais) e os demais níveis, que diferiram entre si. As amostras compostas por 1 clipe não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre os diferentes níveis de tração.

Williams *et al.* em 2001, avaliaram *in vitro*, 5 tipos de *Overdentures*. Um modelo de estudo de maxila edêntula foi confeccionada contendo 4 implantes de 3,75 x 13 mm (Osseotite, 3i, West Palm Beach, Fla) posicionados na região de canino. Foram avaliados os seguintes sistemas: 4 cliques Harder de polímeros com barras EDS (Attachment international, San Mateo, Califórnia); 2 cliques Harder de polímeros com barra EDS ; 2 cliques de polímeros e 2 encaixes ERA posteriores (Sterngold, FLA); 3 encaixes ZAAG em uma barra (Zest Anchors Inc., Escondido Califórnia). Uma prótese foi confeccionada sobre a maxila edêntula, contendo os elementos retentivos dos encaixes em uma base e retenções para o ensaio de tração na superfície oclusal. Para cada tipo de *Overdenture* foi confeccionada uma prótese. Cada amostra foi submetida a uma seqüência de 10 trações, substituindo-se os elementos retentivos da base da prótese a cada seqüência, em Máquina de Ensaio Universal Instron (Instron, Corp, Canton, Mass), com velocidade de 2 pol/min. Os resultados mostraram que os valores médios mais elevados foram para a combinação clipe Harder/ERA, de 88 N. Os valores mais baixos foram registrados para o desenho de prótese formado por 2 cliques e 4 cliques, sendo 22,7 N e 22,5 N, respectivamente. Os autores constataram que a retenção diminuiu na medida em que foram realizadas as trações para todos os desenhos de prótese, principalmente para o mais retentivo. O desenho 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 freqüentemente associada ao grau de retenção da prótese.

Dudic & Mericske-Stern em 2002, realizaram um trabalho com o objetivo de avaliar possíveis complicações protéticas relacionadas com os mecanismos de retenção das *Overdentures*. Foram monitorados 109 pacientes com um total de 258 implantes, regularmente por um período de 10 anos. Sessenta e cinco pacientes apresentavam sistemas de retenção resiliente (bola ou barra-clipe), e 44 apresentavam um sistema de retenção rígido através de barras com ou sem extensão distal. A incidência de complicações foram calculadas no 2º ano do estudo, 5º e 10º, para os 2 tipos de sistema de retenção, resiliente ou rígido. Os resultados mostraram não haver diferença estatística no número de complicações em relação aos 2 sistemas. Porém, fratura, perda de retenção ou perda da parte fêmea do sistema de retenção bola, reparos nas bases das próteses, assim como maior número de reembasamento foram mais frequentemente observados no grupo com sistema de retenção resiliente. Os autores concluíram que, apesar de haver diferenças estatisticamente significantes entre os 2 tipos de sistema de retenção, o rígido sugere superioridade quando comparado ao resiliente.

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 retidas por 2 implantes. Metade dos pacientes receberam próteses com sistema barra-clipe (2 cliques) e outra metade, sistema O'ring. Os resultados mostraram que o número de consultas e o tempo para ajustes das próteses foram semelhantes para os 2 grupos, sendo que o ajuste mais comum foi quanto ao contorno das bases das próteses. Aproximadamente 84% dos pacientes do grupo o'ring necessitaram de pelo menos 1 reparo, contra 20% do grupo barra-clipe. Nestes casos, o reparo mais comum foi a substituição do clipe ou do anel de retenção. Os pacientes de ambos grupos apresentaram-se satisfeitos com a melhora na função mastigatória, conforto e aparência estética, quando comparados com as próteses convencionais antigas.

Porter *et al.* em 2002, compararam a distribuição de forças em diferentes sistemas de retenção para *Overdentures*, quando forças verticais eram aplicadas às próteses. Foram utilizados os seguintes sistemas de retenção: barra-clipe da Nobel Biocare (Nobel

Biocare, Chicago, USA); sistema bola da Nobel Biocare (Nobel Biocare, Chicago, USA); sistema bola 2.25 mm de diâmetro da Nobel Biocare (Nobel Biocare, Chicago, USA); Zest Anchor (Dental Attachment Systems, Escondido, CA); ERA com anel de retenção branco (Sterngold-Implamed, Attleboro, MA); ERA com anel de retenção laranja (Sterngold-Implamed, Attleboro, MA); Sistema O'ring Keeper com anel de retenção com borracha de nitrila na cor preta (Compliant Keeper System); e Sistema O'ring Keeper com anel de retenção de silicone (Compliant Keeper System). Os sistemas de retenção foram avaliados através de strains-gauged fixados em 2 implantes Brånemark (Nobel Biocare, Chicago, USA) posicionados em um modelo de estudo. Cada sistema teve uma de suas partes posicionadas em lojas na parte interna da prótese, e a outra parte parafusada sobre os implantes. Forças estáticas compressivas de 100 N foram aplicadas: bilateralmente, na parte distal da prótese; unilateralmente, no implante posicionado à direita; unilateralmente, no implante posicionado à esquerda; e entre os implantes, no centro da região anterior da prótese. Os resultados foram submetidos à análise estatística e mostraram que a força transmitida aos implantes foi maior quando a carga foi aplicada sobre a prótese na direção dos implantes. A maior transmissão de forças tendeu a ocorrer com o sistema de retenção Zest Anchor, e a menor, com o sistema ERA com anel de retenção branco, seguido dos sistemas: ERA com anel de retenção laranja, sistema de retenção do tipo bola da Nobel Biocare, Sistema Keeper com anel de retenção com borracha de nitrila e Sistema Keeper com anel de retenção de silicone. Os autores concluíram que, para diferentes localizações de forças, diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os sistemas de retenção.

Kampen *et al.* em 2003, realizaram um estudo *in vivo* para avaliar a perda de retenção de sistemas de encaixes após 3 meses de função, com inserção e remoção da prótese, além de complicações associadas ao uso de magnetos, barra-clipe e sistema bola em reabilitações através de *Overdentures*. Foram colocados 2 implantes de 3,8 de diâmetro por 13 ou 15 mm de comprimento (Frialit-2, Friadent, Friedrichsfeld, Alemanha) na região interforamem da mandíbula em 18 pacientes, e confeccionada nova prótese com 3 tipos de estrutura de *Overdentures* (magneto, barra-clipe e sistema bola). Os resultados não

mostraram diferença entre os sistemas de retenção no período de 3 meses, em relação à força de retenção. A média de retenção obtida para cada sistema foi: magneto - 8,1 N; barra-clipe - 31,3 N; e sistema bola - 29,7 N. Apresentaram complicações durante a função, 30,5% dos componentes do tipo magneto e 11,1% do tipo bola. O sistema barra-clipe não apresentou complicações.

Besimo & Guarneri em 2003, realizaram um estudo *in vitro* onde avaliaram as alterações na força de retenção em 6 sistemas pré-fabricados do tipo esférico e cilíndrico (Sistema de ancoragem esférico, Dalla Bona®; Sistema de ancoragem cilíndrico, Dalla Bona®; Sistema de retenção cônico, Conod®; Sistema de ancoragem Gerber®; e Sistema de ancoragem mini Gerber®). Foram realizados 10.000 ciclos de união e separação, correspondentes a 10 anos de uso da prótese, em uma máquina de ensaios universal Shimazu Autograph S-500, com velocidade de 50 mm/min, sendo que a força máxima de retenção era mensurada a cada 50 ciclos de união e separação. Foram ensaiadas 5 amostras de cada sistema. No início do ensaio, todos os sistemas apresentaram comportamento instável caracterizado por aumento ou diminuição da força de retenção. Após 50 ciclos, valores entre 4,4 e 9,1 N foram mensurados para todos os sistemas, sendo que o cilíndrico Gerber® apresentou valores mais estáveis durante o ensaio, o cônico da Conod® apresentou os menores valores de retenção, e o esférico da Dalla Bona®, os maiores valores. Para os sistemas de retenção: cônico da Conod®, esférico e cilíndrico da Dalla Bona®, e o mini sistema de retenção da Gerber®, os maiores valores de retenção ocorreram após 650 ciclos. O sistema de retenção cônico da Conod® e o esférico da Dalla Bona® apresentaram as maiores perdas de retenção durante todo o ensaio. Os autores concluíram que os sistemas de retenção pré-fabricados necessitam de um período de adaptação em função, antes de apresentarem seu melhor desempenho, isso evitaria o comportamento instável caracterizado por aumento ou diminuição das forças de retenção.

Timmerman *et al.* em 2004, realizaram um estudo clínico randomizado para avaliar o grau de satisfação de 103 pacientes usuários de *Overdentures*, acompanhados durante 8 anos. Todos os pacientes receberam 2 ou 4 implantes (ITI Dental Implants) na

região de sínfise da mandíbula, bem como *Overdentures*. Em seguida, foram separados em 3 grupos, reabilitados através dos sistemas: retenção bola (Dalla Bona, Cendres Metaux, Switzerland), sistema de retenção barra-clipe (Dolder bars, Cendres et Métaux), unindo 2 implantes e sistema de retenção barra-clipe (Dolder bars, Cendres et Métaux) em que 3 barras uniam 4 implantes. Ao final de cada ano, os pacientes foram avaliados através de questionário focando diversos aspectos, tais como satisfação em relação à função, fala e mastigação, conforto, estética, retenção e estabilidade. Os resultados mostraram diferença estatisticamente significativa entre os três grupos em relação à retenção e estabilidade. O grupo usuário de *Overdentures* retidas pelo sistema bola apresentou menor grau de satisfação ao final do período do estudo. Os autores concluíram que todos os participantes, a princípio, mostraram-se satisfeitos com o tratamento proposto. Porém, a satisfação dos participantes reabilitados através de 2 implantes associado ao sistema de retenção bola decresceu significativamente, enquanto o grau de satisfação dos participantes reabilitados através de 2 ou 4 implantes unidos através de 1 ou 3 barras permaneceu inalterado, durante o período de avaliação. Os resultados sugeriram que a reabilitação através de *Overdentures* retidas por 2 implantes e uma única barra é a melhor estratégia de tratamento para pacientes edêntulos com severa reabsorção de rebordo alveolar residual.

Botega *et al.* em 2004, avaliaram a força de retenção e resistência à fadiga de 2 sistemas de retenção para *Overdentures*. Para isso, foram confeccionadas 20 amostras entre O´rings e barras-clipe de 2 marcas comerciais Conexão Sistema de Prótese (Conexão Sistema de Prótese Ltda, São Paulo, Brasil) e Lifecore Biomedical (Lifecore Biomedical, Chasca, EUA) divididos em 4 grupos, com 5 amostras cada: (1) O´ring/Conexão, (2) Barra-clipe/Conexão, (3) O´ring/Lifecore e (4) Barra-clipe/Lifecore. As amostras foram submetidas ao ensaio de fadiga mecânica em uma máquina de ensaio universal servohidráulica Material Testing System – MTS 810 (Éden Prairie, Minneapolis, EUA), através de 5.500 ciclos de união e separação com uma frequência de 0,8 Hz, imersas em saliva artificial. Os valores das forças de retenção foram avaliados em 4 registros por meio de ensaio de tração (inicial, após 1.500 ciclos, 3.000 e 5.500 ciclos de), utilizando o programa Test Work for Test Star a uma velocidade de 1mm/min e célula de carga de 1KN.

Conclui-se que entre os sistemas de retenção do tipo barra-clipe o da Conexão, apresentou as maiores forças de retenção, 44,61 N, enquanto que o da Lifecore apresentou força equivalente à 18,44 N. Já o sistema O´ring da Lifecore apresentou as maiores forças de retenção, 19,75 N, comparados com 13,91 N da Conexão. Dessa forma, os autores afirmaram que os sistemas avaliados neste estudo apresentaram valores de força de retenção satisfatórios antes e após ensaio de ciclagem mecânica, apesar de o ensaio simulado de 5 anos de união e separação dos componentes não ter provocado diminuição nos valores da força de retenção ou fratura desses.

Chung *et al.* em 2004, compararam as características de retenção de sistemas de ancoragem para *Overdentures*. Foi confeccionado um modelo de estudo associado a 2 implantes Brånemark, 4,0 mm X 13 mm (Nobel Biocare) instalados na região de canino. Os sistemas de retenção foram acoplados a uma *Overdenture* experimental para serem ensaiados em máquina de Ensaio Universal Instron Modelo 4301 com velocidade de 50 mm/min. Foram confeccionadas 5 *Overdentures*, uma para cada sistema de retenção avaliado: (1) Sistema de retenção barra com clipe metálico; (2) Sistema Locator com anel de retenção branco e rosa (3i); (3) Sistema de retenção bola (Spheroflex); (4) Sistemas de retenção através de magnetos, Shiner Magnet, Maxi Magnet e Magnedisc Magnet; e (5) Sistema ERA com anel de retenção branco e cinza (Sterngold-Implamed). As forças foram mensuradas e os resultados submetidos à análise estatística. Entre os sistemas, as forças de retenção máxima variaram entre 3,8 N +/- 1,2 e 35,4 N +/- 1,9. O sistema ERA com anel de retenção cinza apresentou as maiores forças de retenção 35,24 N +/- 1,99, enquanto as menores forças foram observadas nos sistemas de retenção: Locator com anel de retenção branco, sistema de retenção bola (Spheroflex), sistema de retenção barra-clipe. Os sistemas que apresentaram a força de retenção mais baixa foram os magnetos, Shiner Magnet, Maxi Magnet e Magnedisc Magnet. Os autores concluíram que existe uma divisão em 3 grupos de sistemas, de acordo com a força de retenção: (1) alta força de retenção: Sistema ERA com anel cinza (Sterngold-Implamed); (2) média força de retenção: Locator com anel de retenção branco, sistema de retenção bola (Spheroflex) e sistema de retenção barra-clipe; e

(3) baixa força de retenção: os sistemas de retenção através de magnetos, Shiner Magnet, Maxi Magnet e Magnedisc Magnet.

Cune *et al.* em 2005, realizaram um estudo clínico em que avaliaram a satisfação e a preferência de pacientes por *Overdentures* retidas pelos sistemas magneto, barra-clipe e bola. Dezoito pacientes edêntulos receberam 2 implantes na região de caninos na mandíbula e novas próteses superiores e inferiores. Inicialmente, a prótese mandibular não apresentava nenhum sistema de retenção, porém a cada 3 meses um sistema de retenção era adaptado à prótese, dessa forma todos os pacientes eram reabilitados tanto com o sistema de retenção tipo bola, barra-clipe, quanto magneto. Era aplicado para os pacientes um questionário e Escala Analógica Visual sobre satisfação desde a fase inicial do estudo em o paciente fazia uso de sua prótese antiga, um 2º questionário a respeito da prótese nova sem a adaptação do sistema de retenção, e um 3º, 4º e 5º questionários sobre as próteses providas dos diferentes sistemas de retenção para *Overdentures*. A cada 3 meses, o sistema de retenção era substituído e um novo questionário aplicado. Os autores concluíram que o tratamento através de *Overdentures* pode reduzir o número de queixas do paciente quando comparado com próteses totais convencionais. A escala visual analógica conseguiu refletir a preferência dos pacientes melhor que os questionários. Dos 18 pacientes, 10 preferiram o sistema de retenção barra-clipe e 7, o bola. Apenas 1 paciente preferiu o sistema magneto. Não foi possível relacionar força de mordida com os questionários e a escala visual analógica, porque os pacientes que relataram força de mordida alta não estavam necessariamente satisfeitos com o sistema de retenção empregado.

Hug *et al.* em 2006, realizaram um estudo longitudinal em que avaliaram *overdentures* retidas por raízes e implantes. Foram avaliados índices de sucesso dos implantes e sistemas de retenção sobre raízes, complicações protéticas, horas clínicas necessárias para o acompanhamento da reabilitação e satisfação dos pacientes. Foram acompanhados dois grupos, o 1º formado por 17 pacientes reabilitados com *Overdentures* instaladas sobre raízes, e o 2º formado por 15 pacientes reabilitados por *Overdentures* retidas sobre implantes. Todas as complicações foram registradas, parâmetros de medidas

periodontais realizados, tais como procedimentos de sondagem e radiografias. Além disso, os pacientes responderam a questionários associados à Escala Visual Analógica. Os resultados foram submetidos à análise estatística e os autores concluíram que: 1 implante fracassou, bem como uma raiz foi perdida devido à fratura. Parâmetros periodontais e periimplantares forneceram evidências de boa higiene bucal, apesar de pequena reabsorção da crista óssea alveolar ter ocorrido para ambos grupos. Complicações protéticas são significativamente maiores no primeiro ano de instalação da prótese e estatisticamente maiores no grupo de *Overdentures* retidas por raízes. Os resultados das Escala Analógica Visual mostraram menor satisfação em relação: habilidade na fala, conforto, e estabilidade na prótese, no grupo em que a *Overdenture* era retida por raízes, apesar das *Overdentures* sobre raízes apresentarem um custo 10% inferior em relação às retidas sobre implantes.

Ormianer *et al.* em 2006, publicaram os resultados de um trabalho longitudinal (12 a 13 meses) sobre carga imediata em *Overdentures* através de uma modificação do protocolo da carga imediata convencional. Foram instalados implantes na região anterior de mandíbula e utilizados sistemas de retenção do tipo bola para suportar as próteses. Imediatamente após o procedimento cirúrgico, as próteses *Overdentures* foram instaladas retidas por 2 *attachments* do tipo bola. A região de alívio da prótese para que a porção fêmea do sistema fosse inserida foi preenchido com material de moldagem (Impregum, 3M Espe, Sheefeld, Alemanha), para melhorar a retenção e estabilidade da prótese assim como reduzir a incidência de carga no período inicial de cicatrização. Dos 28 implantes instalados, 1 fracassou, o que resulta num índice de sucesso de 96,4%. Além disso, foi detectada mínima perda óssea marginal, de aproximadamente 1 mm no final do estudo.

Attard *et al.* em 2006, realizaram um estudo prospectivo de carga imediata em *Overdentures*. Foram selecionados 77 pacientes, separados em 2 grupos: o primeiro foi constituído por 35 paciente que receberam *Overdenture* de carga imediata; o segundo grupo, constituído por 42 pacientes, reabilitados com *Overdenture* segundo protocolo convencional. Os pacientes foram avaliados através de 2 questionários: um que avaliava a satisfação do paciente em relação à prótese, e o outro que avaliava o perfil da saúde bucal

do paciente. Foi avaliado também o valor do tratamento dos diferentes grupos ao longo de 1 ano de tratamento. Os autores concluíram que: em ambos grupos os pacientes se mostraram bastante satisfeitos após o tratamento. A *Overdenture* imediata foi associada a valores elevados em relação à manutenção da prótese, porém o tempo despendido para a manutenção dos 2 tipos de prótese não apresentou diferença estatisticamente significativa. Dessa forma, apesar da *Overdenture* carga imediata conseguir melhorar a qualidade de saúde bucal do paciente de forma mais rápida, é um tratamento com custo elevado quando comparado com a reabilitação com *Overdenture* em 2 estágios cirúrgicos.

3. Proposição

Considerando a importância da retenção e estabilidade de uma *Overdenture*, a proposta deste estudo foi avaliar, quantificar e comparar os valores da força de retenção de 4 sistemas de retenção do tipo barra-clipe: Conexão Sistemas de Prótese; Sterngold-Implamed; SIN-Sistema de Implante Nacional; e 3i-Implant Innovation, durante ensaio de ciclagem mecânica compreendido por 5.500 ciclos de união e separação dos componentes. Os valores foram obtidos em 6 momentos: inicial; em 1.100 ciclos; 2.200 ciclos; 3.300 ciclos; 4.400 ciclos; e 5.500 ciclos.

4. Materiais e Método

4.1. Materiais

Foram utilizadas 4 sistemas de retenção do tipo barra-clipe, utilizadas rotineiramente na confecção de *Overdentures*. Na tabela I pode ser observado as marcas comerciais, fabricantes, sistemas de encaixe, número de amostras, cidade e número do lote de fabricação.

Tabela 1: Marca comercial, fabricante, sistema de encaixe, número de amostras, cidade e lote.

Marca Comercial	Fabricante	Sistema/Encaixe	Nº de Amostras	Cidade/lote
Conjunto Barra-clipe	Conexão® Sistemas de Prótese	Tipo Barra-clipe de polímero	10	São Paulo, 5083194
Harder bar-clip	Sterngold Implamed® do Brasil	Tipo Barra-clipe de polímero	10	Attleboro, 7280
Sistema Clipo	Sin-Sistemas de Implantes Nacional Ltda.	Tipo Barra-clipe metálico	10	São Paulo, E4370
Gold Harder type Clip	3i-Implant Innovations	Tipo Barra-clipe metálico	10	Palm Beach, 458861

4.2. Método

4.2.1. Confeção dos corpos-de-prova:

Para a confecção dos corpos-de-prova, foram utilizados dois análogos de implantes de diâmetro regular (3,75 mm) do sistema da Conexão® Sistemas de Prótese (São Paulo, Brasil).

Para a elaboração do modelo laboratorial, os análogos foram incluídos em resina acrílica ativada quimicamente (Vipi Flash, Dental Vipi, São Paulo, Brasil) num cilindro de PVC com 2 cm de altura e 4 cm de diâmetro, distantes 22 mm entre si do centro de um análogo ao outro (distância correspondente aproximadamente à distância entre caninos inferiores) e paralelos entre si, simulando dois pilares para retenção de uma *Overdenture* mandibular (Setz, 1998). Para garantir o paralelismo entre análogos, foi utilizado um delineador (Bio-Art - Equipamentos Odontológicos, São Carlos, Brasil) e dois parafusos de trabalho (Conexão® Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil), parafusados sobre os análogos. O tubo de PVC preenchido com resina acrílica foi perfurado com broca maxicut (Labordental LTDA, São Paulo, Brasil) a uma profundidade de 12 mm. O parafuso de trabalho acoplado ao análogo foi fixado à haste vertical móvel do delineador, e o análogo fixado ao tubo de PVC através de resina acrílica ativada quimicamente (Figuras 1 e 2).



Figura 1



Figura 2

Figura 1: Análogo fixado ao modelo de estudo; e Figura 2: Obtenção do paralelismo entre os análogos.

Dessa forma, foi obtido o modelo laboratorial utilizado tanto para os ensaios de ciclagem mecânica (fadiga), quanto aos de resistência à tração. Sobre esse mesmo modelo laboratorial todas as barras foram enceradas para posterior fundição (Figura 3).



Figura 3: Análogos incluídos em resina acrílica incolor.

4.2.1.1. Confeção dos corpos-de-prova – Conexão:

O Sistema de retenção tipo Barra-clipe da Conexão (Conexão® Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil) é composto por 2 barras cilíndricas calcináveis e 3 cliques de polímeros (com angulações de 0°, 35°, e 70°), como observado nas figuras 4 e 5.



Figura 4

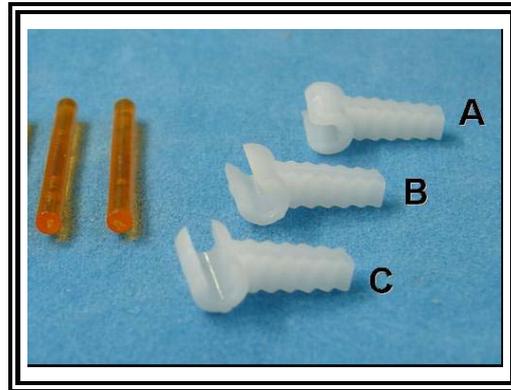


Figura 5

Figura 4: Sistema de retenção Barra-clipe da Conexão; e Figura 5: Barras cilíndricas e cliques: reto (A), 35° (B), e 70° (C).

As barras calcináveis foram seccionadas com aproximadamente 18 mm de comprimento (Figura 6).

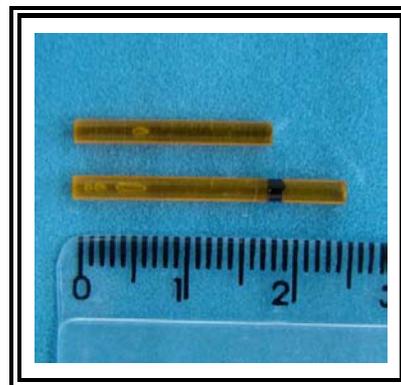


Figura 6: Barra calcinável.

Para o enceramento das barras, foram utilizados: 2 pilares cilíndricos do tipo “UCLA” calcinável sem hexágono externo (sistema anti-rotacional), com diâmetro de 3,75 mm (Conexão® Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil); discos de carborundum para reduzir suas alturas em 6 mm (Figura 7); 2 parafusos de titânio para UCLAs (Conexão® Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil); e chave hexagonal com diâmetro de 1,17 (Conexão® Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil) (Figuras 8).

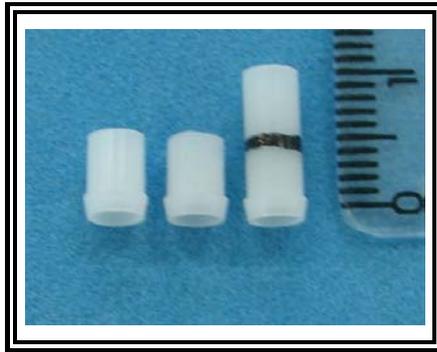


Figura 7

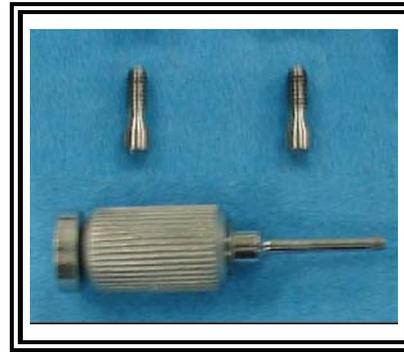


Figura 8

Figura 7: Pilares; e Figura 8: Parafusos e chave hexagonal.

Para garantir o paralelismo durante o enceramento da barra, o clipe de polímero foi acoplado à haste vertical móvel do delineador, e o modelo laboratorial com os análogos dos implantes posicionado na mesa analisadora. Sobre esses análogos, foram parafusados os UCLAs calcináveis, e a barra encaixada no clipe. A haste vertical móvel do delineador foi movimentada para posicionar a barra na altura da borda superior dos “UCLAs” calcináveis, permitindo a realização do enceramento (Dentaurum, Inspringen, Alemanha) (Figuras 9 e 10).

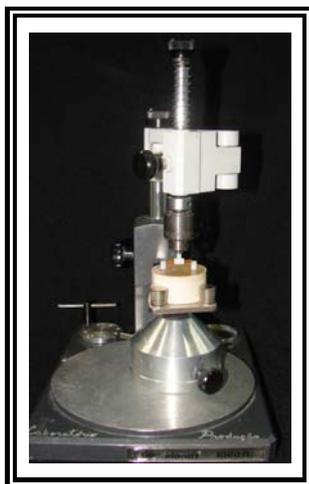


Figura 9

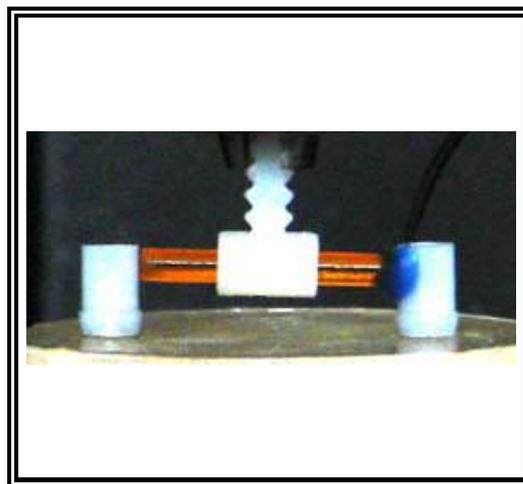


Figura 10

Figura 9: Modelo laboratorial e clipe acoplado ao delineador; e Figura 10: Enceramento.

Após o enceramento das 10 barras, foram realizados os processos de inclusão, fundição, acabamento e polimento. Todas as etapas foram realizadas por um técnico, utilizando sempre os mesmos materiais.

Para inclusão e fundição das barras, foi utilizado o revestimento Heat Shock (Polidental, Cotia, São Paulo) e liga de Ni-Cr (Verabond II, Albadent Inc., EUA) com 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. Todos os processos de fundição foram realizados pesando-se o revestimento (200g) e aglutinando-o ao líquido (50 ml), segundo as proporções recomendadas pelo fabricante. O revestimento foi manipulado a vácuo (Polidental Ind. e Com. Ltda, São Paulo, Brasil) por 1 minuto e vertido em um anel de silicone de 5 cm de diâmetro por 10 cm de altura, sob vibração, incluindo 2 barras enceradas. A presa do revestimento foi realizada em 2 horas, para que em seguida fosse levado ao forno EDG FVA-IV (EDG Equipamentos e controles Ltda, São Carlos, Brasil) com ciclos: (1) a 400°C por 30 minutos e (2) a 900°C por 40 minutos, com velocidade de aquecimento de 70% em relação à capacidade total do forno. Pastilhas da liga metálica Verabond II (5g) foram colocadas no cadinho de quartzo de uma centrífuga elétrica EDG C1 (EDG Equipamentos e controles Ltda, São Carlos, Brasil) e fundidas com maçarico de gás/oxigênio. Em seguida, o cilindro de revestimento foi retirado do forno e posicionado no berço da centrífuga, sendo a liga metálica injetada no molde por centrifugação (EDG Equipamentos e controles Ltda, São Carlos, Brasil) com aceleração de 98%, em relação a capacidade total da centrífuga, a 435 RPM por 10 segundos. O anel foi retirado da centrífuga com uma pinça e resfriado à temperatura ambiente sobre uma pedra refratária.

Após a fundição realizaram-se os procedimentos de desinclusão, acabamento e polimento. Para tanto, o primeiro passo foi o jateamento das amostras com óxido de alumínio malha 100 (3M do Brasil, Campinas, São Paulo), para a remoção do material de revestimento. Posteriormente, foram utilizados discos de carborundum (SS-White, Rio de Janeiro, Brasil) para seccionar os condutos de alimentação da peça e retirar os excessos mais grosseiros. O acabamento foi realizado com pontas diamantadas cônicas (KG-

Sorensem, São Paulo, Brasil), e o polimento, com borrachas para polimento (KG-Sorensem, São Paulo, Brasil), na seqüência verde, azul e cinza. Em seguida, foi utilizado feltro com pasta para polimento (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Alemanha), montados em peça reta (Figura 11).

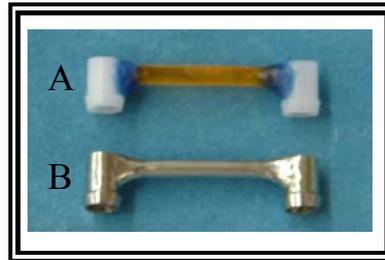


Figura 11: Barra encerada (A); e após polimento (B).

Todas as etapas de acabamento e polimento foram realizadas tomando-se o cuidado de não alterar o diâmetro da barra, verificado com paquímetro eletrônico digital (Starret®, Itu, São Paulo), com resolução de 0,01 mm como ilustram as Figuras 12 e 13.



Figura 12



Figura 13

Figura 12: Paquímetro eletrônico avaliando o diâmetro da barra na forma de polímero; e

Figura 13: Paquímetro eletrônico avaliando o diâmetro da barra fundida;

Para captura do clipe, outro cilindro de PVC com 2 cm de altura por 4 cm de diâmetro contendo resina acrílica ativada quimicamente (Vipi Flash, Dental Vipi, São Paulo, Brasil) foi utilizado, com alívio na área onde a haste do clipe seria fixada. Esse mesmo cilindro de PVC foi posicionado na mesa analisadora do delineador (Figura 14).



Figura 14: Cilindro de PVC com alívio para captura do clipe.

O clipe foi acoplado à barra já fundida e 2 análogos de implantes foram parafusados sobre essa barra e adaptados na haste vertical móvel do delineador para captura do mesmo (Figuras 15 e 16).

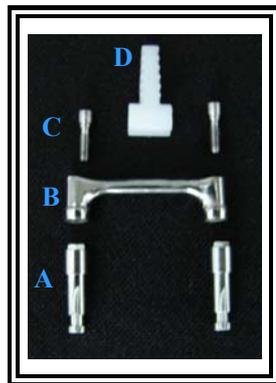


Figura 15

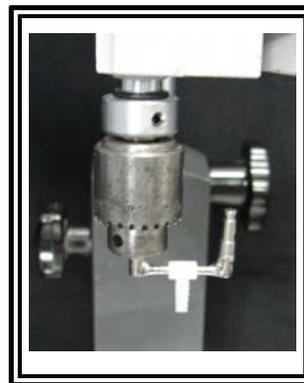


Figura 16

Figura 15: Análogos de implantes (A), barra fundida (B), parafusos “UCLAs” (C) e clipe de polímero (D); e Figura 16: Conjunto adaptado no delineador para captura do clipe.

A haste vertical do delineador foi deslocada para baixo ao encontro do alívio do tubo de PVC. Uma pequena quantidade de resina acrílica ativada quimicamente na fase fluida foi colocada no alívio, para inserção da haste do clipe, realizando-se assim a sua captura (Figura 17).



Figura 17: Captura do clipe.

Dessa forma, foram obtidos os corpos-de-prova do sistema da Conexão, compostos por duas partes: a barra e o clipe, que foram submetidos aos ensaios de ciclagem mecânica e resistência à tração.

4.2.1.2. Confeção dos corpos-de-prova – Sterngold-Implamed:

O Sistema de retenção do tipo Barra-clipe da Sterngold-Implamed (Sterngold Implamed®, Attleboro, EUA) é composto por 6 barras cilíndricas de polímero com secção transversal em forma de fechadura, 6 cliques de polímero clínicos, e 6 para laboratório (Figuras 18 e 19).

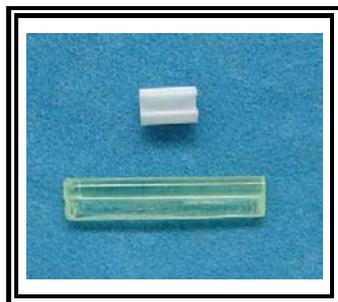


Figura 18

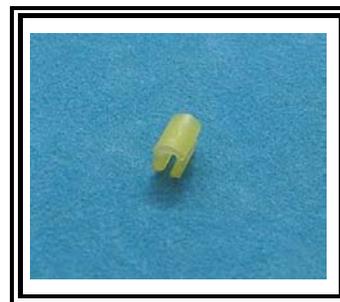


Figura 19

Figura 18: Barra de polímero e clipe de polímero; e Figura 19: Clipe de polímero laboratorial.

As barras calcináveis foram seccionadas com aproximadamente 18 mm de comprimento (Figura 20).

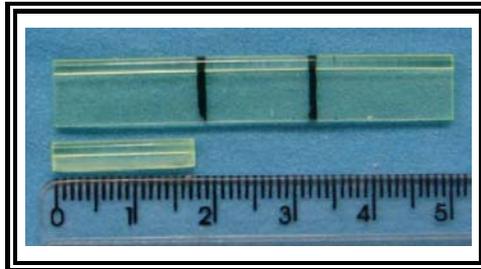


Figura 20: Barra calcinável demarcada e seccionada.

Para o enceramento das barras, foram utilizados 2 pilares cilíndricos do tipo “UCLA” em acrílico, com diâmetro de 3,75 mm (Conexão® Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil), discos de carborundum para diminuir as alturas dos mesmos a 6 mm (Figura 7), 2 parafusos “UCLAs” sextavados em Titânio (Conexão® Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil) e uma chave hexagonal com diâmetro de 1,17 (Conexão® Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil) (Figura 8).

Para garantir o paralelismo durante o enceramento das barras, foi fixado com resina acrílica ativada quimicamente (Vipi Flash, Dental Vipi, São Paulo, Brasil) uma broca ao clipe de laboratório, para permitir sua adaptação à haste vertical móvel do delineador. O modelo laboratorial com os análogos dos implantes foi posicionado sobre a mesa analisadora do delineador, e sobre os análogos, parafusados os 2 “UCLAs” calcináveis e a barra encaixada ao clipe. A haste vertical móvel foi movimentada para posicionar a barra na altura da borda superior dos “UCLAs” calcináveis, para a realização do enceramento (Dentaurum, Inspringen, Alemanha) (Figuras 21 e 22).



Figura 21

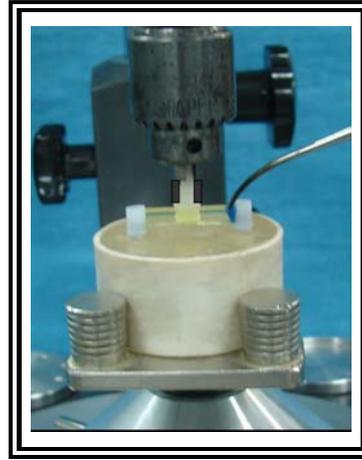


Figura 22

Figura 21: Modelo laboratorial e clipe acoplado no delineador; e
Figura 22: Realização do enceramento.

Após o enceramento das 10 barras, foram realizados os processos de inclusão, fundição, acabamento e polimento (Figuras 23 e 24).

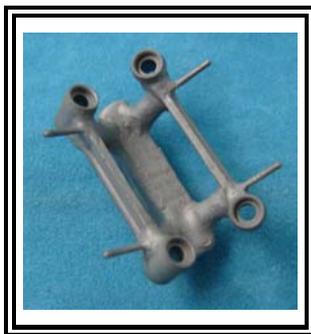


Figura 23



Figura 24

Figura 23: 2 barras da marca Sterngold-Implamed após fundição; e
Figura 24: Barra após acabamento e polimento.

Todas as etapas foram realizadas por um técnico, utilizando sempre os mesmos materiais. Para inclusão e fundição das barras foi utilizado revestimento Heat Shock (Polidental, Cotia, São Paulo) e liga de Ni-Cr (Verabond II, Albadent Inc., EUA) com (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). 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 (3M do Brasil, Campinas, Brasil) para a remoção do material de inclusão. Posteriormente foram utilizados discos de carborundum (SS-White, Rio de Janeiro, Brasil) para seccionar os condutos de alimentação da peça e retirar os excessos grosseiros. O acabamento foi realizado com pontas diamantadas cônicas (KG-Sorensem, São Paulo, Brasil), e o polimento com borrachas para polimento (KG-Sorensem, São Paulo, Brasil), na seqüência verde, azul e cinza. Em seguida, foi utilizado feltro com pasta para polimento Universal (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Alemanha), montados em peça reta. Todas as etapas de acabamento e polimento foram realizadas tomando-se o cuidado de não alterar o diâmetro da barra, verificado com paquímetro eletrônico digital (Starret®, Itu, São Paulo) com resolução de 0,01mm como ilustram as Figuras 25 e 26.



Figuras 25



Figuras 26

Figura 25: Paquímetro eletrônico avaliando diâmetro da barra na forma plástica; e

Figura 26: Paquímetro eletrônico avaliando diâmetro da barra após fundida;

A barra fundida foi então adaptada e parafusada sobre os análogos fixados no modelo de estudo, e o clipe laboratorial de polímero acoplado à barra para a realização da captura. Para tanto, foi manipulada segundo as recomendações do fabricante, silicone

Flexitime (Heraeus Kulzer Dental, Hanau, Alemanha) polimerizado por adição, a qual foi adaptado sobre a barra, deixando exposto somente o clipe laboratorial. Para a captura do clipe foi utilizado outro cilindro de PVC com 2 cm de altura por 4 cm de diâmetro contendo resina acrílica ativada quimicamente (Vipi Flash, Dental Vipi, São Paulo, Brasil), com alívio na área de captura do clipe e na região correspondente à barra confeccionado com broca maxi-cut montada em peça reta (Figura 27).



Figura 27: Clipe laboratorial e silicone adaptados à barra e cilindro de PVC com alívio.

Foi confeccionado um anel espaçador com cilindro de PVC medindo 3 mm de altura por 4 cm de diâmetro (Figura 28). A principal função do anel espaçador era ser posicionado entre o modelo de laboratório contendo a barra, o clipe e o silicone adaptado, e o cilindro de PVC com o alívio para a barra, durante a captura do clipe. Dessa forma, quando as 2 partes foram submetidas aos ensaios de ciclagem mecânica e de resistência à tração, sempre existia um espaço de aproximadamente 3 mm entre eles, que impedia que se tocassem.



Figura 28: Anel espaçador

Na região de alívio foi inserida resina acrílica ativada quimicamente na fase fluída (Vipi Flash, Dental Vipi, São Paulo, Brasil), o anel espaçador foi posicionado, e sobre ele foi colocado o modelo laboratorial com a barra, o clipe e o silicone adaptado, realizando a captura do clipe laboratorial (Figura 29).



Figura 29: Clipe laboratorial capturado.

Após esse procedimento, realizou-se a remoção do clipe laboratorial, com sonda exploradora nº 5, e sua substituição pelo clipe clínico (Figura 30). Dessa forma, foram obtidos os corpos-de-prova do sistema da Sterngold-Implamed que são compostos por duas partes: a barra e o clipe, que foram submetidos aos ensaios de ciclagem mecânica e resistência à tração.



Figura 30: Clipe clínico adaptado.

4.2.1.3. Confeção dos corpos-de-prova – 3i - Implant Innovations:

O Sistema de retenção do tipo Barra-clipe da 3i - Implant Innovations (3i - Implant Innovations Inc, Palm Beach, USA) é composto por 1 barra metálica com secção transversal cilíndrica, 1 clipe metálico, e 1 espaçador (Figuras 31 e 32).

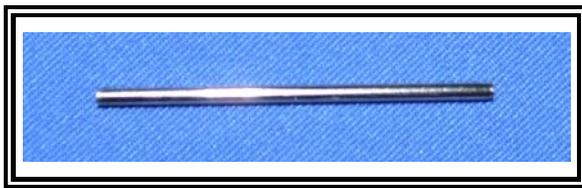


Figura 31

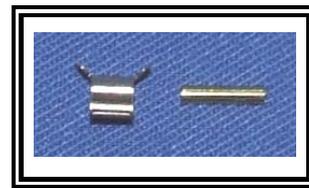


Figura 32

Figura 31: Barra metálica; e Figura 32: Clipe e espaçador.

As barras metálicas foram seccionadas com aproximadamente 18 mm de comprimento (Figura 33).

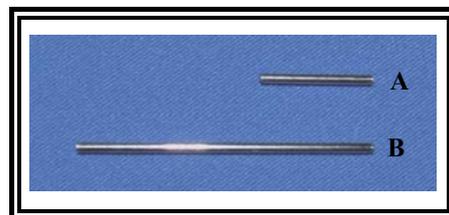


Figura 33: Barra seccionada (A) e inteira (B).

Para a fixação das barras para que os sistemas pudessem ser submetidos aos ensaios de ciclagem mecânica e de resistência à tração, foram utilizados: 2 pilares cilíndricos do tipo “UCLA” em acrílico, com diâmetro de 3,75 mm (Conexão® Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil), discos de carborundum para reduzir suas alturas em 6 mm (Figura 7), 2 parafusos “UCLAs” sextavados em Titânio (Conexão® Sistemas de Prótese,

São Paulo, Brasil) e uma chave hexagonal com diâmetro de 1,17 (Conexão® Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil) (Figura 8).

Os “UCLAs” calcináveis foram parafusados sobre o modelo de laboratório, para que em seguida, fossem perfurados com uma broca esférica nº 8 (KG-Sorensen, São Paulo, Brasil), montada em contra-ângulo. As perfurações foram realizadas com diâmetro equivalente ao da barra 3i (1,75 mm) verificado com paquímetro eletrônico digital (Starret®, Itu, São Paulo) com resolução de 0,01mm, a uma distância de 1,70 mm em relação ao topo dos “UCLAs”, também mensurada através do paquímetro eletrônico digital. (Figura 34)

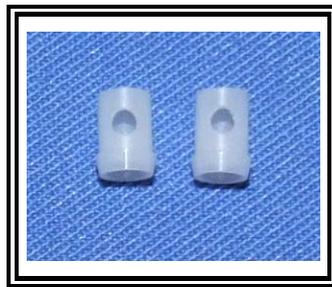


Figura 34: Perfurações dos “UCLAs”.

As barras foram posicionadas nos orifícios dos “UCLAs” para que fosse vertido cera no pequeno espaço existente entre o “UCLA” e a barra, permitindo portanto, a sua adaptação. Duas tampas para os “UCLAs” também foram enceradas, com o objetivo de evitar a movimentação das barras durante os ensaios de ciclagem mecânica e de resistência à tração. Em seguida, foram realizados os processos de inclusão, fundição, acabamento e polimento. Para inclusão e fundição dos “UCLAs” e de suas tampas, foi utilizado o revestimento Heat Shock (Polidental, Cotia, São Paulo) e liga de Ni-Cr (Verabond II, Albadent Inc., EUA) com 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. Após a fundição realizaram-se os procedimentos de acabamento e polimento. Dessa forma, foi realizado o jateamento com óxido de alumínio malha 100 (3M do Brasil, Campinas, São Paulo), para a remoção do material de inclusão, além de discos de carborundum (SS-White, Rio de Janeiro, Brasil) para seccionar os condutos de alimentação

da peça e retirar os excessos grosseiros. O acabamento foi realizado com pontas diamantadas cônicas (KG-Sorensem, São Paulo, Brasil), e o polimento, com borrachas para polimento (KG-Sorensem, São Paulo, Brasil), na seqüência verde, azul e cinza. Em seguida, foi utilizado feltro com pasta para polimento (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Alemanha), montados em peça reta (Figuras 35 e 36).



Figura 35



Figura 36

Figura 35: “UCLA” após fundição e calcinação e; e Figura 36: Tampa, parafuso e “UCLA”.

Para a captura dos cliques, a barra foi encaixada nos orifícios dos “UCLAs” e esses parafusados sobre os análogos fixados no modelo laboratorial (Figura 37). O espaçador e o clipe metálico foram acoplados à barra (Figura 38).



Figura 37



Figura 38

Figura 37: Tampa para o “UCLA”, parafuso de titânio, “UCLAs”, barra e modelo laboratorial; e Figura 38: Espaçador e clipe metálicos posicionados.

Flexitime (Heraeus Kulzer Dental, Hanau, Alemanha), silicone polimerizado por reação de adição, foi manipulado segundo as recomendações do fabricante e adaptada sobre a barra, deixando exposto somente o clipe a ser capturado (Figura 39). Para a captura utilizou-se outro cilindro de PVC com 2 cm de altura por 4 cm de diâmetro contendo resina acrílica ativada quimicamente (Vipi Flash, Dental Vipi, São Paulo, Brasil), com alívio na região correspondente à barra (Figura 40).



Figura 39



Figura 40

Figura 39: Clipe laboratorial e silicone adaptados à barra; e Figura 40: cilindro de PVC com alívio.

Foi confeccionado um anel espaçador com cilindro de PVC medindo 3 mm de altura por 4 cm de diâmetro (Figura 28). A principal função do anel espaçador era ser posicionado entre o modelo de laboratório contendo a barra, o clipe e o silicone adaptado, e o cilindro de PVC com o alívio para a barra, durante a captura do clipe. Dessa forma, quando as 2 partes foram submetidas aos ensaios de ciclagem mecânica e de resistência à tração, sempre existia um espaço de aproximadamente 3 mm entre eles, que impedia que se tocassem. Na região de alívio foi inserida resina acrílica ativada quimicamente na fase fluída (figura 40) (Vipi Flash, Dental Vipi, São Paulo, Brasil), o anel espaçador foi posicionado, e sobre ele foi colocado o modelo laboratorial com a barra, o clipe e o silicone adaptado, realizando a captura do clipe (Figura 41).

Após a captura, rebarbas de resina fixadas à parede do clipe foram removidas com sonda exploradora nº 5 com o objetivo de não interferir durante os ensaios (Figura 42). Dessa forma, foram obtidos os corpos-de-prova do sistema da 3i, compostos por duas partes: a barra e o clipe, que foram submetidos aos ensaios de ciclagem mecânica e resistência à tração.



Figura 41



Figura 42

Figura 41: Clipe capturado; e Figura 42: Paredes livres de resina.

4.2.1.4. Confeção dos corpos-de-prova – SIN - Sistema de Implante Nacional:

O Sistema de retenção do tipo Barra-clipe da SIN - Sistema de Implante Nacional (SIN - Sistema de Implante Nacional Ltda, São Paulo, Brasil) é composto por 2 barras calcináveis com secção transversal em formato cilíndrico, 1 clipe metálico, e 1 espaçador (Figuras 43).

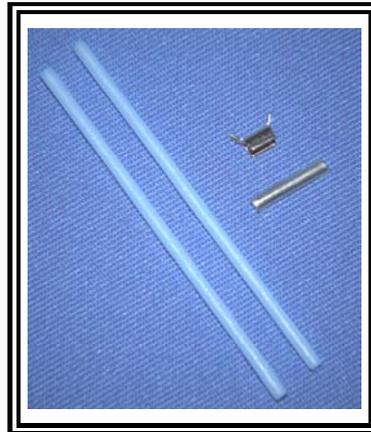


Figura 43: 2 barras plásticas, 1 clipe e 1 espaçador.

As barras calcináveis foram seccionadas com aproximadamente 18 mm de comprimento (Figura 44).

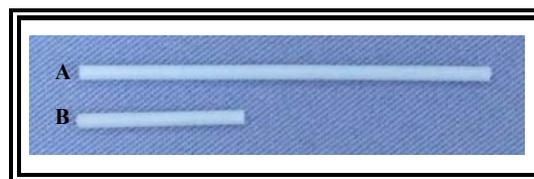


Figura 44: Barra inteira (A) e seccionada (B).

Em seguida, foram realizados os processos de inclusão, fundição, acabamento e polimento. Para inclusão e fundição das barras, foi utilizado o revestimento Heat Shock (Polidental, Cotia, São Paulo) e liga de Ni-Cr (Verabond II, Albadent Inc., EUA) com 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. Após a fundição realizaram-se os procedimentos de acabamento e polimento. Dessa forma, foram realizados os jateamentos das amostras com óxido de alumínio malha 100 (3M do Brasil, Campinas, São Paulo), para a remoção do material de inclusão. Posteriormente, foram utilizados discos de carborundum (SS-White, Rio de Janeiro, Brasil) para seccionar os condutos de alimentação da peça e retirar os excessos grosseiros. O acabamento foi realizado com pontas diamantadas cônicas (KG-Sorensem, São Paulo, Brasil), e o polimento, com borrachas para polimento (KG-Sorensem, São Paulo, Brasil), na seqüência

verde, azul e cinza. Em seguida, foi utilizado feltro com pasta (Ivocalir Vivadent, Liechtenstein, Alemanha) para polimento, montados em peça reta (Figura 45).

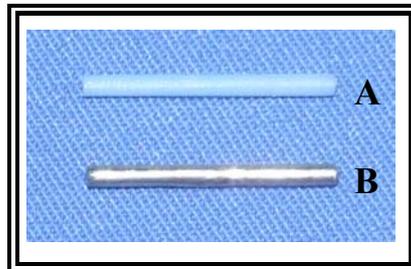


Figura 45: Barra plástica (A) e barra fundida (B).

Todas as etapas de acabamento e polimento foram realizadas tomando-se o cuidado de não alterar o diâmetro da barra, verificado com paquímetro eletrônico digital (Starret®, Itu, São Paulo), com resolução de 0,01 mm como ilustram as Figuras 46 e 47.



Figura 46



Figura 47

Figura 46: Paquímetro eletrônico avaliando diâmetro da barra na forma de polímero; e

Figura 47: Paquímetro eletrônico avaliando diâmetro da barra fundida.

Para a fixação das barras para que os sistemas pudessem ser submetidos aos ensaios de ciclagem mecânica e de resistência à tração, foram utilizados: 2 pilares cilíndricos do tipo “UCLA” em acrílico, com diâmetro de 3,75 mm (Conexão® Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil), discos de carborundum para reduzir suas alturas em 6 mm (Figura 7), 2 parafusos “UCLAs” sextavados em Titânio (Conexão® Sistemas de Prótese,

São Paulo, Brasil) e uma chave hexagonal com diâmetro de 1,17 (Conexão® Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil) (Figura 8).

Os “UCLAs” calcináveis foram parafusados sobre o modelo de laboratório, para que em seguida, fossem perfurados com uma broca esférica nº 8, montada em contra-ângulo. As perfurações foram realizadas com diâmetro equivalente ao das barras SIN (1,7 mm), a uma distância de 1,70 mm em relação ao topo dos “UCLAs”. Todas as medidas foram verificadas com paquímetro eletrônico digital (Starret®, Itu, São Paulo) com resolução de 0,01mm.

As barras foram posicionadas nos orifícios dos “UCLAs” para que fosse vertida cera no pequeno espaço existente entre o “UCLA” e a barra, permitindo portanto, a sua adaptação. Duas tampas para os “UCLAs” também foram enceradas, com o objetivo de evitar a movimentação das barras durante os ensaios. Em seguida, foram realizados os processos de inclusão, fundição, acabamento e polimento. Para inclusão e fundição dos “UCLAs” e de suas tampas, foi utilizado o revestimento Heat Shock (Polidental, Cotia, São Paulo) e liga de Ni-Cr (Verabond II, Albadent Inc., EUA) com 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. Após a fundição realizaram-se os procedimentos de acabamento e polimento. Dessa forma, foi realizado o jateamento com óxido de alumínio malha 100 (3M do Brasil, Campinas, São Paulo), para a remoção do material de inclusão, além de discos de carborundum (SS-White, Rio de Janeiro, Brasil) para seccionar os condutos de alimentação da peça e retirar os excessos grosseiros. O acabamento foi realizado com pontas diamantadas cônicas (KG-Sorensem, São Paulo, Brasil), e o polimento, com borrachas para polimento (KG-Sorensem, São Paulo, Brasil), na seqüência verde, azul e cinza. Em seguida, foi utilizado feltro com pasta (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Alemanha) para polimento, montados em peça reta.

Para a captura dos cliques, a barra foi encaixada nos orifícios dos “UCLAs” e esses parafusados sobre os análogos fixados no modelo laboratorial. O espaçador e o clipe metálico foram acoplados à barra (Figura 48 e 49).

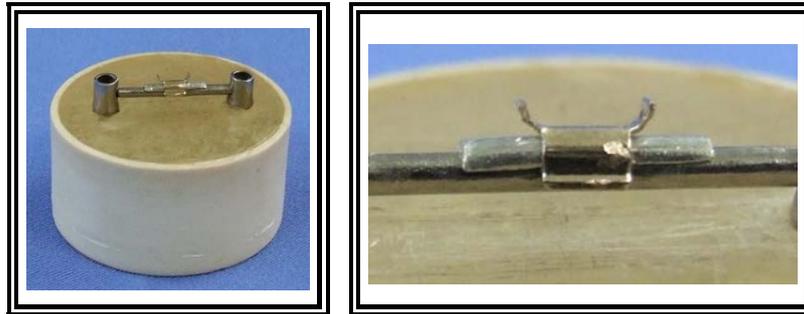


Figura 48 e 49: Clipe e espaçador acoplados à barra.

Flexitime (Heraeus Kulzer Dental, Hanau, Alemanha), um silicone polimerizado por reação de adição, foi manipulado segundo as recomendações do fabricante e adaptado sobre a barra, deixando exposto somente o clipe a ser capturado (Figura 50). Para a captura, confeccionou-se outro cilindro de PVC com 2 cm de altura por 4 cm de diâmetro contendo resina acrílica ativada quimicamente (Vipi Flash, Dental Vipi, São Paulo, Brasil) com alívio na região correspondente à barra (Figura 51).

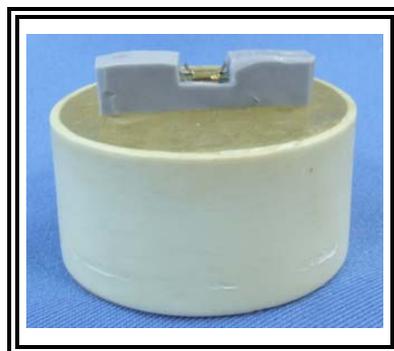


Figura 50



Figura 51

Figura 50: Clipe laboratorial e silicone adaptados à barra; e Figura 51: cilindro de PVC com alívio.

Foi confeccionado um anel espaçador com cilindro de PVC medindo 3 mm de altura por 4 cm de diâmetro (Figura 28). A principal função do anel espaçador era ser posicionado entre o modelo de laboratório contendo a barra, o clipe e o silicone adaptado, e o cilindro de PVC com o alívio para a barra, durante a captura do clipe. Dessa forma,

quando as 2 partes foram submetidas aos ensaios de ciclagem mecânica e de resistência à tração, sempre existia um espaço de aproximadamente 3 mm entre eles, que impedia que se tocassem. Na região de alívio foi inserida resina acrílica ativada quimicamente na fase fluída (Vipi Flash, Dental Vipi, São Paulo, Brasil), o anel espaçador foi posicionado, e sobre ele foi colocado o modelo laboratorial com a barra, o clipe e o silicone adaptado, realizando a captura do clipe (Figura 52). Após a captura, rebarbas de resina fixadas à parede do clipe foram removidas com sonda exploradora nº 5 com o objetivo de não interferir durante os ensaios (Figura 53). Dessa forma, foram obtidos os corpos-de-prova do sistema da SIN, compostos por duas partes: a barra e o clipe, que foram submetidos aos ensaios de ciclagem mecânica e resistência à tração.



Figura 52



Figura 53

Figura 52: Clipe capturado; e Figura 53: Paredes do clipe livres de resina.

4.2.2. Ensaio de Ciclagem Mecânica

Para realização do ensaio de ciclagem mecânica, utilizou-se uma máquina servo-hidráulica MTS 810 – Material Test System (MTS Corporation, Eden Prairie, Minnesota, EUA), ilustrada na figura (Figura 54).



Figura 54: Máquina servohidráulica de ensaios mecânicos – MTS 810.

Para a realização do ensaio, foi utilizado um programa denominado de Gerador de Função Senóide, no qual cada amostra foi submetida a 5500 ciclos, compreendendo união e separação dos componentes (GAMBOREMA *et al.*, 1997), correspondendo a aproximadamente 5 anos de uso de uma prótese, considerando-se que o paciente insere e remove a prótese 3 vezes ao dia. As amostras foram submetidas ao ensaio sempre imersas em saliva artificial, em temperatura ambiente (1.5 mM Ca, 3.0 mM P, 20.0 mM NaHCO₃, pH 7.0) (Birkeland, 1973), com frequência de 0,8 Hz, sendo a união e separação realizada ao longo do eixo longitudinal dos análogos dos implantes (Fromentin *et al.*, 1999; Setz *et al.*, 1998).

4.2.3. Ensaio de Resistência à Tração:

Durante o ensaio de ciclagem mecânica, foram realizadas 6 leituras a fim de observar o comportamento da força de retenção dos encaixes neste período. Para obtenção desses valores, utilizou-se o programa *Test Works for Test Star*, com célula de carga de 1

KN e velocidade do atuador de 1 mm/min (Ganborema *et al.*, 1997). As leituras obtidas foram: inicial; com 1.100 ciclos de união e separação dos componentes; 2.200 ciclos; 3.300 ciclos; 4.400 ciclos e 5.500 ciclos. Cada valor obtido corresponde à força máxima de retenção, sendo o resultado uma média de 5 valores absolutos registrados para cada barra em cada intervalo do ensaio de tração (Ganborema *et al.*, 1997; Fromentin *et al.*, 1999).

Para adaptação das amostras na máquina servo-hidráulica, foi confeccionado um dispositivo metálico constituído por 2 partes. Cada parte possui uma porção cilíndrica com 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 4 parafusos localizados ao redor desse cilindro. Na porção inferior dos dispositivos, existe um suporte metálico cilíndrico com 12 mm de diâmetro e 47 mm de comprimento, como ilustram as figuras (Figura 55, 56 e 57).



Figura 55



Figura 56



Figura 57

Figura 55: Dispositivo metálico, face inferior; e Figura 56: Dispositivo metálico, vista superior; e Figura 57: Modelos laboratoriais adaptados aos dispositivos.

O suporte metálico cilíndrico localizado na parte inferior destes dispositivos permite a sua fixação 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 adaptado à célula de carga. O outro dispositivo foi adaptado ao mordente do atuador, situado na parte inferior, juntamente com um recipiente plástico que possuía a função de permitir a imersão dos corpos-de-prova em saliva artificial, como ilustra a figura 58.



Figura 58: Dispositivos posicionados na máquina MTS: (A) célula de carga; (B) dispositivo metálico; (C) recipiente plástico; e (D) mordente inferior.

No dispositivo localizado no mordente inferior da máquina, foi adaptado o cilindro de PVC contendo os análogos com as barras metálicas parafusadas, de acordo com o grupo a ser ensaiado. O cilindro contendo o clipe era adaptado à célula de carga, para que essa fosse lentamente abaixada até que o clipe pudesse ser encaixado na barra, garantindo assim a adaptação dos componentes protéticos. Desta forma, ambos cilindros contendo os corpos-de-prova foram fixados em seus respectivos dispositivos e imersos em saliva artificial (Figura 59).

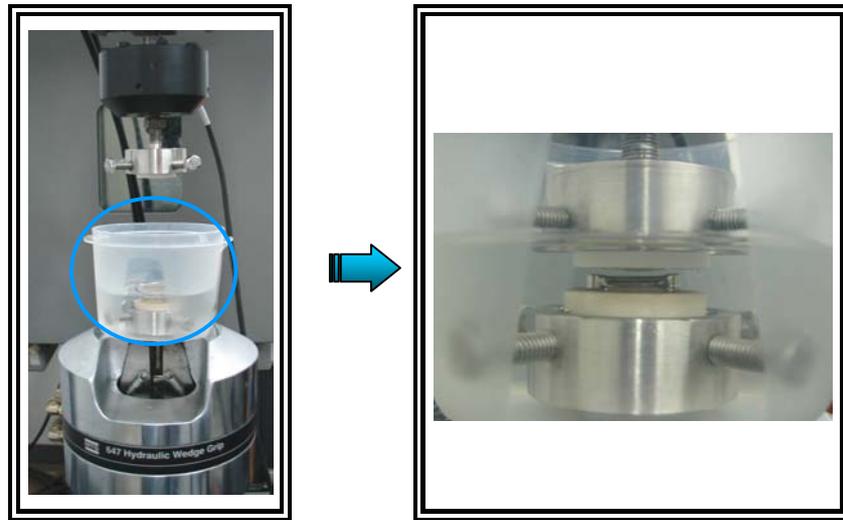


Figura 59: Amostra posicionada nos dispositivos, imersa em saliva artificial.

4. 3. 1. Delineamento estatístico

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

4. 3. 2. 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 diferentes sistemas. Uma vez estabelecidos níveis do fator sistemas (Conexão, Sterngold-Implamed, 3i e SIN), foi determinada uma subdivisão destas parcelas de forma a serem implantados os níveis de fator tipo do clipe (de polímeros e metálicos). Por fim, os tipos foram subdivididos nos níveis do fator número de ciclos (0, 1100, 2200, 3300, 4400, 5500). Foi estabelecido nível de significância de 5%.

5. Resultados

As médias das forças de retenção em função da relação sistemas e ciclos, compreendidos em união e separação dos componentes, estão representados nas figuras 60, 61, 62 e 63 e tabelas 2, 3, 4 e 5.

A tabela 2 e a figura 60 ilustram a comparação das médias de retenção do sistema da Conexão em relação aos números de ciclos.

A tabela 2 e a figura 60 mostram que a retenção inicial do clipe do sistema da Conexão apresentou diferença estatisticamente significativa somente após 4.400 ciclos de união e separação, com seqüente aumento na força de retenção. As forças de retenção entre 1.100 ciclos e 3.300 não apresentaram diferença estatisticamente significativa em relação à força de retenção inicial e após 4.400 ciclos.

Tabela 2: Média de retenção da interação entre o sistema da Conexão e número de ciclos.

Sistema\Ciclos	0	1.100	2.200	3.300	4.400	5.500
Conexão	28,47 a	34,35 ab	38,18 ab	39,32 ab	42,91 b	45,26 b

Médias seguidas por letras minúsculas iguais em linha não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey, em nível de 5% de probabilidade.

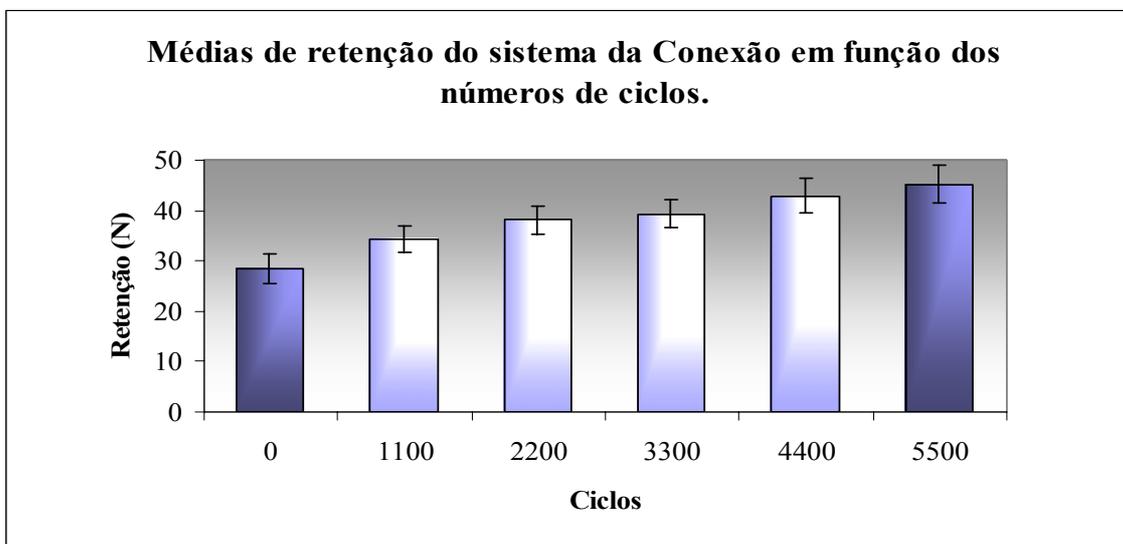


Figura 60: Representação gráfica da média de retenção da interação entre o sistema da Conexão e número de ciclos.

A tabela 3 e a figura 61 ilustram a comparação das médias de retenção do sistema da Sterngold-Implamed em relação aos números de ciclos.

A tabela 3 e a figura 61 apontam que a retenção inicial do clipe do sistema da Sterngold-Implamed apresentou diferença estatisticamente significante após 2.200 ciclos de união e separação dos componentes, com seqüente aumento na força de retenção. A força de retenção com 1.100 ciclos não apresentou diferença estatisticamente significante em relação à força de retenção inicial e após 2.200 ciclos.

Tabela 3: Média de retenção da interação entre o sistema da Sterngold-Implamed e número de ciclos.

Sistema\Ciclos	0	1.100	2.200	3.300	4.400	5.500
Sterngold	22,70 a	30,05 ab	34,05 b	37,32 b	39,08 b	41,78 b

Médias seguidas por letras minúsculas iguais em linha não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey, em nível de 5% de probabilidade.

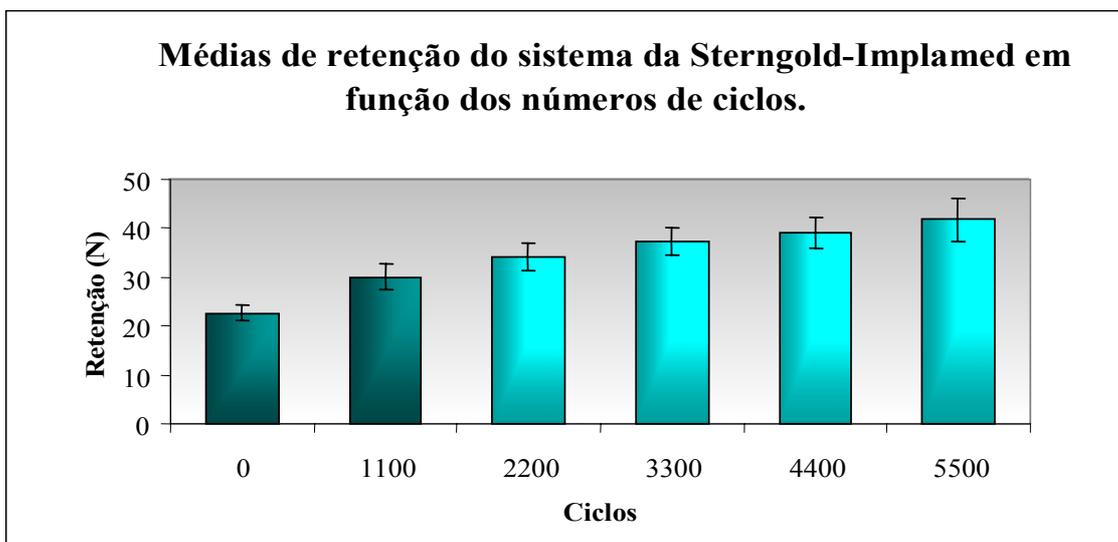


Figura 61: Representação gráfica da média de retenção da interação entre o sistema da Sterngold-Implamed e número de ciclos

A tabela 4 e a figura 62 ilustram a comparação das médias de retenção do sistema da 3i em relação aos números de ciclos.

A tabela 4 e a figura 62 mostram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os ciclos no sistema da 3i, apesar do aumento numérico da força de retenção.

Tabela 4: Média de retenção da interação entre o sistema da 3i e número de ciclos.

Sistema\Ciclos	0	1.100	2.200	3.300	4.400	5.500
3i	20,59 a	27,27 a	29,67 a	29,82 a	28,59 a	28,60 a

Médias seguidas por letras minúsculas iguais em linha não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey, em nível de 5% de probabilidade.

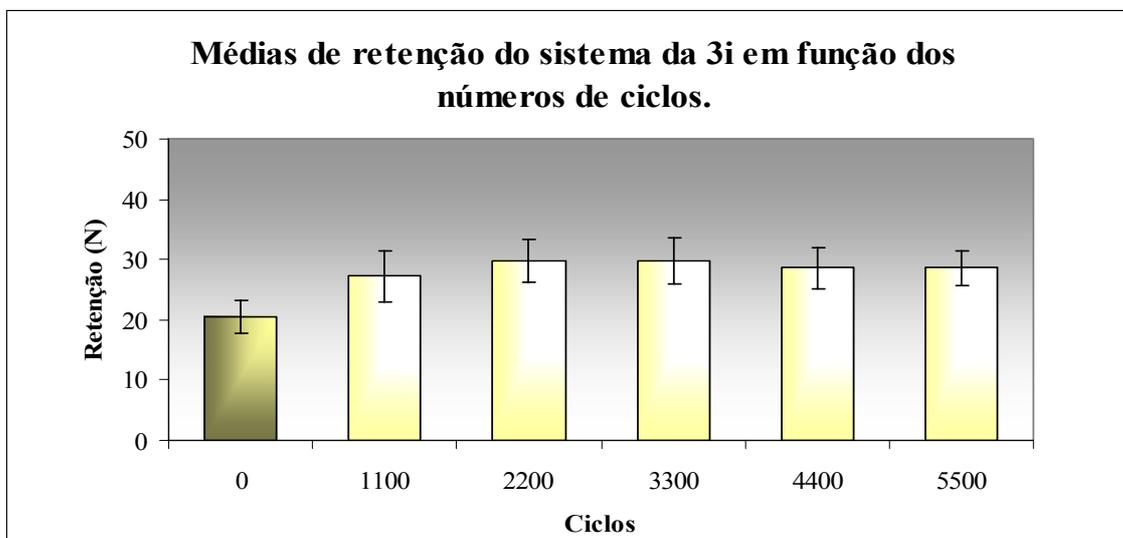


Figura 62: Representação gráfica da média de retenção da interação entre o sistema da 3i e número de ciclos.

A tabela 5 e a figura 63 ilustram a comparação das médias de retenção do sistema da SIN em relação aos números de ciclos.

A tabela 5 e a figura 63 apontam que a retenção inicial do clipe do sistema da SIN apresentou diferença estatisticamente significativa após 5.500 ciclos de união e separação, com seqüente aumento na força de retenção. As forças de retenção entre 1.100 ciclos e 4.400, não apresentaram diferença estatisticamente significativa em relação à força de retenção inicial e após 5.500 ciclos.

Tabela 5: Média de retenção da interação entre o sistema da SIN e número de ciclos.

Sistema\Ciclos	0	1.100	2.200	3.300	4.400	5.500
SIN	10,16 a	17,05 ab	15,68 ab	18,88 ab	19,84 ab	24,44 b

Médias seguidas por letras minúsculas iguais em linha não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey, em nível de 5% de probabilidade.

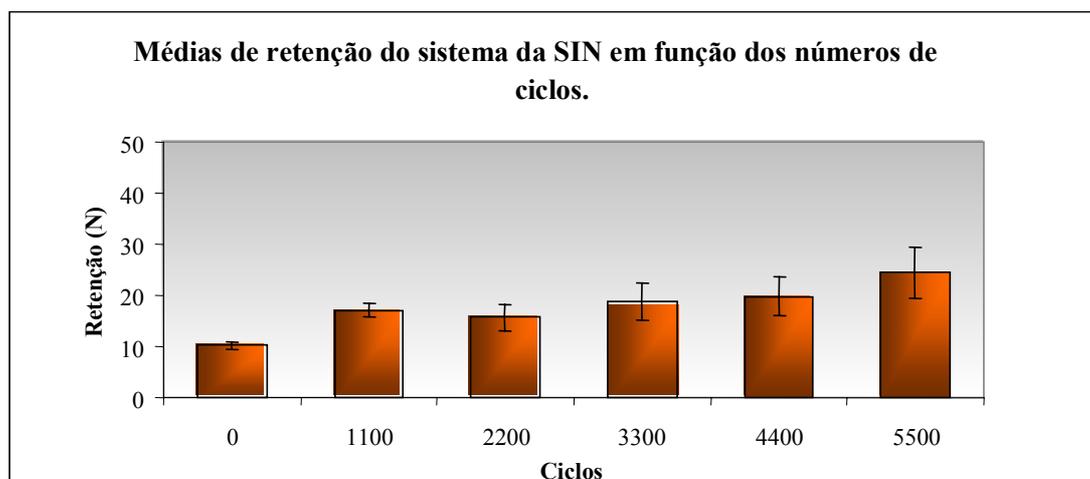


Figura 63: Representação gráfica da média de retenção da interação entre o sistema da SIN e número de ciclos.

As médias das forças de retenção em função da relação tipos de cliques (de polímeros e metálicos) e ciclos de união e separação dos componentes estão representados nas figuras 64 e 65 e tabelas 6 e 7.

A tabela 6 e a figura 64 ilustram a comparação das médias de retenção dos sistemas Conexão e Sterngold-Implamed (clipes de polímeros) em relação aos números de ciclos.

A tabela 6 e a figura 64 mostram que força de retenção entre os sistemas da Conexão e Sterngold-Implamed não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si, dentro de cada ciclo.

Tabela 6: Média de retenção da interação entre os sistemas da Conexão e Sterngold-Implamed (clipes de polímeros) e número de ciclos.

Sistemas\Ciclos	0	1.100	2.200	3.300	4.400	5.500
Conexão	28,47 a	34,35 a	38,18 a	39,32 a	42,91 a	45,26 a
Sterngold	22,7 a	30,05 a	34,05 a	37,32 a	39,08 a	41,78 a

Médias seguidas por letras minúsculas iguais em coluna não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey, em nível de 5% de probabilidade.

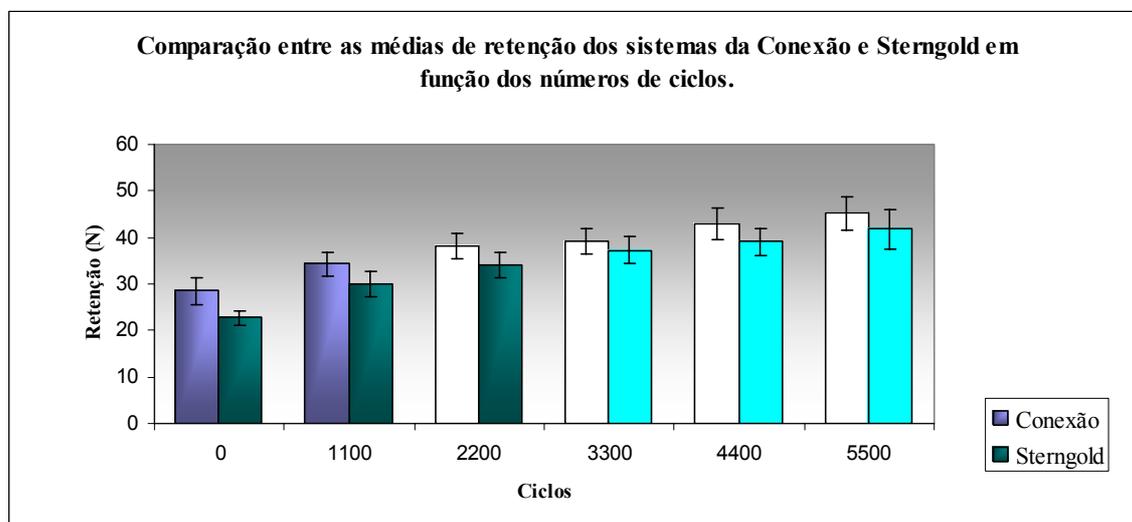


Figura 64: Representação gráfica da média de retenção da interação entre os sistemas e número de ciclos.

A tabela 7 e a figura 65 ilustram a comparação das médias de retenção dos sistemas da 3i e SIN (clipes metálicos) em relação aos números de ciclos.

A tabela 7 e a figura 65 mostram que força de retenção entre os sistemas da 3i e SIN apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si dentro dos ciclos: inicial, 1.100, 2.200, 3.300, 4.400, porém essa diferença deixou de existir após os 5.500 ciclos de união e separação.

Tabela 7: Média de retenção da interação entre os sistemas da 3i e SIN (clipes metálicos) e número de ciclos.

Sistemas\Ciclos	0	1.100	2.200	3.300	4.400	5.500
3i	20,59 a	27,27 a	29,67 a	29,82 a	28,59 a	28,60 a
SIN	10,16 b	17,05 b	15,68 b	18,88 b	19,84 b	24,44 a

Médias seguidas por letras minúsculas iguais em coluna não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey, em nível de 5% de probabilidade.

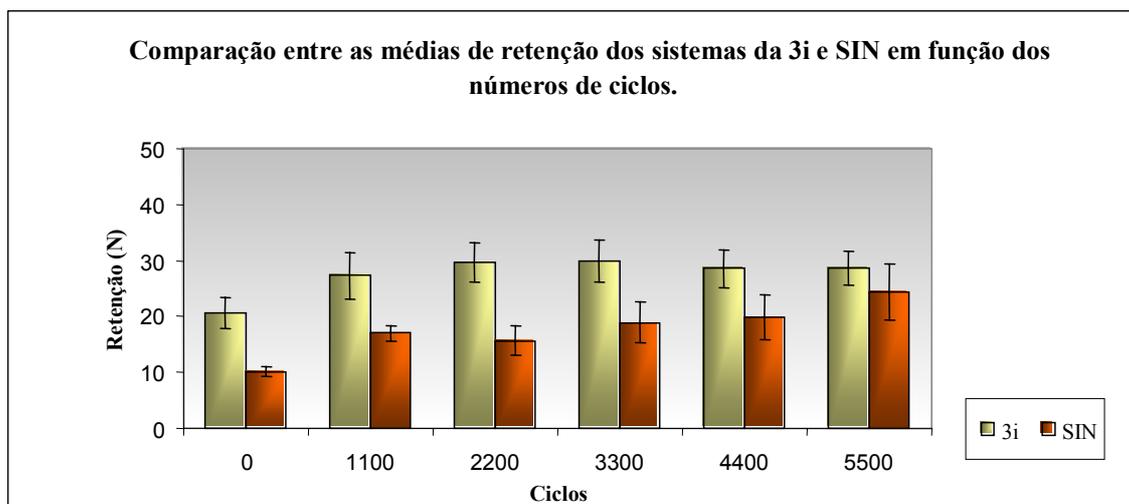


Figura 65: Representação gráfica da média de retenção da interação entre os sistemas e número de ciclos.

A tabela 8 mostra a comparação das médias de retenção entre os sistemas, independente do tipo de clipe, em relação aos números de ciclos; além das médias de força de retenção dentro dos sistemas de retenção em relação aos ciclos de união e separação dos componentes.

A comparação das médias de retenção entre os sistemas, independente do tipo de clipe, em relação aos números de ciclos, a tabela 8 indica que: Inicialmente e após 1.100, 2.200 e 3.300 ciclos apenas o sistema de retenção da SIN apresentou diferença estatisticamente significante em relação aos demais sistemas. Com 4.400 ciclos, o sistema SIN apresentou diferença significante em relação à Conexão e a Sterngold. Porém, os sistemas Sterngold-Implamed e 3i não apresentaram diferença estatisticamente significante entre si. O sistema Conexão e Sterngold não apresentaram diferença entre si; já, os sistemas 3i e SIN apresentaram diferença entre si. O sistema Conexão e 3i apresentaram diferença estatisticamente significante entre si. Após 5.500 ciclos de união e separação, o sistema Conexão e Sterngold, não diferiram entre si, da mesma forma que a 3i e a SIN, apesar da Conexão e Sterngold apresentarem diferença estatisticamente significante em relação à 3i e SIN.

As médias de retenção de força nos sistemas em relação aos ciclos de união e separação, não serão descritos novamente, pois foram detalhados nas 4 primeiras tabelas.

Tabela 8: Comparação das médias de retenção entre os sistemas, em relação ao número de ciclos, estudados por meio do teste de Tukey, em nível de significância de 5%.

Sistema\Ciclos	0	1.100	2.200	3.300	4.400	5.500
Conexão	28,47 A, a	34,35 A, ab	38,18 A, ab	39,32 A, ab	42,91 A, b	45,26 A, b
Sterngold	22,70 A, a	30,05 A, ab	34,05 A, b	37,32 A, b	39,08AB, b	41,78 A, b
3i	20,59 A, a	27,27 A, a	29,67 A, a	29,82 A, a	28,59 B, a	28,60 B, a
SIN	10,16 B, a	17,05 B, ab	15,68 B, ab	18,88 B, ab	19,84 C, ab	24,44 B, b

Médias seguidas das mesmas letras maiúscula na coluna, não diferem entre si, pelo teste de Tukey, em nível de 5% de probabilidade. Médias seguidas das mesmas letras minúscula na linha, não diferem entre si, pelo teste de Tukey, em nível de 5% de probabilidade.

6. Discussão

A Função do cirurgião dentista em devolver os elementos dentais perdidos pelo paciente não se restringe a restabelecer apenas estética, mas também função e conforto. Para isso, é importante que se obtenha retenção e estabilidade das próteses (Gilmore, 1913). Dessa forma, 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 a função (Breeding, 1996).

Este aspecto se torna importante se for considerado 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 dentes 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 (Walton, 1995; Rigdon 1996).

Neste estudo, foi avaliado o comportamento da retentividade de 4 sistemas de encaixes do tipo barra-clipe para *Overdentures*, comparando os valores da força de retenção obtidos ao longo de um ensaio de ciclagem mecânica. O sistema de encaixe do tipo barra-clipe foi selecionado para este trabalho, visto que é um dos sistemas de retenção mais utilizados pelos profissionais, no caso de 2 implantes mandibulares, por ser um encaixe resiliente e assim, permitir movimentação da prótese (Ben-ur *et al.*, 1996). Estes encaixes distribuem as forças mastigatórias entre as estruturas de suporte, diminuindo a carga sobre os pilares em cerca de 45 a 55% (Rigdon, 1996), além de ser o sistema de preferência dos pacientes por prover melhor retenção quando comparado aos sistemas de retenção individuais (Naert, 1994).

Foram estudados 2 sistemas de retenção nacionais (Conexão e SIN), e 2 importados (Sterngold-Implamed e 3i). Cada um deles apresenta um tipo de clipe de polímero ou metálico, respectivamente. A metodologia utilizada foi proposta por Gamborema *et al.* (1997) e por Fromentin *et al.* (1999), sendo adotado 5.500 o número máximo 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 união e separação dos componentes foram realizados no sentido do longo eixo do implante, visto que, segundo Gallina (2001), devem-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 na carga funcional, os sistemas de encaixes sofrem desgastes, resultado da fricção entre os componentes, acarretando diminuição o valores de retenção. O mesmo foi citado por Breeding *et al.* (1996), considerando que movimentos entre clipe e barra, durante atividades da função e parafunção, colocação e remoção da prótese poderiam provocar diminuição da retentividade. Este fato poderia ser devido ao desgaste da barra, do clipe ou a combinação destes fatores.

Walton *et al.*, (1995) mensuraram e compararam a força de retenção de cliques metálicos e de polímeros utilizados para reter *Overdentures*, observando diminuição de aproximadamente 12% nos valores de força de retenção. Breeding (1996) e Epstein (1999), também comprovaram em suas pesquisas, diminuição nos valores da força de retenção dos componentes para *Overdentures*.

Por outro lado, estudos indicam que os valores da força de retenção dos sistemas de encaixe podem aumentar ao invés de diminuir. Gamborema (1997) observou aumento nos valores de retenção ocorrido em 3.000 e 3.500 ciclos devido à deformação nos componentes de polímeros, observada no exame de microscopia. Setz *et al.* (1998) sugeriram que esse aumento da rugosidade superficial dos componentes, e que este trabalho

fosse realizado *in vivo*, algumas condições intrabucais influenciariam os resultados, podendo causar deformação plástica dos componentes, menor retenção ou mesmo fratura.

Fromentin *et al.* (1999), constataram através de microscopia eletrônica, que as partes de polímeros dos elementos constituintes sofreram deformação devido às forças geradas durante o ensaio, que pode ter causado aumento nos valores da força de retenção. Além disso, outra provável causa seria a expansão térmica do polímero durante o ensaio. Este conceito explica o fato da ocorrência de aumento nos valores da força de retenção das tabelas 2 e 3 e figuras 60 e 61.

No presente estudo, observa-se na tabela 6 e figura 64 que as forças de retenção dos sistemas da Conexão e Sterngold-Implamed (clipes de polímeros) não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si. Mensurando os clipes retentivos de ambos os sistemas, através de um paquímetro eletrônico digital Starret®, com precisão de 0,01 mm, observa-se que, o clipe da Conexão apresenta espessura de aleta maior que o da Sterngold-Implamed (1,20 mm e 0,60 mm, respectivamente). Além disso, o clipe do sistema da Conexão também apresenta largura maior que o da Sterngold-Implamed (7,25 mm e 5,0 mm, respectivamente), apresentando maior área friccional, e quanto maior a fricção, maior a retenção (Nagaoka *et al.*, 1980). Porém, a força de retenção máxima é mensurada quando essas aletas ultrapassam a parte retentiva da barra que corresponde ao seu diâmetro. A distância entre as aletas do clipe do sistema da Conexão é de 1,80 mm, enquanto que o da Sterngold-Implamed é de 0,90 mm. Já as barras apresentam: 2,03 mm a da Conexão e 1,80 a da Sterngold-Implamed. Dessa forma, um espaço de abertura menor entre as aletas do clipe apresentará maior resistência ao passar pela área retentiva da barra, aumentando assim a força de retenção. Como se pode observar, a distância entre as aletas do clipe da Conexão, enquanto as barras apresentam praticamente os mesmos diâmetros. Além disso, o clipe do sistema da Conexão é fabricado com o material teflon (Dureza Shore A de 55 a 59) (Michael, 1995), enquanto que, o da Sterngold-Implamed é fabricado com nylon (Dureza Shore D de 75 a 85) (Michael, 1995), que apresenta dureza superior ao teflon. O clipe da Conexão apresenta tamanho maior, e portanto, maior área friccional e

maior resistência, porém as características e as propriedades mecânicas do clipe da Sterngold tornam as forças retentivas desses cliques semelhantes, o que justifica a ausência de diferença estatisticamente significante entre eles.

Avaliando as tabelas 4 e figura 62, podemos observar que houve sucessivo aumento numérico na força de retenção com queda após 4.400 ciclos de união e separação. O mesmo acontece na tabela 5 e figura 63, em que ocorreu queda na força de retenção após 2.200 ciclos e sucessivo aumento após 3.300 ciclos. Essa perda com sucessivo aumento na força de retenção pode ser explicada da seguinte forma: quando um material recebe tensão abaixo de seu limite elástico e logo depois 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) (Walton, 1995). Este conceito explicaria o fato da ocorrência de aumento nos valores da força de retenção, com sucessiva queda e posterior aumento dos valores de força de retenção.

Quando comparamos os sistemas de retenção com cliques metálicos (SIN e 3i) na tabela 7 e figura 65, podemos observar que apenas na mensuração após 5.500 ciclos de inserção houve diferença estatisticamente significante entre os sistemas.

O clipe da 3i apresenta espessura de aleta de 0,5 mm enquanto o da SIN 0,3 mm, sendo a largura idêntica para os 2 sistemas (2,5 mm). Além disso, a liga utilizada para as suas fabricações é similar (ouro/prata 75%). A distância entre a parte retentiva das aletas do clipe do sistema da 3i é de 1,50 mm, e o da SIN 1,70 mm. As barras apresentam os seguintes diâmetros: 1,8 mm da 3i e 1,7 mm da SIN. Dessa forma, a distância entre a parte retentiva das aletas do clipe da 3i é menor que o da SIN, enquanto que o diâmetro da barra, maior, assim como a espessura da aleta. Como a força de retenção máxima é mensurada quando essas aletas ultrapassam a parte retentiva da barra que corresponde ao seu diâmetro, um espaço de abertura menor entre as aletas do clipe e aletas mais espessas irão apresentar

maior resistência ao passar pela área retentiva da barra, aumentando a força de retenção. Provavelmente isso tenha influenciado os valores de força de retenção, justificando a diferença estatisticamente significativa nos valores de força de retenção apresentados por esses sistemas, até 4.400 ciclos de união e separação dos componentes. Porém, após 5.500 ciclos, essa diferença estatisticamente significativa deixou de existir. Provável explicação para esse fato é que o sistema da 3i apresentou forças de retenção com valores estatisticamente mais elevados e estáveis, enquanto o sistema da SIN, valores estatisticamente inferiores e menos estáveis. Fatores tais como a deformação dos cliques pode ter ocorrido (Gamborema, 1997; Fromentin *et al.*, 1999), provocando aumento na força de retenção do sistema da SIN. Esse aumento na força de retenção foi responsável pelo comportamento semelhantes dos sistemas após 5.500 ciclos.

Comparando as médias de retenção entre os sistemas, independentemente do tipo de clipe, em relação aos números de ciclos, podemos observar que o sistema da SIN apresentou diferença estatisticamente significativa das demais, nos períodos entre 0 e 3.300 ciclos. Provavelmente isso ocorreu devido às características de seu clipe, que apresenta uma espessura de aleta mais fina quando comparado com os demais sistemas (0,3 mm), à distância entre a parte retentiva das aletas (1,70 mm), além do menor diâmetro da barra, o que explica a menor força de retenção desse sistema. Após 4.400 ciclos, os sistemas da Conexão e Sterngold-Implamed não apresentaram diferença entre si, porém os sistemas da 3i e SIN apresentaram diferença estatisticamente significativa, como já discutido anteriormente. O sistema SIN apresentou diferença significativa em relação à Conexão e Sterngold, provavelmente devido às características dos cliques e barras: a espessura da aleta do clipe da SIN é de 0,3 mm, enquanto da Conexão é de 1,20 mm e da Sterngold 0,6 mm. Além disso, a largura do clipe da SIN é de 2,5 mm, enquanto da Conexão e Sterngold são respectivamente 7,25 e 5 mm. A distância entre as aletas do clipe da SIN e o diâmetro da barra é de 1,70 mm, já a distância entre as aletas do clipe da Conexão e o diâmetro da barra são: 1,8 mm e 2,03 mm, e o da Sterngold 0,90 e 1,8 mm. Todas essas características explicam a menor força de retenção do sistema da SIN quando comparado com os sistemas da Sterngold e Conexão. Já os sistemas Sterngold-Implamed e 3i não apresentaram

diferença estatisticamente significativa entre si, provavelmente devido às semelhanças em relação às características dos cliques e barras desse sistema. A espessura da aleta desses sistemas é: 0,6 mm o da Sterngold e 0,5 mm o da 3i. Além disso, o diâmetro das barras nesses sistemas é o mesmo (1,8 mm). O sistema Conexão e 3i apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si, sendo que o sistema da Conexão apresentou maior força de retenção. Provavelmente isso se deve, também, as características do clipe. O clipe da Conexão apresenta tamanho maior quando comparado ao da 3i, apresentando maior área friccional e, portanto, maior retenção. A largura do clipe da Conexão é de 7,25 mm, enquanto que o da 3i, 2,5 mm. A espessura da aleta é 1,2 e 0,5 mm, respectivamente. Após 5.500 ciclos de união e separação, o sistema Conexão e Sterngold, não diferem entre si, da mesma forma que o 3i e SIN, como já discutido anteriormente. Apesar da Conexão e Sterngold apresentarem diferença estatisticamente significativa em relação a 3i e SIN. Essa diferença estatisticamente significativa entre os cliques de polímeros e os metálicos ocorreu devido às diferenças nas suas características. É importante notar que com 4.400 ciclos os sistemas da 3i (clipe metálico) e Sterngold (clipe de polímero), não apresentaram diferenças entre si, porém com 5.500 ciclos o sistema da Sterngold apresentou um pequeno aumento na sua força de retenção, enquanto o clipe da 3i manteve os valores. Esse aumento na força de retenção que ocorreu no sistema da Sterngold, pode ter ocorrido devido à deformação do componente de polímero (Gamborema, 1997) ou devido à expansão térmica desse (Fromentin *et al.*, 1999). Dessa forma, esse aumento na força de retenção foi responsável pela diferença estatisticamente significativa entre os sistemas Sterngold e 3i, e portanto, entre os cliques metálicos e de polímeros.

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. Dessa forma, pode-se afirmar que os movimentos de remoção e inserção de uma *Overdenture* em determinada trajetória não seria causa principal na diminuição dos valores de retenção e/ou fratura dos componentes (Walton, 1995). 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 superaram o valor considerado como mínimo necessário (5N) para manter a prótese estável em posição (Lehmann & Arnim, 1978).

Em relação ao uso clínico, os sistemas que apresentam cliques de polímeros estariam mais indicados, pois, sistemas que apresentam maior força de retenção são os preferidos por pacientes, por proverem maior retenção e estabilidade das próteses (Cune *et al.*, 2005). Porém, quando comparado as características desses cliques, pode-se observar que o da Conexão apresenta uma haste vertical que facilita a sua captura na prótese. Já no sistema da Sterngold-Implamed, é necessário que se capture o clipe em laboratório, para posterior substituição do clipe laboratorial pelo clínico. É importante ressaltar que, preferencialmente a captura deve ser realizada na clínica, não em laboratório. Quando é realizada a captura diretamente na cavidade bucal do paciente, não estamos submetendo essa captura a possíveis erros, os quais modelos de gesso laboratoriais estão sujeitos, tais como, possíveis distorções dos materiais de moldagem, ou simplesmente devido à contração de cristalização do gesso. Ou seja, quando estamos nos referindo a reabilitação sobre implantes, em que forças transmitidas podem provocar problemas futuros, principalmente devido à ausência de ligamento periodontal e, portanto, ausência de movimentação (Ben-ur *et al.*, 1996), as situações reais, como captura do clipe na cavidade bucal, são preferíveis que a captura realizada em modelos, simulando a situação clínica. Já os cliques metálicos apresentam força de retenção inferior, porém, possuem aletas de fixação que se unem à resina acrílica da base da prótese, tornando a sua fixação bastante resistente, principalmente quando comparado com o clipe da Sterngold-Implamed, apesar da difícil captura desses sistemas na cavidade bucal, principalmente devido os seus tamanhos reduzidos.

Este estudo é importante em determinar o comportamento do sistema de retenção do tipo barra/clipe com cliques confeccionados e diferentes materiais, submetendo-

os a ensaio de fadiga por união e separação dos componentes. Entretanto, como qualquer estudo laboratorial, apresenta limitações, pois os esforços a que estes sistemas seriam submetidos em um estudo clínico seriam provavelmente mais complexos. Assim, seria interessante a realização no futuro de estudos clínicos, para confirmar ou não os achados preliminares deste estudo.

7. Conclusão

Dentro das limitações desse experimento foi possível concluir que:

1. Todas as marcas comerciais apresentaram retenção suficiente para uso clínico.
2. O ensaio de ciclagem mecânica não provocou diminuição nos valores de força de retenção ou fratura dos componentes.
3. Os sistemas barra-clipe da Conexão e Sterngold-Implamed apresentaram aumento nos valores de força de retenção, na medida em que o número de ciclos aumentava, diferente dos sistemas da SIN e 3i.
4. As barras-clipe que apresentaram cliques confeccionados em polímeros estão mais indicadas, pois apresentaram os maiores valores de força de retenção.

Referências

1. Achin R. The implant *Overdenture* and designed attachments in mandible. Dent Implantol Update. 1996; 7(3): 18-21.
2. Adell R, Lekholm U, Rockier B, Branemark PI. A 15-Year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg. 1981; 10: 387-416.
3. Attard NJ, Laporte A, Locker D, Zarb GA. A prospective study on immediate loading of implants with mandibular *Overdentures*: patient-mediated and economic outcomes. Int J Prosthodont. 2006; 19(1): 67-73.
4. Basker R, Watson C. Tongue control of upper complete dentures: a clinical hint. Br Dent J. 1991; 171(8): 237.
5. Ben-ur Z, Gorfil C, Schifman A. Anterior implants supported *Overdentures*. Quintessence International. 1996; 27(9): 603-6.
6. Bessimo CE, Guarneri A. In vitro retention force changes of prefabricated attachment for *Overdentures*. J Oral Rehab. 2003; 30(7): 671-8.
7. Birkeland JM. The effect of PH on the interaction of fluoride and salivary ions. Caries Res. 1973; 7: 114.
8. Bonachela WC, Rossetti PHO. *Overdentures: das raízes ao implantes osseointegrados. Planejamento tendências e inovações.* São Paulo: Livraria editora Santos, 2002.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada na norma do International Committee of Medical Journals Editors - Grupo Vancouver, Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

-
9. Botega DM; Mesquita MF; Henriques GEP ; Vaz LG . Retention force and fatigue strength of *Overdenture* attachment system. J Oral Rehab. 2004; 31; 884-889.
 10. Brewer AA, Morrow RM. *Overdenture*. St Louis: Mosby; 1980.
 11. Breeding LC, Dixon DL, Schmitt S. The effect of simulated function on the retention of bar-clip retained removable prostheses. J Prosthet Dent. 1996; 75(5): 570-573.
 12. Burns DR *et al.* Prospective Evaluation of Mandibular Implant *Overdentures*: Part II - Patient Satisfaction and Preference. J Prosthet Dent. 1995; 73(4); 364-9.
 13. Cardoso LAM; Mesquita MF. *Overdentures*. In DOMMITT SS. Prótese total imediata: Reaproveitamento dos dentes naturais. São Paulo: Ed Santos; 1996.
 14. Chung KH, Chung YC, Cagna RD, Cronin JR. Retention characteristics of attachment system for implant *Overdentures*. J Prosthodont. 2004; 13(4); 221-6.
 15. Cohen BI, Pagnillo M, Condos S. Comparitive Study of two precision *Overdenture* attachment designs. J Prosthet Dent 1999; 76: 145-52.
 16. Cune, M, van Kampen F, van der Bilt, Bosman F. Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant *Overdenture*: a cross-over clinical trial. Int J Prosthodont . 2005; 18(2): 99-105.
 17. Dudic A, Mericske-Stern R. Retention mechanisms and prosthetic complications of implant-supporte mandibular *Overdenture* long-term results. Clin Implant Dent Relat Res. 2002; 4(4): 212-9.
 18. Davidoff SR. Bar supported *Overdenture*. Dent Today. 1996: 15(9); 46-9.

-
19. Davis DM, Packer ME. Mandibular Overdenture stabilized by astra tech implants with either ball attachments or magnets: 5-year results. *Int J Prosthodont.* 1999; 12(3): 222-9.
 20. Epstein DD, Epstein PL. A clinical comparison of three overdenture anchors. *Compendium.* 1992; 13: 762-6.
 21. Epstein DD, Epstein PL. A potpourri of overdenture and study attachment systems. *Dentistry Today.* 1995; 14: 84-9.
 22. Epstein DD, Epstein PL, Cohen BI, Pagnillo MK. Comparison of the retentive properties of six prefabricated post overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent.* 1999; 82(5): 579-84.
 23. Fenton AH. The decade of Overdenture: 1970-1980. *J Prosthet Dent.* 1998; 79(1): 31-6.
 24. Fromentin O, Picard B, Tavernier B. *In vitro* study of retention and mechanical fatigue behavior of four implant *Overdenture* stud-type attachment. *Pract Periodont Aesthet Dent.* 1999; 11(3): 391-7.
 25. Gallina C, Pacheco JFM, Teixeira ER. Estudo *in vitro* da capacidade retentiva do sistema barra-clipe em liga de ouro overdenture. *Rev Odonto-Ciência.* 2001; 16(32): 7-12.
 26. Gamborema JL, Hazelton LR, NaBadalung D, Brudvik J . Retention of ERA Direct *Overdenture* attachment before and after fatigue loading. *Int J Prosthodont.* 1997; 10(2): 123-30.

-
27. Garret NR, Kapur KK, Hamada MO, Roumanas ED, Freymiller E, Han T Diener RM *et al.* A randomized clinical trial comparing the efficacy of mandibular implant supported overdentures and conventional denture in diabetic patients. Part II. Comparison of masticatory performance. *J Prosthet Dent.* 1998; 79(6): 632-40.
 28. Geertman ME, Slagter MA, Vant't Hof MAJ. Masticatory performance and chewing experience with implant-retained mandibular *Overdentures*. *J Oral Rehab.* 1999; 26: 7-13.
 29. Gilmore SF. A method of retention. *J Allied Dental.* 1913; 8: 118-22.
 30. Hug S, Montokoudis D, Mericske-Stern R. Clinical evaluation of 3 *Overdenture* concepts with tooth roots and implants: 2 years results. *Int J Prosthodont.* 2006; 19(3): 236-43.
 31. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegração e Reabilitação Oclusal*. São Paulo: editora Santos, 1997.
 32. Jemt T, Stalblad PA. The effect of chewing movements on changing mandibular complete overdenture. *J Prosthet Dent.* 1986; 55: 357-61.
 33. Kampen FV, Cune M, Van Der Bilt A, Bosman F. Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant *Overdenture* treatment: an in vivo comparison after 3 months of function. *Clin Oral Impl Res.* 2003; 14: 720-26.
 34. Lehmann KM, Arnim FV. Studies on the retention forces of snap-on attachments. *Quint Dent Technol.* 1978; 7: 45-8.
 35. Mensor MC. Attachment fixation for *Overdentures*. Part I. *J Prosthet Dent.* 1977; 37(4): 366-73.

36. Mesquita MF, Cardoso LAM. Prótese total imediata: Reaproveitamento dos Dentes Naturais. São Paulo: ed.-Santos, 1996.
37. Michael W. Tecnologia dos plásticos. São Paulo: editora Edgard Blücher, 1995.
38. Naert I, Quirynen M, Hooghe M. A comparative prospective study of splinted and unsplinted Brånemark implants in mandibular *Overdenture* therapy: A preliminary report. J Prosthet Dent. 1994; 71(5): 486-90.
39. Naert J, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D. A 5 year prospective randomized clinical trial on the influence on splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular *Overdenture*, prosthetic aspects and patient satisfaction . J Oral Rehab. 1999; 26: 195-202.
40. Nagaoka E, Nagayasu Y, Yamashita H, Matsushiro H, Okuno Yoshihiko. Study of retention in attachments for overdentures (II) o'ring attachment. J Osaka Univ Dent Sch. 1980; 20(12): 215-26.
41. Ormianer Z, Garg AK, Palti A. Immediate loading of implants *Overdentures* using modified loading protocol. Implant Dent. 2006; 15(1): 35-40.
42. Pavlatos J. Mandible implant-supported overdentures. CDS Rev. 1997; 90: 32-39.
43. Pavlatos J. Root-supported overdentures. CDS Rev. 1998; 91: 20-2.
44. Payne AG, Solomons YF. Mandibular implant-supported Overdentures: a prospective evaluation of the burden of prosthodontic maintenance with 3 different attachment systems. J Prosthodont. 2000; 13(3): 246-53.

-
45. Petropoulos VC, Smith W, Kousvelari E. Comparison of retention and release periods for implant Overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997; 12(2):176-85.
 46. Porter JA, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant Overdenture attachment. *J Oral Rehab*. 2002; 17(5): 651-62.
 47. Rigdon TF. The removable implant *Overdenture* - "Why didn't someone tell me that?" *J Oral Implantol*. 1996; 22(1): 59-62.
 48. Saygili G, Sahmali S. Retention forces of two magnetic systems compared with two precision attachments. *J Oral Sci*. 1998; 40(2): 61-4.
 49. 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*. 1998; 80(3): 323-29.
 50. Stewart RL, Edwards RO. Retention and wear of precision type attachments. *J Prosthet Dent*. 1983; 49(5): 482-86.
 51. Thayer HH, Caputo, AA. Effects of *Overdentures*. *J Prosthet Dent*. 1977; 37(4): 375-81.
 52. Timmerman R, Stoker GT, Wismeijer D, Oosterveld P, Vermeeren JI, van Wars MA. An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of participant satisfaction with three types of mandibular implant retained *Overdenture*. *J Dent Res*. 2004; 83(8): 630-633.
 53. Walton JN, Ruse D. In vitro changes in clips and bars used to retain implant *Overdentures*. *J Prosthet Dent*. 1995; 74(5): 482-486.

54. Walton JN, Macentee MI, Glick N. One-year prosthetic outcomes with implants *Overdentures*; a randomized clinical trial. *Int J Oral maxillofac Implants*. 2002; 17(3): 391-8.
55. Williams BH, Ochiai KT, Hojo S Nishimura R, Caputo AA. Retention of maxillary implant Overdenture bars on different designs. *J Prosthet Dent*. 2001; 86(6): 603-7.
56. Zitmann NU, Marinello CP. Decision-making and treatment planning in the edentulous mandible restored with fixed or removable implant prostheses. *World Dent*. 2001;1(2); disponível no [www.Worlddent .com](http://www.Worlddent.com).

Código do Projeto: Tese

**Delineamento experimental: comparação implantes de polímeros
Observações não transformadas**

Nome dos fatores

Fator	Nome
A	Implante
B	Ciclos

Quadro da análise de variância

Causas da variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	Valor F	Prob.>F
Implante	1	460.9487306	460.9487306	5.1098	0.02425
Ciclos	5	4192.5054831	838.5010966	9.2952	0.00001
IMP*Cic	5	37.2441381	7.4488276	0.0826	0.99296
Resíduo	108	9742.4951485	90.20822884		
Total	119	14433.1935003			

Média geral = 36.126915

Coefficiente de variação = 26.920%

Teste de Tukey para médias de implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Conexão	60	38.086832	38.086832	a	A
2	2	Sterngold	60	34.167000	34.167000	b	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 3.42589 – D.M.S. 1% = 4.52208

Teste de Tukey para médias de implante dentro do 0 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Conexão	10	28.472998	28.472998	a	A
2	2	Sterngold	10	22.709998	22.709998	a	A

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 1100 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Conexão	10	34.359998	34.359998	a	A
2	2	Sterngold	10	30.053998	30.053998	a	A

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 2200 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Conexão	10	38.182001	38.182001	a	A
2	2	Sterngold	10	34.054001	34.054001	a	A

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 3300 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Conexão	10	39.326001	39.326001	a	A
2	2	Sterngold	10	37.320001	37.320001	a	A

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 4400 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Conexão	10	42.912997	42.912997	a	A
2	2	Sterngold	10	39.084000	39.084000	a	A

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 5500 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Conexão	10	45.266998	45.266998	a	A
2	2	Sterngold	10	41.780005	41.780005	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 8.39169 – D.M.S. 1% = 11.07680

Teste de Tukey para médias de ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	6	5500	20	43.523502	43.523502	a	A
2	5	4400	20	40.998499	40.998499	a	AB
3	4	3300	20	38.323001	38.323001	ab	AB
4	3	2200	20	36.118001	36.118001	ab	AB
5	2	1100	20	32.206998	32.206998	bc	BC
6	1	0	20	25.591498	25.591498	c	C

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 8.68199 – D.M.S. 1% = 10.29181

Teste de Tukey para médias de ciclos dentro de conexão do fator implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	6	5500	10	45.266998	45.266998	a	A
2	5	4400	10	42.912997	42.912997	a	AB
3	4	3300	10	39.326001	39.326001	ab	AB
4	3	2200	10	38.182001	38.182001	ab	AB
5	2	1100	10	34.359998	34.359998	bc	AB
6	1	0	10	28.472998	28.472998	b	B

Teste de Tukey para médias de ciclos dentro de conexão do fator implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	6	5500	10	41.780005	41.780005	a	A
2	5	4400	10	39.084000	39.084000	a	AB
3	4	3300	10	37.320001	37.320001	ab	AB
4	3	2200	10	34.054001	34.054001	ab	AB
5	2	1100	10	30.053998	30.053998	bc	AB
6	1	0	10	22.709998	22.709998	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 12.27818 – D.M.S. 1% = 14.55481

Delineamento experimental: comparação implantes de polímeros**Transformação das observações segundo raiz (x + o)**

Fator	Nome
A	Implante
B	Ciclos

Quadro da análise de variância

Causas da variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	Valor F	Prob.>F
Implante	1	3.5276621	3.5276621	5.7269	0.01745
Ciclos	5	30.3384747	6.0676949	9.8504	0.00001
IMP*Cic	5	0.3840799	0.0768160	0.1247	0.98452
Resíduo	108	66.5260620	0.6159821		
Total	119	100.7762787			

Média geral = 5.940296

Coefficiente de variação: 13.212%

Teste de Tukey para médias de implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Conexão	60	6.111750	37.353482	a	A
2	2	Sterngold	1060	5.768842	33.279539	b	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 0.28310 – D.M.S. 1% = 0.37368

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 0 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Conexão	10	5.288899	27.972451	a	A
2	2	Sterngold	10	4.741105	22.478079	a	A

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 1100 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Conexão	10	5.823883	33.917618	a	A
2	2	Sterngold	10	5.433178	29.519423	a	A

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 2200 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Conexão	10	6.142295	37.727793	a	A
2	2	Sterngold	10	5.788350	33.504990	a	A

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 3300 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Conexão	10	6.236055	38.888387	a	A
2	2	Sterngold	10	6.059650	36.719354	a	A

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 4400 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Conexão	10	6.502496	42.282459	a	A
2	2	Sterngold	10	6.207291	38.530467	a	A

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 5500 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Conexão	10	6.676868	44.580562	a	A
2	2	Sterngold	10	6.383479	40.748798	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 0.69344 – D.M.S. 1% = 0.91532

Teste de Tukey para médias de ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	6	5500	20	6.530173	42.643161	a	A
2	5	4400	20	6.354894	40.384676	a	AB
3	4	3300	20	6.147853	37.796091	ab	AB
4	3	2200	20	5.965322	35.585072	ab	AB
5	2	1100	20	5.628531	31.680358	bc	BC
6	1	0	20	5.015002	25.150246	c	C

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 0.71743 – D.M.S. 1% = 0.85046

Teste de Tukey para médias de ciclos dentro de conexão do fator implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	6	5500	10	6.676868	44.580562	a	A
2	5	4400	10	6.502496	42.282459	a	A
3	4	3300	10	6.236055	38.888387	ab	AB
4	3	2200	10	6.142295	37.727793	ab	AB
5	2	1100	10	5.823883	33.917618	ab	AB
6	1	0	10	5.288899	27.972451	b	B

Teste de Tukey para médias de ciclos dentro de conexão do fator implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	6	5500	10	6.383479	40.748798	a	A
2	5	4400	10	6.207291	38.530467	a	A
3	4	3300	10	6.059650	36.719354	a	A
4	3	2200	10	5.788350	33.504990	a	AB
5	2	1100	10	5.433178	29.519423	ab	AB
6	1	0	10	4.741105	22.478079	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 1.01460 – D.M.S. 1% = 1.20273

Delineamento experimental: metálicos**Transformações segundo raiz (x + 0)**

Nome dos fatores

Fator	Nome
A	Implante
B	Ciclos

Quadro da análise de variância

Causas da variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	Valor F	Prob.>F
Implante	1	34.6992316	34.6992316	30.3618	0.00001
Ciclos	5	17.0509977	3.4101995	2.9839	0.01455
IMP*Cic	5	2.6443415	0.5288683	0.4628	0.080481
Resíduo	108	123.4288426	1.1428597		
Total	119	177.8234134			

Média geral = 4.590567

Coeficiente de variação = 23.288%

Teste de Tukey para médias de implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	3I	60	5.128304	26.299498	a	A
2	2	SIN	60	4.052830	16.425431	b	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 0.38561 – D.M.S. 1% = 0.5089

Teste de Tukey para médias de implante dentro do 0 do fator ciclos inicial

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	3I	10	5.072089	25.726087	a	A
2	2	SIN	10	4.098128	16.794651	b	A

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 1100 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	3I	10	5.355418	28.680506	a	A
2	2	SIN	10	3.848693	14.812438	b	B

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 2200 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	3I	10	5.355418	28.680506	a	A
2	2	SIN	10	3.848693	14.812438	b	B

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 3300 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	3I	10	5.357588	28.703751	a	A
2	2	SIN	10	4.201368	17.651493	b	A

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 4400 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	3I	10	5.255855	27.624014	a	A
2	2	SIN	10	4.288787	18.393695	b	A

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 5500 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	3I	10	5.278134	27.858700	a	A
2	2	SIN	10	4.720221	22.280486	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 0.94455 – D.M.S. 1% = 1.24677

Teste de Tukey para médias de ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	6	5500	20	4.999178	24.991776	a	A
2	4	3300	20	4.779478	22.843411	ab	AB
3	5	4400	20	4.772321	22.775049	ab	AB
4	3	2200	20	4.602056	21.178917	ab	AB
5	2	1100	20	4.585108	21.023219	ab	AB
6	1	0	20	3.805260	14.480004	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 0.97722 – D.M.S. 1% = 1.15842

Teste de Tukey para médias de ciclos dentro de 3I do fator implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	4	3300	10	5.357588	28.703751	a	A
2	3	2200	10	5.355418	28.680506	a	A
3	6	5500	10	5.278134	27.858700	a	A
4	5	4400	10	5.255855	27.624014	a	A
5	2	1100	10	5.072089	25.726087	a	A
6	1	0	10	4.450737	19.809056	a	A

Teste de Tukey para médias de SIN do fator implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	6	5500	10	4.720221	22.280486	a	A
2	5	4400	10	4.288787	18.393695	ab	A
3	4	3300	10	4.201368	17.651493	ab	A
4	2	1100	10	4.098128	16.794651	ab	A
5	3	2200	10	3.848693	14.812438	ab	A
6	1	0	10	3.159784	9.984232	b	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 1.38200 – D.M.S. 1% = 1.63825

Delineamento experimental: metálicos

Observações não transformadas

Nome dos fatores

Fator	Nome
A	Implante
B	Ciclos

Quadro da análise de variância

Causas da variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	Valor F	Prob.>F
Implante	1	2849.9284980	2849.9284980	25.0161	0.00003
Ciclos	5	1469.6000072	293.9200014	2.5800	0.02985
IMP*Cic	5	261.3689485	52.2737897	0.4588	0.80762
Resíduo	108	12303.7860109	113.9239445		
Total	119	16884.6834646			

Média geral = 22.555166

Coefficiente de variação = 47.322%

Teste de Tukey para médias de implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	3I	60	27.428501	27.428501	a	A
2	2	SIN	60	17.681833	17.681833	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 3.84998 – D.M.S. 1% = 5.0818

Teste de Tukey para médias de implante dentro do 0 do fator ciclos inicial

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	3I	10	20.59100	20.59100	a	A
2	2	SIN	10	10.163000	10.163000	b	A

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 1100 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	3I	10	27.278000	27.278000	a	A
2	2	SIN	10	17.059999	17.059999	b	A

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 2200 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	3I	10	29.675000	29.675000	a	A
2	2	SIN	10	15.688000	15.688000	b	B

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 3300 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	3I	10	29.821002	29.821002	a	A
2	2	SIN	10	18.884999	18.884999	b	A

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 4400 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	3I	10	28.599002	28.599002	a	A
2	2	SIN	10	19.849001	19.849001	a	A

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 5500 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	3I	10	28.607001	28.607001	A	A
2	2	SIN	10	24.446001	24.446001	A	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 9.43048 – D.M.S. 1% = 12.44797

Teste de Tukey para médias de ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	6	5500	20	26.526501	26.526501	a	A
2	4	3300	20	24.353001	24.353001	ab	A
3	5	4400	20	24.224001	24.224001	ab	A
4	3	2200	20	22.681500	22.681500	ab	A
5	2	1100	20	22.168999	22.168999	ab	A
6	1	0	20	15.377000	15.377000	b	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 9.75671 – D.M.S. 1% = 11.56581

Teste de Tukey para médias de ciclos dentro de 3I do fator implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	4	3300	10	29.821002	29.821002	a	A
2	3	2200	10	29.675000	29.675000	a	A
3	6	5500	10	28.607001	28.607001	a	A
4	5	4400	10	28.599002	28.599002	a	A
5	2	1100	10	27.278000	27.278000	a	A
6	1	0	10	20.591000	20.591000	a	A

Teste de Tukey para médias de SIN do fator implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	6	5500	10	24.446001	24.446001	a	A
2	5	4400	10	19.849001	19.849001	ab	A
3	4	3300	10	18.884999	18.884999	ab	A
4	2	1100	10	17.059999	17.059999	ab	A
5	3	2200	10	15.688000	15.688000	ab	A
6	1	0	10	10.163000	10.163000	b	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 1.38200 – D.M.S. 1% = 1.63825

Delineamento Experimental: comparação implantes

Transformação das informações segundo raiz ($x + 0$)

Nome dos fatores

Fator	Nome
A	Implante
B	Ciclos

Quadro da análise de variância

Causas da variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	Valor F	Prob.>F
Implante	3	147.5329697	49.1776566	55.9205	0.00001
Ciclos	5	45.3792029	9.0758406	10.3202	0.00001
IMP*Cic	15	5.0386908	0.3359127	0.3820	0.98231
Resíduo	216	189.9549046	0.8794209		
Total	239	387.9057681			

Média geral = 5.265431

Coefficiente de variação = 17.810%

Teste de Tukey para médias de implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Conexão	60	6.111750	37.353482	a	A
2	4	Sterngold	60	5.768842	33.279539	a	A
3	1	3I	60	5.128304	26.299498	b	B
4	2	SIN	60	4.052830	16.425431	c	C

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 0.43976 – D.M.S. 1% = 0.53318

Teste de Tukey para médias de implante dentro do 0 do fator ciclos inicial

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Conexão	10	5.288899	27.972451	a	A
2	4	Sterngold	10	4.741105	22.478079	a	A
3	1	3I	10	4.450737	19.809056	a	AB
4	2	SIN	10	3.159784	9.984232	b	B

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 1100 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Conexão	10	5.823883	33.917618	a	A
2	4	Sterngold	10	5.433178	29.519423	a	A
3	1	3I	10	5.072089	25.726087	a	AB
4	2	SIN	10	4.098128	16.794651	b	B

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 2200 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Conexão	10	6.142295	37.727793	a	A
2	4	Sterngold	10	5.788350	33.504990	a	B
3	1	3I	10	5.355418	28.680506	a	A
4	2	SIN	10	3.848693	14.812438	b	B

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 3300 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Conexão	10	6.236055	38.888387	a	A
2	4	Sterngold	10	6.059650	36.719354	a	B
3	1	3I	10	5.357588	28.703751	a	AB
4	2	SIN	10	4.201368	17.651493	b	B

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 4400 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Conexão	10	6.502496	42.282459	a	A
2	4	Sterngold	10	6.207291	38.530467	ab	A
3	1	3I	10	5.255855	27.624014	b	AB
4	2	SIN	10	4.288787	18.393695	c	B

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 5500 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Conexão	10	6.676868	44.58052	a	A
2	4	Sterngold	10	6.383479	40.748798	a	AB
3	1	3I	10	5.278134	27.858700	b	BC
4	2	SIN	10	4.720221	22.280486	b	C

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 1.07719 – D.M.S. 1% = 1.30601

Teste de Tukey para médias de ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	6	5500	40	5.764675	33.231482	a	A
2	5	4400	40	5.563608	30.953728	ab	A
3	4	3300	40	5.463665	29.851638	ab	A
4	3	2200	40	5.283689	27.917371	ab	A
5	2	1100	40	5.106820	26.079606	b	AB
6	1	0	40	4.410131	19.449256	c	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 0.59796 – D.M.S. 1% = 0.70644

Teste de Tukey para médias de ciclos dentro de 3I do fator implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	4	3300	10	5.357588	28.703751	a	A
2	3	2200	10	5.355418	28.680506	a	A
3	6	5500	10	5.278134	27.858700	a	A
4	5	4400	10	5.255855	27.624014	a	A
5	2	1100	10	5.072089	25.726087	a	A
6	1	0	10	4.450737	19.809056	a	A

Teste de Tukey para médias de SIN do fator implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	6	5500	10	4.720221	22.280486	a	A
2	5	4400	10	4.288787	18.393695	ab	AB
3	4	3300	10	4.201368	17.651493	ab	AB
4	2	1100	10	4.098128	16.794651	ab	AB
5	3	2200	10	3.848693	14.812438	ab	AB
6	1	0	10	3.159784	9.984232	b	B

Teste de Tukey para médias de ciclos dentro de conexão do fator implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	6	5500	10	6.676868	44.580562	a	A
2	5	4400	10	6.502496	42.282459	a	A
3	4	3300	10	6.236055	38.888387	ab	A
4	2	1100	10	6.142295	37.727793	ab	A
5	3	2200	10	5.823883	33.917618	ab	A
6	1	0	10	5.288899	27.972451	b	A

Teste de Tukey para médias de ciclos dentro de Sterngold do fator implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	6	5500	10	6.383479	40.748798	a	A
2	5	4400	10	6.207291	38.530467	a	A
3	4	3300	10	6.059650	36.719354	a	AB
4	2	1100	10	5.788350	33.504990	ab	AB
5	3	2200	10	5.433178	29.519423	ab	AB
6	1	0	10	4.741105	22.478079	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 1.19593 – D.M.S. 1% = 1.41288

Delineamento experimental: comparação implantes**Observações não transformadas**

Nome dos fatores

Fator	Nome
A	Implante
B	Ciclos

Quadro da análise de variância

Causas da variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	Valor F	Prob.>F
Implante	3	14362.4211789	4787.4737263	46.9056	0.00001
Ciclos	5	5202.8532361	1040.5706472	10.1951	0.00001
IMP*Cic	15	757.8653409	50.5243561	0.4950	0.94168
Resíduo	216	22046.2811594	102.0661165		
Total	239	42369.4209152			

Média geral = 29.341042

Coeficiente de variação = 34.432%

Teste de Tukey para médias de implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Conexão	60	38.086832	38.086832	a	A
2	4	Sterngold	60	34.167000	34.167000	a	A
3	1	3I	60	27.428501	27.428501	b	B
4	2	SIN	60	17.681833	17.681833	c	C

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 4.73760 – D.M.S. 1% = 5.74397

Teste de Tukey para médias de implante dentro do 0 do fator ciclos inicial

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Conexão	10	28.472998	28.472998	a	A
2	4	Sterngold	10	22.709998	22.709998	a	AB
3	1	3I	10	20.591000	20.591000	ab	AB
4	2	SIN	10	10.163000	10.163000	b	B

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 1100 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Conexão	10	34.359998	34.359998	a	A
2	4	Sterngold	10	30.053998	30.053998	a	AB
3	1	3I	10	27.278000	27.278000	ab	AB
4	2	SIN	10	17.059999	17.059999	b	B

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 2200 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Conexão	10	38.182001	38.182001	a	A
2	4	Sterngold	10	34.054001	34.054001	a	A
3	1	3I	10	29.675000	29.675000	a	AB
4	2	SIN	10	15.688000	15.688000	b	B

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 3300 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Conexão	10	39.326001	39.326001	a	A
2	4	Sterngold	10	37.320001	37.320001	a	A
3	1	3I	10	29.821002	29.821002	ab	AB
4	2	SIN	10	18.884999	18.884999	b	B

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 4400 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Conexão	10	42.912997	42.912997	a	A
2	4	Sterngold	10	39.084000	39.084000	ab	AB
3	1	3I	10	28.599002	28.599002	bc	BC
4	2	SIN	10	19.849001	19.849001	c	C

Teste de Tukey para médias de implante dentro de 5500 do fator ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Conexão	10	45.266998	45.266998	a	A
2	4	Sterngold	10	41.780005	41.780005	a	AB
3	1	3I	10	28.607001	28.607001	b	BC
4	2	SIN	10	24.446001	24.446001	b	C

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 11.60471 – D.M.S. 1% = 14.06981

Teste de Tukey para médias de ciclos

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	6	5500	40	35.025001	35.025001	a	A
2	5	4400	40	32.611250	32.611250	ab	AB
3	4	3300	40	31.338001	31.338001	ab	AB
4	3	2200	40	29.399751	29.399751	ab	AB
5	2	1100	40	27.187999	27.187999	b	BC
6	1	0	40	20.484249	20.484249	c	C

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 6.44195 – D.M.S. 1% = 7.61060

Teste de Tukey para médias de ciclos dentro de 3I do fator implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	4	3300	10	29.821002	29.821002	a	A
2	3	2200	10	29.675000	29.675000	a	A
3	6	5500	10	28.607001	28.607001	a	A
4	5	4400	10	28.599002	28.599002	a	A
5	2	1100	10	27.278000	27.278000	a	A
6	1	0	10	20.591000	20.591000	a	A

Teste de Tukey para médias de SIN do fator implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	6	5500	10	24.446001	24.446001	a	A
2	5	4400	10	19.849001	19.849001	ab	A
3	4	3300	10	18.884999	18.884999	ab	A
4	2	1100	10	17.059999	17.059999	ab	A
5	3	2200	10	15.688000	15.688000	ab	A
6	1	0	10	10.163000	10.163000	b	A

Teste de Tukey para médias de ciclos dentro de conexão do fator implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	6	5500	10	45.266998	45.266998	a	A
2	5	4400	10	42.912997	42.912997	a	AB
3	4	3300	10	39.326001	39.326001	ab	AB
4	2	1100	10	38.182001	38.182001	ab	AB
5	3	2200	10	34.359998	34.359998	ab	AB
6	1	0	10	28.472998	28.472998	b	B

Teste de Tukey para médias de ciclos dentro de Sterngold do fator implante

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	6	5500	10	41.780005	41.780005	a	A
2	5	4400	10	39.084000	39.084000	a	A
3	4	3300	10	37.320001	37.320001	a	AB
4	2	1100	10	34.054001	34.054001	ab	AB
5	3	2200	10	30.053998	30.053998	ab	AB
6	1	0	10	22.709998	22.709998	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 12.88390 – D.M.S. 1% = 15.22120

Delineamento experimental: comparação implantes

Observações não transformadas

Análise fixando o nível 3I do fator implante e nível 0 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	10.990000
Valor Max.	37.560001
Amplitude	26.570002
Total	205.910004
Médias	20.591000
Variância	73.552170
D. Padrão	8.576256
D. P. Média	2.712050
Coef. Var. %	41.650505
Coef. Assim.	0.574705
Coef. Curt.	2.439669
Mediana	19.935000
Quartil Inf	13.000000
Quartil Sup	26.010000
IC 5% L. S.	26.720234
IC 5% L. I.	14.461765
IC 1% L. S.	29.405163

IC 1% L. I. 11.776835

Delineamento experimental: comparação implantes

Observações não transformadas

Análise fixando o nível 3I do fator implante e nível 1100 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	10.660000
Valor Max.	48.020000
Amplitude	37.419998
Total	272.780000
Médias	27.278000
Variância	182.203552
D. Padrão	13.498279
D. P. Média	4.268530
Coef. Var. %	49.484123
Coef. Assim.	0.316014
Coef. Curt.	1.753523
Mediana	24.715000
Quartil Inf	18.969999
Quartil Sup	37.669998
IC 5% L. S.	36.924877
IC 5% L. I.	17.631123
IC 1% L. S.	41.150723
IC 1% L. I.	13.405276

Delineamento experimental: comparação implantes

Observações não transformadas

Análise fixando o nível 3I do fator implante e nível 2200 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	15.970000
Valor Max.	46.029999
Amplitude	30.059998
Total	296.750000

Médias	29.674999
Variância	127.305946
D. Padrão	11.282994
D. P. Média	3.567996
Coef. Var. %	38.021885
Coef. Assim.	0.123473
Coef. Curt.	1.459431
Mediana	29.174999
Quartil Inf	19.240000
Quartil Sup	40.119999
IC 5% L. S.	37.738670
IC 5% L. I.	21.611328
IC 1% L. S.	41.270985
IC 1% L. I.	18.079014

Delineamento experimental: comparação implantes

Observações não transformadas

Análise fixando o nível 3I do fator implante e nível 3300 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	15.310000
Valor Max.	47.160000
Amplitude	31.849999
Total	298.209990
Médias	29.821001
Variância	143.882462
D. Padrão	11.995102
D. P. Média	3.793184
Coef. Var. %	40.223675
Coef. Assim.	0.175800
Coef. Curt.	1.548875
Mediana	29.395001
Quartil Inf	18.180000
Quartil Sup	42.529999
IC 5% L. S.	38.393597
IC 5% L. I.	21.248406
IC 1% L. S.	42.148849
IC 1% L. I.	17.493153

Delineamento experimental: comparação implantes**Observações não transformadas**

Análise fixando o nível 3I do fator implante e nível 4400 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	14.920000
Valor Max.	44.209999
Amplitude	29.289999
Total	285.989990
Médias	28.598999
Variância	115.602348
D. Padrão	10.751853
D. P. Média	3.400034
Coef. Var. %	37.595207
Coef. Assim.	0.041953
Coef. Curt.	1.647586
Mediana	30.410000
Quartil Inf	16.590000
Quartil Sup	38.130001
IC 5% L. S.	36.283077
IC 5% L. I.	20.914921
IC 1% L. S.	39.649109
IC 1% L. I.	17.548887

Delineamento experimental: comparação implantes**Observações não transformadas**

Análise fixando o nível 3I do fator implante e nível 5500 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	14.280000
Valor Max.	41.000000
Amplitude	26.720001
Total	286.070010
Médias	28.607000
Variância	86.917755

D. Padrão	9.322969
D. P. Média	2.948182
Coef. Var. %	32.589813
Coef. Assim.	0.188386
Coef. Curt.	1.946843
Mediana	27.400000
Quartil Inf	24.370001
Quartil Sup	37.630001
IC 5% L. S.	35.269890
IC 5% L. I.	21.944111
IC 1% L. S.	38.188591
IC 1% L. I.	19.025410

Delineamento experimental: comparação implantes

Observações não transformadas

Análise fixando o nível SIN do fator implante e nível 0 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	6.580000
Valor Max.	14.200000
Amplitude	7.620000
Total	101.629997
Médias	10.163000
Variância	7.868934
D. Padrão	2.805162
D. P. Média	0.887070
Coef. Var. %	27.601709
Coef. Assim.	0.037072
Coef. Curt.	1.581844
Mediana	9.975000
Quartil Inf	7.510000
Quartil Sup	12.720000
IC 5% L. S.	12.167778
IC 5% L. I.	8.158222
IC 1% L. S.	13.045979
IC 1% L. I.	7.280022

Delineamento experimental: comparação implantes**Observações não transformadas**

Análise fixando o nível SIN do fator implante e nível 1100 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	9.590000
Valor Max.	24.610001
Amplitude	15.020001
Total	170.600006
Médias	17.060000
Variância	19.543665
D. Padrão	4.420822
D. P. Média	1.397987
Coef. Var. %	25.913376
Coef. Assim.	0.117104
Coef. Curt.	2.341219
Mediana	16.445000
Quartil Inf	14.390000
Quartil Sup	19.400000
IC 5% L. S.	20.219448
IC 5% L. I.	13.900550
IC 1% L. S.	21.603455
IC 1% L. I.	12.516543

Delineamento experimental: comparação implantes**Observações não transformadas**

Análise fixando o nível SIN do fator implante e nível 2200 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	6.820000
Valor Max.	32.529999
Amplitude	25.709999
Total	156.880005
Médias	15.688000
Variância	68.217705
D. Padrão	8.259401
D. P. Média	2.611852

Coef. Var. %	52.647896
Coef. Assim.	0.937603
Coef. Curt.	2.611852
Mediana	12.805000
Quartil Inf	9.900000
Quartil Sup	23.290001
IC 5% L. S.	21.590786
IC 5% L. I.	9.785214
IC 1% L. S.	24.176518
IC 1% L. I.	7.199481

Delineamento experimental: comparação implantes
Observações não transformadas

Análise fixando o nível SIN do fator implante e nível 3300 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	8.760000
Valor Max.	47.480000
Amplitude	38.720001
Total	188.850006
Médias	18.885000
Variância	130.498962
D. Padrão	11.423615
D. P. Média	3.612464
Coef. Var. %	60.490410
Coef. Assim.	1.641089
Coef. Curt.	5.040702
Mediana	17.525000
Quartil Inf	10.440000
Quartil Sup	21.600000
IC 5% L. S.	27.049168
IC 5% L. I.	10.720832
IC 1% L. S.	30.625507
IC 1% L. I.	7.144492

Delineamento experimental: comparação implantes
Observações não transformadas

Análise fixando o nível SIN do fator implante e nível 4400 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	7.770000
Valor Max.	50.150002
Amplitude	42.380001
Total	198.490005
Médias	19.849001
Variância	154.192825
D. Padrão	12.417440
D. P. Média	3.926739
Coef. Var. %	62.559521
Coef. Assim.	1.462412
Coef. Curt.	4.619298
Mediana	17.960001
Quartil Inf	11.080000
Quartil Sup	23.459999
IC 5% L. S.	28.723431
IC 5% L. I.	10.974570
IC 1% L. S.	32.610905
IC 1% L. I.	7.087098

Delineamento experimental: comparação implantes
Observações não transformadas

Análise fixando o nível SIN do fator implante e nível 5500 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	8.840000
Valor Max.	52.759998
Amplitude	43.919998
Total	244.459998
Médias	24.445999

Variância	257.301420
D. Padrão	16.040619
D. P. Média	5.072489
Coef. Var. %	65.616539
Coef. Assim.	0.882463
Coef. Curt.	2.435040
Mediana	20.080000
Quartil Inf	11.470000
Quartil Sup	28.080000
IC 5% L. S.	35.909824
IC 5% L. I.	12.982175
IC 1% L. S.	40.931587
IC 1% L. I.	7.960411

Delineamento experimental: comparação implantes

Observações não transformadas

Análise fixando o nível Conexão do fator implante e nível 0 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	22.750000
Valor Max.	53.580002
Amplitude	30.830002
Total	284.730010
Médias	28.473000
Variância	82.729462
D. Padrão	9.095574
D. P. Média	2.876273
Coef. Var. %	31.944561
Coef. Assim.	2.383131
Coef. Curt.	7.213534
Mediana	25.905001
Quartil Inf	23.799999
Quartil Sup	27.830000
IC 5% L. S.	34.973377
IC 5% L. I.	21.972622
IC 1% L. S.	37.820885
IC 1% L. I.	19.125113

Delineamento experimental: comparação implantes**Observações não transformadas**

Análise fixando o nível Conexão do fator implante e nível 1100 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	21.330000
Valor Max.	50.799999
Amplitude	29.469999
Total	343.600010
Médias	34.360001
Variância	67.838646
D. Padrão	8.236422
D. P. Média	2.604585
Coef. Var. %	23.970959
Coef. Assim.	0.398631
Coef. Curt.	2.922280
Mediana	33.860001
Quartil Inf	30.459999
Quartil Sup	38.509998
IC 5% L. S.	40.246365
IC 5% L. I.	28.473639
IC 1% L. S.	42.824902
IC 1% L. I.	25.895100

Delineamento experimental: comparação implantes**Observações não transformadas**

Análise fixando o nível Conexão do fator implante e nível 2200 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	25.810000
Valor Max.	54.040001
Amplitude	28.230001
Total	381.820010
Médias	38.181999

Variância	77.127357
D. Padrão	8.782218
D. P. Média	2.777181
Coef. Var. %	23.000938
Coef. Assim.	0.266906
Coef. Curt.	2.212601
Mediana	37.360001
Quartil Inf	31.990000
Quartil Sup	44.900002
IC 5% L. S.	44.458427
IC 5% L. I.	31.905569
IC 1% L. S.	47.207840
IC 1% L. I.	29.156158

Delineamento experimental: comparação implantes

Observações não transformadas

Análise fixando o nível Conexão do fator implante e nível 3300 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	24.730000
Valor Max.	55.430000
Amplitude	30.700001
Total	393.260010
Médias	39.326000
Variância	74.972923
D. Padrão	8.658691
D. P. Média	2.738118
Coef. Var. %	22.017725
Coef. Assim.	0.133887
Coef. Curt.	2.668333
Mediana	40.760002
Quartil Inf	32.759998
Quartil Sup	44.419998
IC 5% L. S.	45.514149
IC 5% L. I.	33.137852
IC 1% L. S.	48.224884
IC 1% L. I.	30.427116

Delineamento experimental: comparação implantes**Observações não transformadas**

Análise fixando o nível Conexão do fator implante e nível 4400 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	24.580000
Valor Max.	62.619999
Amplitude	38.040001
Total	429.130000
Médias	42.912998
Variância	115.966286
D. Padrão	10.768765
D. P. Média	3.405382
Coef. Var. %	25.094410
Coef. Assim.	0.070028
Coef. Curt.	2.630254
Mediana	44.180000
Quartil Inf	34.180000
Quartil Sup	47.709999
IC 5% L. S.	50.609161
IC 5% L. I.	35.216835
IC 1% L. S.	53.980492
IC 1% L. I.	31.845507

Delineamento experimental: comparação implantes**Observações não transformadas**

Análise fixando o nível Conexão do fator implante e nível 5500 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	25.190001
Valor Max.	63.799999
Amplitude	38.610001
Total	452.670010
Médias	45.267002

Variância	130.069016
D. Padrão	11.404779
D. P. Média	3.606508
Coef. Var. %	25.194466
Coef. Assim.	0.146796
Coef. Curt.	2.327339
Mediana	46.090000
Quartil Inf	35.400002
Quartil Sup	52.650002
IC 5% L. S.	53.417709
IC 5% L. I.	37.116295
IC 1% L. S.	56.988152
IC 1% L. I.	33.545853

Delineamento experimental: comparação implantes

Observações não transformadas

Análise fixando o nível Sterngold do fator implante e nível 0 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	16.770001
Valor Max.	32.779999
Amplitude	16.009998
Total	227.100006
Médias	22.709999
Variância	24.386396
D. Padrão	4.938258
D. P. Média	1.561614
Coef. Var. %	21.744862
Coef. Assim.	0.680167
Coef. Curt.	2.851707
Mediana	22.639999
Quartil Inf	18.379999
Quartil Sup	23.680000
IC 5% L. S.	26.239246
IC 5% L. I.	19.180752
IC 1% L. S.	27.785246
IC 1% L. I.	17.634752

Delineamento experimental: comparação implantes**Observações não transformadas**

Análise fixando o nível Sterngold do fator implante e nível 1100 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	18.670000
Valor Max.	44.430000
Amplitude	25.760000
Total	300.540010
Médias	30.054001
Variância	70.581291
D. Padrão	8.401267
D. P. Média	2.656714
Coef. Var. %	27.953905
Coef. Assim.	0.241310
Coef. Curt.	2.218221
Mediana	29.330000
Quartil Inf	24.910000
Quartil Sup	33.709999
IC 5% L. S.	36.058174
IC 5% L. I.	24.049828
IC 1% L. S.	38.688320
IC 1% L. I.	21.419682

Delineamento experimental: comparação implantes**Observações não transformadas**

Análise fixando o nível Sterngold do fator implante e nível 2200 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	19.240000
Valor Max.	46.380001
Amplitude	27.140001
Total	340.540010
Médias	34.054001

Variância	76.026367
D. Padrão	8.719310
D. P. Média	2.757288
Coef. Var. %	25.604361
Coef. Assim.	0.411860
Coef. Curt.	2.085957
Mediana	36.205002
Quartil Inf	27.410000
Quartil Sup	41.000000
IC 5% L. S.	40.285473
IC 5% L. I.	27.822531
IC 1% L. S.	43.015186
IC 1% L. I.	25.092815

Delineamento experimental: comparação implantes

Observações não transformadas

Análise fixando o nível Sterngold do fator implante e nível 3300 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	21.620001
Valor Max.	46.540001
Amplitude	24.920000
Total	373.200010
Médias	37.320000
Variância	89.050613
D. Padrão	9.436665
D. P. Média	2.984135
Coef. Var. %	25.285811
Coef. Assim.	0.674934
Coef. Curt.	1.813772
Mediana	40.230000
Quartil Inf	26.049999
Quartil Sup	44.709999
IC 5% L. S.	44.064144
IC 5% L. I.	30.575855
IC 1% L. S.	47.018436
IC 1% L. I.	27.621563

Delineamento experimental: comparação implantes**Observações não transformadas**

Análise fixando o nível Sterngold do fator implante e nível 4400 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	22.410000
Valor Max.	52.849998
Amplitude	30.439999
Total	390.840000
Médias	39.084000
Variância	90.236084
D. Padrão	9.499268
D. P. Média	3.003932
Coef. Var. %	24.304749
Coef. Assim.	0.228759
Coef. Curt.	2.172480
Mediana	39.330002
Quartil Inf	32.990002
Quartil Sup	45.169998
IC 5% L. S.	45.872887
IC 5% L. I.	32.295113
IC 1% L. S.	48.846779
IC 1% L. I.	29.321220

Delineamento experimental: comparação implantes**Observações não transformadas**

Análise fixando o nível Sterngoldd do fator implante e nível 5500 do fator ciclos

Estatísticas	N
Num. Obs.	10
Valor Min.	22.879999
Valor Max.	60.070000
Amplitude	37.190002
Total	417.799990
Médias	41.779999

Variância	183.514771
D. Padrão	13.546763
D. P. Média	4.283862
Coef. Var. %	32.424038
Coef. Assim.	0.002951
Coef. Curt.	1.572713
Mediana	44.110001
Quartil Inf	28.110001
Quartil Sup	50.080002
IC 5% L. S.	51.461525
IC 5% L. I.	32.098473
IC 1% L. S.	55.702553
IC 1% L. I.	27.857447