

ANDRÉA ALVES DE SOUSA

**ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE SISTEMAS DE RETENÇÃO PARA
PRÓTESES AURICULARES IMPLANTO-RETIDAS**

São Paulo

2006

Andréa Alves de Sousa

**Análise comparativa entre sistemas de retenção para próteses
auriculares implanto-retidas**

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

Área de Concentração: Prótese Buco-Maxilo-Facial

Orientadora: Profa. Dra. Beatriz Silva Câmara Mattos

São Paulo

2006

FOLHA DE APROVAÇÃO

Sousa AA. Análise comparativa entre sistemas de retenção para próteses auriculares implanto-retidas [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

São Paulo, __/ __/ 2006

Banca Examinadora

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

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

À Beatriz, minha orientadora, cujo otimismo me amparou nos momentos mais difíceis, e por me apoiar na elaboração deste e de outros trabalhos.

À amiga Juliana, por toda a atenção e pelas “dicas” durante a parte mais difícil deste trabalho: o final.

À minha amiga-irmã Elaine, pela correção do texto.

Aos meus irmãos, companheiros de todas as horas, pela ajuda em todo o meu caminho. Sem vocês, nada me seria possível...

Ao meu marido Silvio, pelas horas de ausência que me proporcionou quando eu necessitava de momentos de reflexão. Essa ausência foi tão mais presente que qualquer carícia, qualquer gesto, qualquer palavra...

DEDICO ESTE TRABALHO

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Leonardo Eloy Rodrigues Filho, pela disponibilização das máquinas do Laboratório de Materiais Dentários.

Aos técnicos Antonio e Silvio, pelo auxílio na execução deste trabalho.

Ao colega Vanderlei, pela atenção e colaboração na fase laboratorial desta investigação.

Ao coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia – área de concentração em Prótese Buco-Maxilo-Facial -, pela concessão da Bolsa CAPES (Demanda Social).

Sousa AA. Análise comparativa entre sistemas de retenção para próteses auriculares implanto-retidas [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

RESUMO

As próteses auriculares retidas por meio de implantes osseointegráveis proporcionam maior segurança e conforto, melhorando a qualidade de vida dos pacientes. Este trabalho avalia comparativamente a força de resistência à tração dos sistemas de retenção barra/2 cliques, barra/3 cliques, 2 magnetos, e 3 magnetos, empregados para retenção de prótese auricular. Os sistemas de retenção foram submetidos à ciclagem mecânica, com intervalos de 540 ciclos de inserção e remoção para a simulação de períodos de uso clínico, até um total de 3240 ciclos, sendo, a cada intervalo, submetidos ao ensaio mecânico para força de resistência à tração. Os resultados indicam que os sistemas barra/clipes proporcionam maiores retenções do que os sistemas com magnetos e ao mesmo tempo em que a ciclagem mecânica não interfere na relação entre o número de elementos retentores e a retenção proporcionada dentro dos sistemas barra/clip e dos sistemas magnetos. O sistema barra/2 cliques sofre uma perda significativamente maior da capacidade de retenção frente à ciclagem mecânica, sugerindo uma menor longevidade clínica. A relação da capacidade de retenção entre os sistemas não se altera com a ciclagem mecânica uma vez que, a retenção proporcionada pelo sistema barra/3 cliques mantém-se superior, indicando uma maior durabilidade clínica. As retenções proporcionadas pelos sistemas barra/2 cliques e 3 magnetos, bem como aquelas

proporcionadas pelos sistemas 2 e 3 magnetos não diferem ao final da ciclagem mecânica, indicando uma durabilidade clínica semelhante.

Palavras-Chave: prótese auricular - sistema de retenção - implante osseointegrável

Sousa AA. Comparative analyses between retentive systems for implant-retained ear prosthesis [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

ABSTRACT

Placement of osseointegrated implants for retention of ear prosthesis provides greater security and comfort, improving the quality of life of the patients. This work evaluates and compares the retentive mechanical behavior of bar/2 clips, bar/3 clips, 2 magnets, and 3 magnets retention systems, used for implant-retained ear prosthesis. The systems were submitted to mechanical cycling, with intervals of 540 cycles of insertion and removal, for the simulation of clinical periods of function, up to 3240 cycles, being submitted to the mechanical forces essay at each interval. Data were subjected to Tukey-Kramer procedure and the comparative analyses indicate that the bar/clips systems provide different and better retentive forces than the magnet systems and mechanical cycling does not alter the numerical relative performance of the retainer components within the bar/clip or magnet retention system. The bar/2 clips system shows the biggest and statistically significant loss of the retentive forces during mechanical cycling ($p < 0,05$), suggesting a shorter clinical life. The retention provided by the bar/3 clips system remains superior after mechanical cycling, indicating a longer clinical life. The relation between the retention forces presented within the bar/clip systems and magnets systems does change under mechanical cycling. Also, the relation between the bar/2 clips system and 3

magnets system, as well as between 2 and 3 magnets systems do not differ at the end of mechanical cycling, indicating a similar behavior toward clinical life.

Keywords: ear prosthesis - retention system - osseintegrated implants

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1	Vista superior dos corpos de prova: a) sistema barra/2 cliques; b) sistema barra/3 cliques; c) sistema 2 magnetos; d) sistema 3 magnetos	34
Figura 4.2	Vista lateral dos corpos de prova: a) sistema barra/2 cliques; b) sistema barra/3 cliques; c) sistema 2 magnetos; d) sistema 3 magnetos	35
Figura 4.3	Detalhe da peça usinada para realização de ciclagem mecânica	37
Figura 4.4	Máquina de testes de ciclagem	38
Figura 4.5	Máquina para ensaios mecânicos Kratos	40
Gráfico 5.1	Comportamento do sistema de retenção - 2 cliques ao longo dos ciclos considerados	44
Gráfico 5.2	Comportamento do sistema de retenção - 3 cliques ao longo dos ciclos considerados	45
Gráfico 5.3	Comportamento do sistema de retenção – 2 magnetos ao longo dos ciclos considerados	45
Gráfico 5.4	Comportamento do sistema de retenção – 3 magnetos ao longo dos ciclos considerados	46

Gráfico 5.5	Força de resistência à tração dos sistemas ao longo dos ciclos considerados	47
Gráfico 5.6	Redução percentual da força de resistência à tração ao longo dos ciclos considerados	48
Quadro 5.1	Redução final da força de resistência à tração nos diferentes sistemas ...	49

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1	Média* aritmética das forças de resistência à tração de acordo com o ciclo e o sistema de retenção	42
Tabela 5.2	Média das forças de resistência à tração* apresentada pelos sistemas de retenção ao longo dos ciclos considerados	43
Tabela 5.3	Médias percentuais da força de resistência à tração após a aplicação progressiva dos ciclos de inserção e remoção	47
Tabela 5.4	Sumário Tukey Kramer	50

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DA LITERATURA	15
2.1 Implantes	18
2.2 Implantes em Prótese Buco-Maxilo-Facial	19
2.3 Implantes em Prótese Auricular	21
2.4 Sistemas de Retenção em Prótese Implanto-Retida	29
3 PROPOSIÇÃO	32
4 MATERIAL E MÉTODOS	33
4.1 Confeção dos Modelos	33
4.2 Sistemas de Retenção	36
4.3 Preparo da Máquina de Testes de Ciclagem	37
4.4 Aplicação de Carga Cíclica	38
4.5 Teste de Força de Tração	39
5 RESULTADOS	41
6 DISCUSSÃO	52
7 CONCLUSÕES	59
REFERÊNCIAS	61
APÊNDICE	68
ANEXO	70

1 INTRODUÇÃO

No mundo contemporâneo, no qual imperam rígidos padrões de beleza, os pacientes portadores de mutilações faciais - decorrentes de malformações congênitas, cirurgias oncológicas ou mesmo traumas - vivem à margem da sociedade. Diante dessa realidade, as próteses faciais objetivam fornecer condições estéticas e de conforto a tais indivíduos, melhorando a sua qualidade de vida e favorecendo a sua reintegração social.

O desenvolvimento do conceito de osseointegração e o avanço da implantologia tiveram grande impacto na reabilitação protética de pacientes que necessitam de próteses faciais, pois as próteses implanto-retidas são bastante eficientes nos aspectos retenção e estética, proporcionando maior confiança àqueles que delas necessitam.

A técnica cirúrgica utilizada na reabilitação com prótese facial retida por implante é mais simples e, muitas vezes, desperta no paciente a vontade de resolver seu problema rapidamente. Essa técnica requer menor tempo de hospitalização, o que implica diminuição de custos, além de possibilitar melhor controle visual do sítio da exérese e resultado estético final previsível.

A prótese auricular é, dentre as próteses faciais, aquela que se propõe a restaurar aloplasicamente as perdas totais ou parciais do pavilhão da orelha de etiologia congênita ou adquirida, sejam elas de ordem patológica ou traumática.

Muitos são os sistemas de retenção para próteses implanto-suportadas - como cliques, magnetos, barras, *o'rings*, além de outros - e também é possível combiná-los entre si.

Com base nas considerações até aqui expostas, o presente estudo objetivou investigar a eficácia em longo prazo dos sistemas de retenção para próteses auriculares denominados barra/clip e magnetos, por meio de ensaios mecânicos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A preocupação com a beleza física é uma das características das sociedades humanas, e remonta às primeiras civilizações das quais se têm notícias. Por essa razão, a harmonia da face – que é, via de regra, a primeira parte do corpo a ser visualizada – tem sido objeto de interesse não só por parte de artistas como de estudiosos das mais diferentes formações.

As deformidades presentes na face originam traumas psicológicos, e devem ser corrigidas para restabelecer as condições estéticas e funcionais dos pacientes, reintegrando-os à sociedade.

Desde os primórdios da história da humanidade, os danos ocorridos no corpo humano despertam grande interesse. Assim, a busca pela reparação aloplásica desses danos não é recente. Há descrição de múmias egípcias com detalhes anatômicos artificiais como olhos, narizes e orelhas confeccionados em couro, tela e cera, e achados arqueológicos da antiga China mostram próteses faciais em jade, porcelana, madeira e diversas resinas. Os incas reparavam aberturas nos crânios com próteses de cobre. Na civilização hindu, a amputação do apêndice nasal dos prisioneiros de guerra e das mulheres infiéis era utilizada como castigo, gerando muitas restaurações protéticas em couro, marfim e cerâmica.

A prótese buco-maxilo-facial se faz necessária em perdas do esqueleto de suporte, do tecido muscular e de revestimento, pois promove a proteção das estruturas remanescentes expostas e a restauração da função e da estética.

Reconstruir a face por meio de recursos protéticos requer senso artístico, e o cirurgião-dentista está apto a exercer esse mister, não apenas em função de seu

conhecimento de anatomia, como da sensibilidade em respeitar as ansiedades e medos do paciente. Portanto, a reintegração social de indivíduos portadores de malformações faciais congênitas ou mutilações faciais advindas de câncer ou traumas é, possivelmente, uma das mais nobres áreas de atuação do profissional de odontologia.

Claude Martin conceituou a especialidade de prótese buco-maxilo-facial, e muitos de seus seguidores se destacaram no aperfeiçoamento de técnicas para as reconstruções aloplásticas.

Durante a Primeira Guerra Mundial, o brasileiro Monteiro de Barros participou dos centros odontológicos de campanha do exército francês, no que foi seguido por Souza Cunha - primeiro professor de prótese buco-maxilo-facial no país, na antiga Faculdade de Farmácia e Odontologia da Universidade de São Paulo (FERREIRA, 1998; REZENDE, 1997a).

De acordo com Rezende (1997b), vários são os tipos de retenção de próteses, a saber:

1. Anatômicos: dentes e estruturas remanescentes, cavidades.
2. Cirúrgicos: alças, túneis e bridas promovidas durante o processo cirúrgico para auxílio na retenção e lojas cirúrgicas.
3. Mecânicos: mola ou tiara contornando frontalmente a cabeça - como fones de ouvido - dissimuladas pelos cabelos; armações de óculos cujas hastes funcionam como pinças e apóiam-se nas regiões mastoideas, podendo a retenção ser complementada pela união das hastes com elásticos posicionados atrás da cabeça.
4. Adesivos: solúveis em água ou solventes orgânicos, e fitas dupla-face.

5. Implantes metálicos: dispositivos que se ancoram na estrutura óssea e oferecem suporte para a prótese.

Em revisão sobre a retenção de próteses faciais, Patrocínio, Marchini e Araújo (2000) comentam a diversidade de opiniões sobre o assunto. Há aqueles que postulam que os adesivos para a pele proporcionam melhor adaptação das bordas da prótese. Outros entendem que os adesivos solúveis em água são pouco agressivos, de fácil aquisição, custo relativamente baixo e apresentam bons resultados, enquanto as fitas dupla-face não sustentam as próteses. Por outro lado, há relatos de que as fitas dupla-face são precisas e apresentam bons resultados, e constatações sobre as reações provocadas pelos adesivos solúveis em matéria orgânica, como: alergia ou irritação, irradiação, prejuízo à coordenação motora, dificuldade de higienização e deterioração das bordas da prótese. Também há registros de que a liberação do vapor do ácido acético durante a polimerização dos adesivos pode causar riscos à saúde, como irritações na pele, olhos, mucosas e pulmão.

Com relação à retenção mecânica – proporcionada pela armação de óculos –, Dib e Oliveira (2002) ressaltam que seu principal inconveniente é a impossibilidade de remoção dos óculos sem a exibição da deformidade.

Segundo Seignemartin, Dib e Oliveira (2004), em países de clima eminentemente tropical – marcados por elevadas temperaturas e umidade relativa do ar - como o Brasil, os adesivos apresentam o inconveniente de permitir o deslocamento ou a queda da prótese, pois a transpiração provoca gotículas em seu interior.

2.1 Implantes

Karr, Kramer e Toth (1992) estudaram as vantagens e as complicações de implantes em pacientes tratados com quimioterapia, e apresentaram recomendações para esse tipo de situação, principalmente a ausência de qualquer infecção ou comprometimento tecidual, a fim de se obter sucesso nestas reabilitações.

Branemark (1985) cita que no início dos anos 50, começaram os seus estudos em medula óssea frente a vários traumas e procedimentos clínicos. Os estudos que se seguiram envolveram implantes de titânio colocados em mandíbulas de cães. Após um ano, os implantes foram removidos e foi observado que o tecido ao redor do implante era similar ao epitélio juncional, com estruturas características como as encontradas em seres humanos. A ancoragem direta no osso demonstrou ser bem forte. Com base nesses resultados, os fundamentos da osseointegração e o Sistema Branemark foram criados em 1952. Foi feita uma pesquisa básica nos anos seguintes e o uso clínico teve início em maio de 1965. Em 1985, a osseointegração foi definida como sendo a “conexão estrutural direta e funcional entre o osso vivo e a superfície de um implante suportando carga”.

Bobbio (1989) descreve a pedra negra do Copan como uma pedra implantada no lugar de um incisivo lateral esquerdo de uma mandíbula encontrada em 1890, na grande metrópole maia das Honduras. Desta forma inicia-se o relato de várias tentativas de implantes para substituição do elemento dental perdido. A implantologia evolui de forma exponencial, passando por implantes de vários formatos anatômicos e tipos diferentes de ligas metálicas.

2.2 Implantes em Prótese Buco-Maxilo-Facial

O objetivo das próteses implanto-retidas é devolver ao paciente as funções biológicas, funcionais e estéticas perdidas por traumas ou cirurgias mutilantes em sua face.

Os implantes osseointegráveis melhoram a retenção e a estabilidade de próteses de pacientes com comprometimento anatômico e funcional. Os pacientes oncológicos cirurgicamente tratados possuem, muitas vezes, grandes perdas de estruturas faciais.

Taylor e Worthington (1993) relatam que pacientes, os quais recebiam radiação ionizantes como terapia associada à remoção cirúrgica de tumores malignos, apresentavam-se como desafio para reabilitação com implantes osseointegráveis, entretanto alguns autores discutem o tipo de tratamento e complicações encontradas, sugerindo orientações para o uso destes implantes sem problemas.

Franzén et al. (1995) relatam que, desde 1985, pacientes que receberam radioterapia são reabilitados com implantes sem auxílio de câmara hiperbárica de oxigênio, não descartando as vantagens desta terapia por melhorar a qualidade óssea e diminuir os riscos de osteorradionecrose.

As deformidades buco-maxilo-faciais são embaraçosas ao portador, afastando-o do convívio social. Atualmente, entre os acidentes de trabalho e de trânsito ou tumorais, as mutilações oncológicas constituem a maior incidência (DIAS; MAIA; SANSIVIERO, 1998).

Bénateau et al. (2001) recomendavam protocolo de oxigenação hiperbárica a pacientes que receberam radiação ionizante em função de câncer na região de cabeça e pescoço e necessitassem de reabilitação protética implanto-retida.

O câncer de cabeça e pescoço é uma doença muito prevalente no Brasil, sendo a 3ª maior incidência no homem e a 7ª na mulher. A maioria dos casos, aproximadamente 85%, é diagnosticada em fase avançada, diminuindo a expectativa de sobrevida e gerando um tratamento mutilante (DIB ; OLIVEIRA, 2002).

Curcio et al. (2003) são da opinião que é possível obter-se bons resultados, ausência de osteorradionecrose e sucesso clínico dos implantes, mesmo quando instalados sem a adjuvante oxigenoterapia hiperbárica, suportando a opinião de que a oxigenoterapia hiperbárica não é sempre indispensável na reabilitação oral com implantes osteointegráveis após radioterapia.

Sousa e Dib (2003) realizaram estudo no Departamento de Estomatologia do Hospital A. C. Camargo no período de 1995 a 2001 para reabilitação oral e maxilo-facial com o emprego de implantes osseointegrados. Foram instalados 97 implantes, sendo 57 em pacientes irradiados e 40 em pacientes não irradiados. As taxas de sucesso foram 98,2% e 90% respectivamente.

Toljanic et al. (2005) concluem que os implantes craniofaciais oferecem mais benefícios na reabilitação protética que os sistemas adesivos, porém requerem acompanhamento a longo prazo.

Chang et al. (2005) concluem que próteses faciais implanto-retidas oferecem significativa vantagem sobre as próteses retidas por adesivos, com relação às diversas atividades diárias. O uso destas próteses traz grande melhora para os pacientes.

2.3 Implantes em Prótese Auricular

Tjellstrom et al. (1985) realizaram cirurgias em 38 pacientes para reabilitação auricular implanto-retida com grande sucesso, porém afirmam que a reabilitação protética só deverá ser indicada quando a cirurgia plástica for contra-indicada por fatores cirúrgicos complicados ou estética insatisfatória.

A primeira tentativa de uso de implantes extra-orais foi em 1977, na Suécia, com finalidade otológica com o emprego de implante *Bone Anchored Hearing Aid* (HAKANSSON et al., 1990)

Tjellström (1990) relata que a prótese auricular é uma alternativa viável, impossível de distinguir a certas distâncias. Apresenta escultura primorosa, coloração adequada, caracterização com vasos sangüíneos; porém a melhor prótese auricular não terá valor para o paciente se não houver boa retenção, deixando-o seguro e confiante para realização de suas atividades diárias.

McCartney (1991) realiza prótese auricular retida pelo sistema de magnetos para facilitar a orientação e inserção da prótese, pois afirma que o paciente necessita de boa coordenação motora para alinhamento da prótese auricular retida pelo sistema barra/clip, além da diminuição do acesso visual ao sítio da lesão. Também relata boa estabilidade vertical, facilidade de orientação para inserção da prótese através do uso de implantes sem a necessidade de adesivos

Jacobsson, Albrektsson e Tjellstrom (1992) indicaram os implantes extra-orais como ancoragem de próteses auriculares e aparelhos auditivos de condução óssea em 30 casos de crianças portadoras de malformações auriculares com sucesso de 96% de osseointegração.

Sabin, Labbé e Compère (1993) dizem que os implantes extra-orais permitem 3 tipos de fixação: mecânica, magnética ou mista. Qualquer destes tipos de fixação resolve o problema anteriormente existente nas próteses faciais oferecendo vantagens tais como:

- reposição exata da prótese pelo paciente;
- possibilidade de bordas mais ajustadas à pele – estética;
- imobilidade da prótese mesmo em movimentos musculares;
- menor deteriorização e maior economia;
- possibilidade de realizar atividades esportivas;
- menor risco de reação cutânea;
- excelente para o controle visual da área da lesão.

Foussadier et al. (1993) dizem que a agenesia ou perda do pavilhão da orelha promove prejuízo funcional, estético e psicológico importantes. A prótese auricular representa uma alternativa simples, temporária ou definitiva, em relação à reconstrução cirúrgica. As próteses auriculares modernas são bem estéticas e se integram naturalmente, na maior parte das vezes, imperceptíveis e se retida por implante não há o inconveniente de deslocamento ou queda.

Wilkes e Wolfaardt (1994) afirmaram que a maior indicação para a reconstrução autógena é de microtia, considerando que os implantes osteointegráveis apresentam maior vantagem em relação ao tempo cirúrgico e resultados imediatos.

Sclaroff et al. (1994) apresentaram um caso clínico de paciente insatisfeito com resultados estéticos de cirurgia reconstrutiva, optaram então por remover os enxertos, instalar implantes osseointegráveis e confeccionar prótese auricular implanto-suportada.

Estudos feitos em vários países demonstram que a prótese auricular tem a maior incidência de próteses faciais retidas por implantes (RUBENSTEIN, 1995).

Comparações feitas entre próteses retidas por adesivos ou por retenção mecânica por implantes comprovam maior eficácia das retidas por implantes (DEL VALLE et al., 1995).

O uso de implantes extra-orais causou grande impacto na reabilitação dos defeitos faciais, eliminando algumas limitações dos adesivos e trazendo benefícios como maior retenção e estabilidade das próteses faciais; supressão das reações da pele causadas pelos adesivos; maior durabilidade das margens e coloração das próteses faciais; melhor adaptação das bordas das próteses na pele; melhor conforto e facilidade na manutenção da higiene da prótese. Para instalação de implantes para reabilitação com prótese auricular, deve-se usar de 2 a 3 implantes de 4 mm de comprimento, sendo a melhor posição de 15 a 18 mm do canal auditivo externo. Do lado esquerdo nas posições correspondentes às horas do relógio 1, 3 e/ou 5 e para o lado direito 7, 9 e/ou 11 (BEUMER; NISHIMURA; MOY, 1995).

Tolman e Taylor (1996) relatam que o uso de 3 implantes reduz o cantilever e proporciona vantagem teórica associada ao tripoidismo. Sabin et al. (1997) afirmavam que as próteses faciais implanto-retidas eram uma alternativa de qualidade tanto para um tratamento provisório quanto para um definitivo, além de ser relativamente rápido.

Dias et al. (1997) já relatavam a facilidade com que os portadores de próteses auriculares implanto-retidas exerciam suas atividades mais livremente com benefícios funcionais e psicológicos animadores.

Asher et al. (1999) recomendavam o uso de guia cirúrgico confeccionado em resina incolor para melhor posicionamento dos implantes para resultados mais estéticos e funcionais.

De acordo com a posição dos implantes e o tipo de retenção usado, o contorno ideal da prótese auricular pode ser comprometido (WANG, 1999).

Wright et al. (1999) afirmam que o uso de 3 implantes só é necessário para utilização de magnetos, porque o efeito do tripoidismo garante a manutenção da estabilidade. Para o uso de sistema barra/clip recomendam apenas 2 implantes.

Wang e Andrés (1999) afirmaram que a reabilitação por meio de prótese auricular implanto-retida em pacientes com microssomia hemifacial só estaria indicada quando a reconstrução cirúrgica não fosse possível ou em insucesso cirúrgico prévio.

Wright et al. (1999) relatam caso de um paciente insatisfeito com uma prótese auricular retida por adesivos e após instalação de implantes e confecção da prótese auricular retida por implantes, o paciente relatou aumento dramático na melhoria da qualidade de vida, pois deixou de ser dependente da esposa para colocação da prótese auricular.

Westin et al. (1999) relatam grande estabilidade e satisfação estética em estudo feito com 99 pacientes, onde houve apenas 3% de incidência de irritação dérmica.

Desta forma, a reabilitação com prótese facial retida por implante apresenta técnica cirúrgica mais simples, fato que, muitas vezes, desperta a vontade no paciente de resolver seu problema rapidamente e com pouca intervenção cirúrgica. Esta técnica requer menos tempo de hospitalização, portanto gera diminuição dos

custos, melhor controle visual do sítio da exérese e resultado estético final previsível (PALMER et al., 1999).

Abu-Serriah et al. (2000) relatam a presença de microflora não natural ao redor dos pilares transcutâneos promovendo uma infecção que é comprometida por higiene precária e menor ventilação da pele em função da prótese.

Abu-Serriah et al. (2001) relatam 100% de sucesso em 85 implantes instalados em 33 pacientes na região temporal entre 1988 e 1998 em *West of Scotland Oral and Maxillofacial Surgery*, dizendo que a complicação mais comum em implantes extra-orais é a infecção dos tecidos moles ao redor dos pilares transcutâneos nos dois primeiros anos, porém respondendo bem a melhor higiene e terapia antibiótica tópica. Esta afirmação já havia sido relatada em trabalho realizado em 2000 pelos mesmos autores, os quais investigaram a microflora presente ao redor dos pilares transcutâneos através de cultura e testes de sensibilidade antibiótica.

A reconstrução protética facial deve ser realizada através de um tratamento multidisciplinar, desde a fase pré-operatória, quando o cirurgião-dentista protesista planejará junto ao cirurgião a melhor área para instalação dos implantes, obtendo-se uma adequada reabilitação estética (PACINI et al, 2001; PALMER; BRIX; BÉNATEAU, 2001).

Labbé et al. (2001) assumem a prótese facial como interessante solução quando a reconstrução cirúrgica é inviável por várias situações, entre elas as condições de saúde geral do paciente, durante avaliação da ressecção tumoral, prognóstico carcinológico incerto, durante planejamento cirúrgico reconstrutivo, vontade do paciente em resolver o problema de forma mais rápida e simples e com resultado estético previsível. Recomendam a troca da prótese a cada dois anos em

função da alteração progressiva de textura e cor, dormir sem a prótese para arejar os pilares transcutâneos, além de higiene rigorosa para evitar periimplantites.

Thorne et al. (2001) afirmaram que o sucesso tanto da reconstrução cirúrgica autógena quanto da aloplásica depende da experiência do cirurgião e da filosofia do centro de tratamento.

Boudard et al. (2001) avaliaram vantagens e desvantagens do uso de prótese faciais implanto-retidas através de critérios médicos e psicológicos. São eles:

- critério cirúrgico: implante extra-oral tem técnica cirúrgica mais simples, uso de anestesia local;
- critério carcinológico: prótese facial permite acesso à região de exérese;
- critério terapêutico: simples e reversível;
- critério econômico: menor hospitalização, menor custo;
- resultado final: resultado estético previsível.

Por muitos anos, os implantes endo-ósseos tipo Branemark foram exclusivos para as reabilitações extra-orais. Recentemente, passou-se a usar um material semelhante às placas de osteosíntese, sendo considerados como implantes justa-ósseos. Os implantes endo-ósseos apresentam tamanho padrão, necessitam de dois tempos cirúrgicos, seus pilares transcutâneos são iguais aos dentários, apresentam risco de lesão em áreas nobres adjacentes, e possuem vários sistemas de retenção. Já os implantes justa-ósseos apresentam-se em placas de até 1 mm de espessura, sendo esta maleável e moldável, os parafusos para sua estabilização podem ser de 2 a 6 mm de comprimento, requerem um tempo cirúrgico e tem pilares transcutâneos individualizados. Nenhum dos dois sistemas é ideal ou universal, porém em função

de critérios anatômicos, técnicas e situação clínica de cada lesão, os implantes endo-ósseos são mais confiáveis (DESMET et al., 2001).

Brix, Badie-Modiri e Delcampe (2001) acreditam que tanto os implantes endo-ósseos como os justa-ósseos devem obedecer um protocolo cirúrgico rigoroso e atraumático, além dos elementos protéticos serem universalizados para facilitar a reabilitação.

Sabin e Bonin (2001) acreditam que para o uso de implantes extra-orais os endo-ósseos são mais confiáveis e os mais utilizados na região temporal, promovendo uma boa retenção mecânica para as prótese auriculares.

A qualidade óssea da área adjacente à perda de estruturas é fator limitante da técnica de instalação de implantes extra-orais. O conhecimento das diferentes áreas de implantação, dos obstáculos anatômicos, protocolo cirúrgico rigoroso, além de exames radiográficos e tomográficos, se fazem necessários para a realização da técnica. O progresso dos exames com imagens tridimensionais são importantes para o planejamento cirúrgico, determinando quantidade, qualidade óssea e espessura dos tecidos moles. A densidade óssea cortical do osso temporal, assim como os tecidos moles da região mastóidea, favorecem a conexão percutânea permanente. O uso de guia cirúrgico para determinação da posição dos implantes é importante para um bom resultado protético estético. Quando não há espessura para a colocação de 2 a 3 implantes de 4 a 5 mm, pode-se fazer uso do sistema de placa Farmand (BADIE-MODIRI; KAPLANSKI, 2001).

Ganstrom et al. (2001) apresentaram sua experiência com implantes osseointegráveis em crianças, tanto para próteses auriculares quanto para aparelhos de audição, concluindo que os implantes osseointegráveis podem ser utilizados em crianças com sucesso.

Tulasne (2001) afirma que além da qualidade de vida melhorada, as próteses faciais retidas por implantes são eficazes, funcionais e duráveis.

Pham, Early e Park. (2003) descrevem a orelha como uma estrutura de características topográficas tridimensionais, projeção lateral e orientação vertical, advertem que para sua reconstrução é necessária uma combinação de ciência e arte e para cada área a ser reconstruída é necessária uma técnica cirúrgica específica.

Zim (2003) relata a vantagem da técnica cirúrgica para instalação de implantes osseointegráveis com a complexidade da técnica de reconstrução cirúrgica autógena, entretanto a prótese auricular requer trocas periódicas e higiene meticulosa da região ao redor dos conectores dos implantes, onde pode haver inflamação tecidual.

Abu-Serriah et al. (2003) descrevem desvantagens da reconstrução autógena de grandes defeitos por necessitar de técnicas cirúrgicas difíceis, longo tempo de hospitalização e aumento da morbidade.

Segundo Borghetti e Wassal (2004), os implantes extra-orais têm longevidade tão boa ou melhor que a obtida na cavidade bucal, desenvolvendo-se aparelhos protéticos para reabilitação facial com detalhes intrínsecos da anatomia e melhor interface com as bordas teciduais; os portadores de desfiguramento da região craniofacial expressaram profunda satisfação com as próteses faciais retidas por implantes.

O uso de prótese ancorada em implantes craniofaciais resultou em acentuada melhoria funcional, psicológica e social baseada no estabelecimento da segurança, função e aceitação da prótese como parte do corpo; trouxeram bem-estar, qualidade de vida, níveis aceitáveis de auto-estima e a habilidade de trabalhar fora de casa (BORGHETTI; WASSAL, 2004, p. 345).

Gaggi et al. (2004) concordam com a importância dos implantes para retenção de próteses auriculares, mas advertem para um bom planejamento para não haver conseqüências intracraniais.

2.4 Sistemas de Retenção em Prótese Implanto-Retida

Em sistemas de retenção com barra/clip, tem-se a necessidade de confecção de prótese noturna para dormir (ARCURI, 1989).

Pesquisa realizada por Rubenstein (1995) através de questionários encaminhados para Centros de reabilitação protética implanto-retida, nos dá a realidade dos sistemas utilizados nestas reabilitações. Os questionários foram encaminhados para 1 centro na Suécia (165 casos), 3 centros no Canadá (42 casos) e 24 centros nos Estados Unidos da América (131 casos). As próteses retidas por implantes apresentam-se divididas, sendo 71,5% de próteses auriculares, 19,5% de próteses orbitais, 6,3% próteses nasais e 2,7% de próteses combinadas. Dentre as próteses auriculares, os 3 centros usam em sua maioria o sistema clip, com 98% na Suécia, 100% no Canadá e 78% nos EUA. Já os magnetos, apenas 2% na Suécia e 7% nos EUA ou combinado com clip em 14% dos casos nos EUA. Com relação às próteses nasais temos um padrão semelhante, com uso de clip em 20% na Suécia, 100% no Canadá e 56% nos EUA. Os magnetos com uso de 80% na Suécia e 31% nos EUA e combinado com clip em 13% dos casos nos EUA. As próteses combinadas apresentam uso de clip em 40% na Suécia, 100% no Canadá e uso de magnetos em 40% na Suécia e 100% nos EUA; apenas na Suécia há a combinação

entre clip e magneto em 20% dos casos. Somente a prótese orbital apresenta uso de outros sistemas na Suécia (14%) e no Canadá (10%), mas ainda com uso de clip em 43% na Suécia, 30% no Canadá e 17% nos EUA. Os magnetos são usados em 29% na Suécia, 40% no Canadá e 57% nos EUA; a combinação entre clip e magnetos em 14% na Suécia, 20% no Canadá e 26% nos EUA.

Após os sucessos de osseointegração, as próteses confeccionadas com o intuito de serem retidas por implantes foram sendo adaptadas de acordo com o sistema de retenção escolhido, entre eles: clips, magnetos, barras, *o'rings*, entre outros; há também a possibilidade de combinação entre eles (BAIMA, 1996).

Wolfaardt, Coss e Levesque (1996), para o uso do sistema barra/clip, definem um desenho de barra que minimize o torque sobre os implantes, sendo de centro a centro dos cilindros e cantilever de no máximo 10 mm, otimizando o potencial para a manutenção da higiene. Realizam uma estrutura em resina acrílica que possa ser reaplicada e incorporada no molde sem a existência de remoção da barra do paciente, quando há necessidade de troca da prótese.

Segundo Dib e Oliveira (2002) existem muitas formas de ancorar as próteses faciais retidas por implantes, como barras metálicas, encaixes especialmente confeccionados (*attachments*) ou imãs individuais, sendo que a escolha do sistema a ser utilizado depende do defeito, da coordenação motora do paciente e da capacidade de manter os conectores limpos.

Mekayarajjananonth et al. (2002) afirmam que o sistema barra/clip para retenção de prótese auricular promove satisfatória retenção embora a barra possa dificultar e limitar o acesso à área para a higienização. Relatam um caso de individualização dos *attachments*, melhorando o acesso para higiene.

Lemon e Chambers (2002) propõem o uso de um novo sistema de retenção em prótese auricular chamado *Slant-Looock* com vantagens na instalação passiva da prótese antes do sistema ser ativado, porém com a desvantagem para remoção se o sistema não for desativado, podendo rasgar o silicone ou soltar da base acrílica.

A confecção do sistema barra/clip metálicos para retenção de prótese auricular exige grande complexidade e custo laboratorial alto porque, geralmente, usa-se metal precioso. A manutenção também é freqüente pela fratura e desgaste do clip. A combinação de barra acrílica e magnetos, simplifica a técnica laboratorial e reduz o custo (CHUNG et al., 2003).

Em estudo realizado para determinar a satisfação de 18 pacientes portadores de próteses mandibulares implanto-retidas por sistemas como barra/clip, *o'ring* e magnetos, concluiu-se que o sistema barra/clip foi preferido por 10 dos pacientes, o sistema *o'ring* por 7 e o sistema de magnetos por apenas 1 paciente (CUNE et al., 2005).

3 PROPOSIÇÃO

Considerando as dúvidas existentes quanto à retenção e à longevidade dos sistemas de retenção usados em próteses auriculares, o presente estudo teve como proposições:

3.1 Verificar a força de resistência à tração proporcionada por dois sistemas de retenção:

3.1.1 Sistema barra/clip

- 2 cliques
- 3 cliques

3.1.2 Sistema magnetos

- 2 magnetos
- 3 magnetos

3.2 Determinar o comportamento desses sistemas de retenção durante e ao final de ciclagem mecânica composta por 540, 1080, 1620, 2160, 2700 e 3240 ciclos de inserção e remoção .

4 MATERIAL E MÉTODOS

O protocolo de pesquisa do presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP) previamente à sua realização, conforme Parecer 71/03, Protocolo 65/03 (Anexo A).

4.1 Confeção dos Modelos

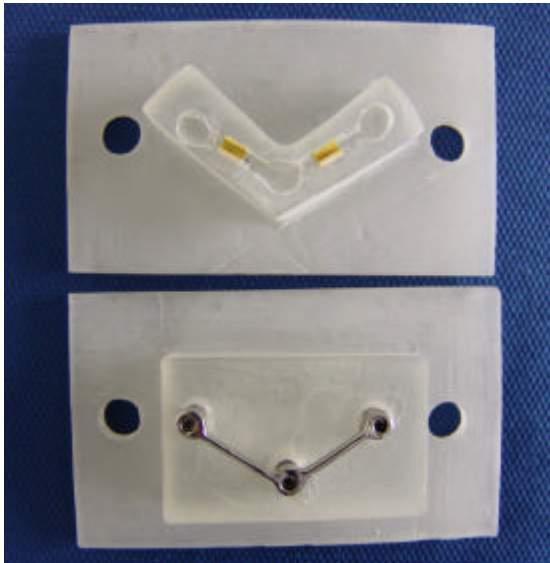
Para a padronização das bases foram confeccionadas bases de resina acrílica Clássico¹, previamente moldadas em cera 7 Wilson e incluídas em borracha silicone para moldes Silibor Clássico¹. Esses modelos de resina acrílica receberam implantes de titânio² com medida de \varnothing 3,5 por 4,5mm de comprimento, posicionados em locais pré-determinados de acordo com Tjellstrom (1990):

- modelo 1: considerando-se uma circunferência de 20mm de raio dividida como um relógio, sendo o centro da circunferência representado pelo canal auditivo do lado direito, com 2 implantes em posição 8h00 h e 11 h00;
- modelo 2: considerando-se uma circunferência de 20mm de raio dividida como um relógio, sendo o centro da circunferência representado pelo canal auditivo do lado direito, com 3 implantes em posição 8h00, 9h30 e 11h00.

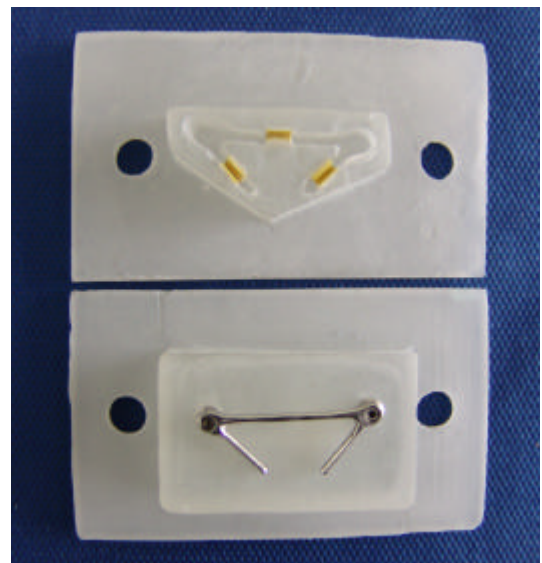
¹ Artigos Odontológicos Clássico Ltda. – São Paulo (SP), Brasil.

² Implante de titânio 3,5x4,5 (INP – Sistema de Implantes Nacionais e de Próteses Com Ltda.) código 1016 – lote 031103.

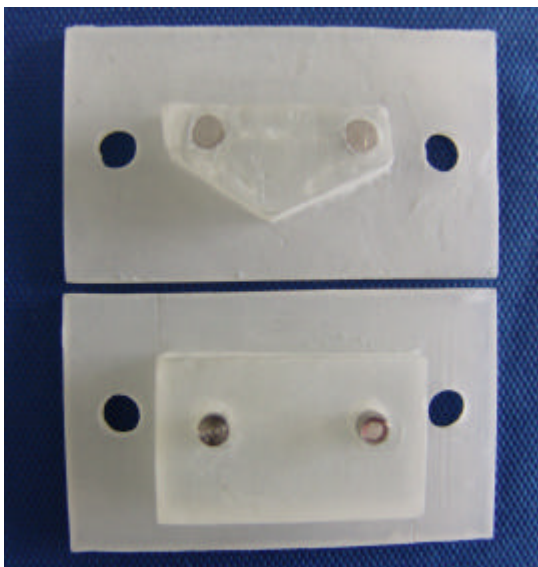
Esses modelos de resina receberam perfurações laterais para adaptação na máquina de testes de ciclagem, além de trilho na base inferior para sua apreensão na máquina de ensaios mecânicos Kratos (Figuras 4.1 e 4.2).



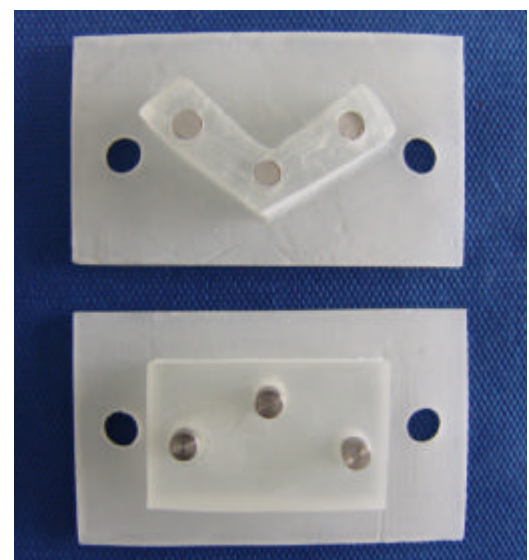
a) sistema barra/2 cliques



b) sistema barra/3 cliques

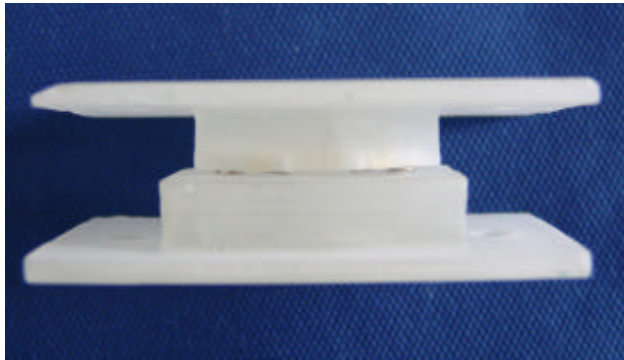


c) sistema 2 magnetos

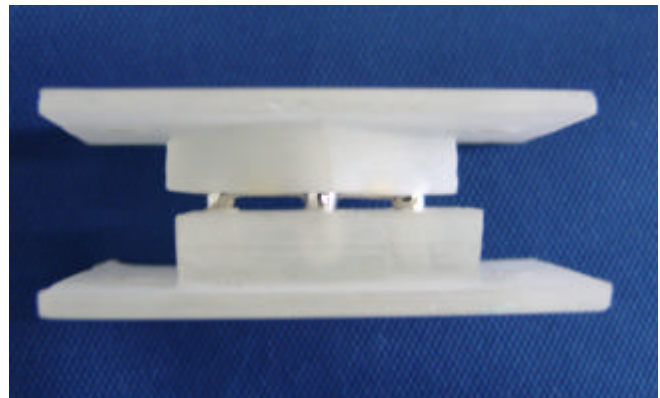


d) sistema 3 magnetos

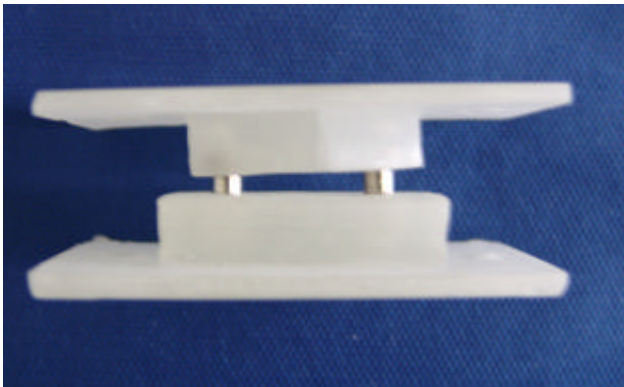
Figura 4.1 - Vista superior dos corpos de prova



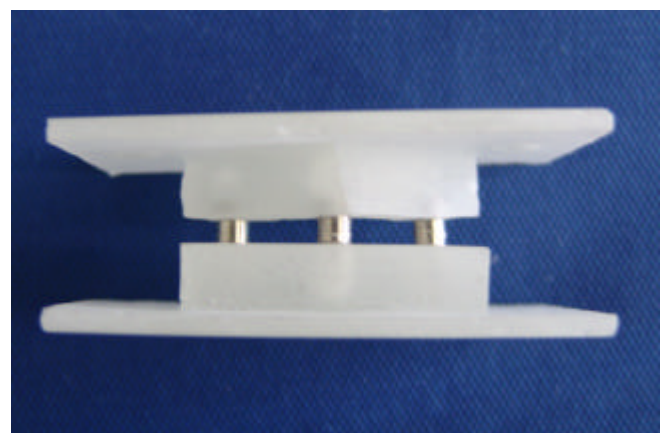
a) sistema barra/2 cliques



b) sistema barra/3 cliques



c) sistema 2 magnetos



d) sistema 3 magnetos

Figura 4.2 - Vista lateral dos corpos de prova

4.2 Sistemas de Retenção

Os sistemas de retenção empregados nos modelos foram

⇒ sistema barra/clip plástico³

- Grupo 1 - dois cliques
- Grupo 2 - três cliques

⇒ magneto⁴

- Grupo 3 – dois magnetos
- Grupo 4 – três magnetos

Para receber os sistemas de retenção foram confeccionadas bases acrílicas de resina que eram adaptadas às máquinas de testes de ciclagem através de perfurações laterais.

As barras de padrão plástico do sistema barra/clip foram adaptadas nos implantes dos modelos através de uclas⁵ sendo posteriormente fundidas em metal de liga níquel/cromo. Os cliques foram posicionados nas barras metálicas e capturados em resina acrílica auto polimerizável Clássico nas bases receptoras dos sistemas de retenção pela técnica de Nealon. Da mesma forma capturou-se os magnetos.

³ Barra para overdenture (INP – Sistema de Implantes Nacionais e de Próteses Com. Ltda.) código 712012 – lote 000001.

Clip amarelo para overdenture (INP – Sistema de Implantes Nacionais e de Próteses Com. Ltda.) código 715396 – lote 000001.

⁴ Magneto de Neodímio/Ferro/Boro com revestimento de Níquel – diâmetro 4,0mm e altura 2,0mm – (Metalmag Produtos Magnéticos Ltda.).

⁵ Pilar cilíndrico com ombro (INP – Sistema de Implantes Nacionais e de Próteses Com. Ltda.) código 36470 – lote 030407.

4.3 Preparo da Máquina de Testes de Ciclagem

Para poder fazer uso da máquina de testes de ciclagem foi necessária a confecção de duas bases metálicas usinadas com guias de inserção, mantendo-se o eixo de inserção vertical, ilustradas na Figura 4.3.

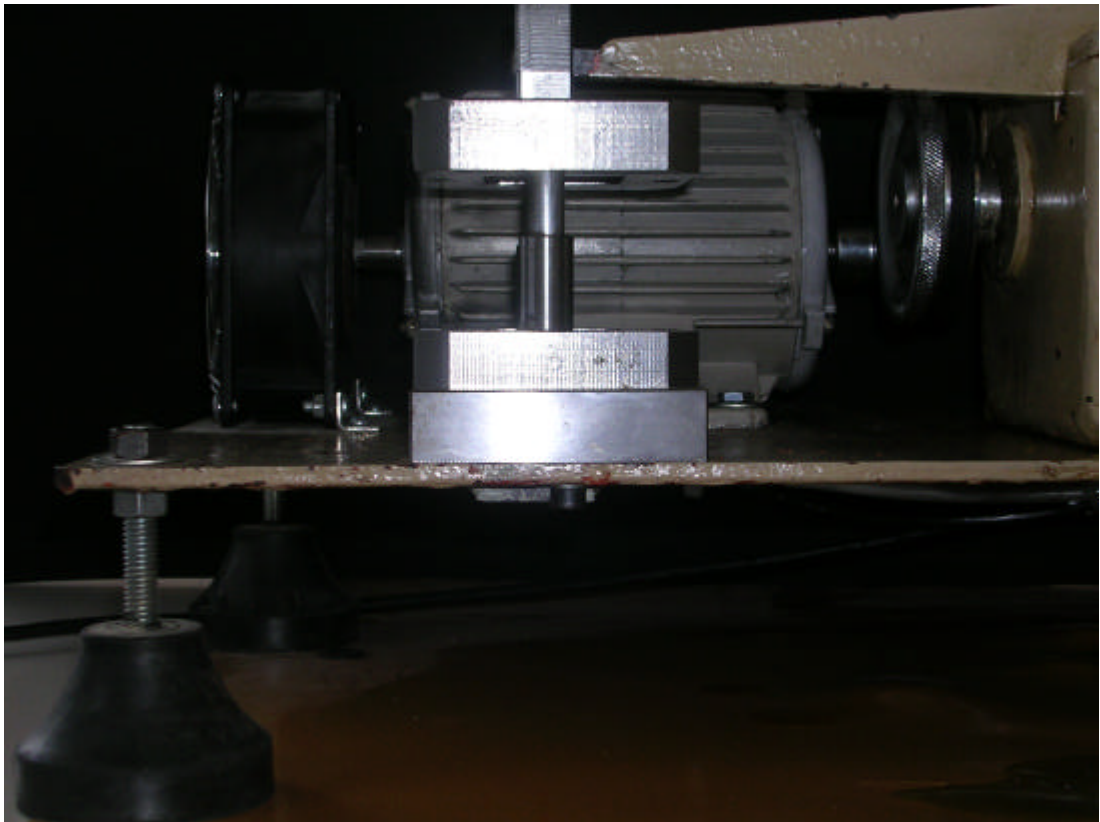


Figura 4.3 - Detalhe da peça usinada para realização de ciclagem mecânica

O motor também foi substituído por um motor de indução trifásico Eberle com inversor de frequência Danfoss 1HP/0,75KW com sistema de refrigeração, obtendo-se uma regulagem de 30 ciclos/minuto.

4.4 Aplicação de Carga Cíclica

A máquina de testes de ciclagem consiste em um motor elétrico trifásico com velocidade regulada por inversor de frequência que, por meio de uma correia e um sistema de engrenagens, movimenta uma haste. Esta, com duas extremidades, descreve um movimento cíclico de levantamento e abaixamento com amplitude de 2cm nas extremidades (Figura 4.4).

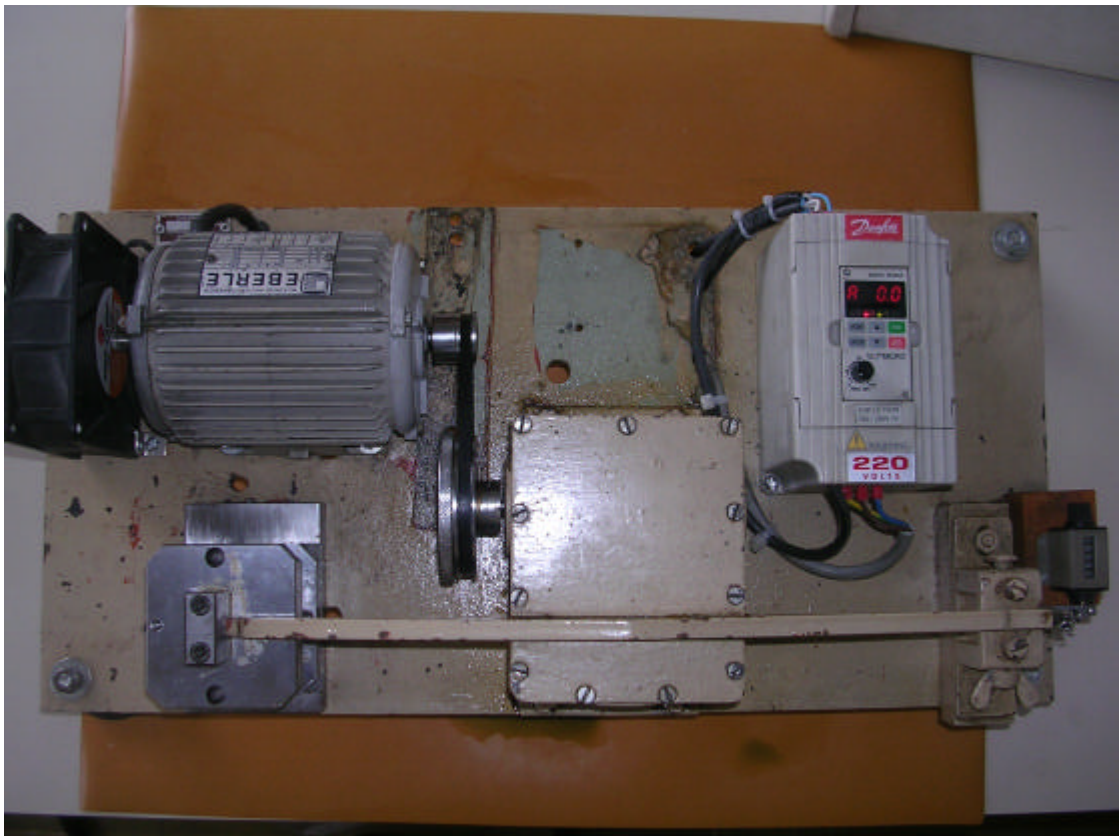


Figura 4.4 – Máquina de testes de cilagem

Em uma extremidade da haste foi acoplada uma das bases metálicas portando a base acrílica de resina com o sistema de retenção do corpo de prova de acordo com divisão dos grupos, na outra estava fixada uma mola ligada a um contador de ciclos.

A outra base metálica portando os implantes foi presa à estrutura de suporte da máquina por parafusos.

Para a determinação dos momentos dos ciclos, considerou-se a remoção de uma prótese auricular 3 vezes ao dia por um semestre, totalizando 540 ciclos de inserção e remoção. Desta forma as medições de força correspondem a semestres até o máximo de três anos, sendo determinados os momentos dos ciclos em 1-0, 2-540, 3-1080, 4-1620, 5-2160, 6-2700 e 7-3240.

4.5 Teste de Força de Resistência à Tração

No ciclo 1-0 e após realização de cada momento de ciclos foi realizado teste para determinação da força de resistência a tração do sistema de retenção do corpo de prova de acordo com a divisão dos grupos:

⇒ sistema barra/clip

⇒ magneto

A aplicação das forças de resistência à tração foi feita em uma máquina para ensaios mecânicos⁶ regulada com carga de 3Kg, precarga de 5%, deslocamento de 20mm e velocidade de deslocamento de 10mm/s (Figura 4.5). Em cada momento de ciclos eram realizadas 3 medições da força de remoção para realização de média aritmética.

⁶ Kratos Equipamentos Industriais - São Paulo (SP) Brasil.



Figura 4.5 - Máquina para ensaios mecânicos Kratos

5 RESULTADOS

Os resultados obtidos, sob a forma de médias aritméticas das forças de resistência à tração apresentadas pelos cinco corpos de prova de cada sistema de retenção estudado, durante os diferentes ciclos, estão apresentados no Apêndice 1. O corpo de prova número 2 do sistema de retenção constituído pelo sistema barra/clip – 2 cliques, sofreu ruptura durante o ciclo 5-2160, o que levou à eliminação de um corpo de prova de cada grupo, de modo que se mantivesse constante o número de corpos de prova para cada grupo estudado. Desta forma, a Tabela 5.1 apresenta as médias aritméticas das forças de resistência à tração obtidas neste ensaio mecânico, considerando-se 4 corpos de prova para cada um dos sistemas de retenção avaliados neste estudo.

Tabela 5.1 - Média* aritmética das forças de resistência à tração de acordo com o ciclo e o sistema de retenção

	2 Clipes	3 Clipes	2 Magnetos	3 Magnetos
CICLO				
Corpo de Prova 1				
0	0,8133	1,0866	0,0933	0,3133
540	0,8766	1,0600	0,0966	0,2966
1080	0,7833	0,9633	0,0966	0,2866
1620	0,7133	1,0100	0,1033	0,3266
2160	0,6400	0,8733	0,1000	0,2900
2700	0,5666	0,8966	0,1000	0,2900
3240	0,2900	0,6833	0,1033	0,2666
CICLO				
Corpo de Prova 3				
0	1,3800	2,4466	0,1300	0,3100
540	1,3366	2,0366	0,1233	0,2966
1080	1,2066	1,7466	0,1166	0,2766
1620	0,9900	1,7366	0,1166	0,3100
2160	0,9733	1,4600	0,1000	0,2566
2700	0,5966	1,6733	0,0966	0,2566
3240	0,4300	1,4866	0,0966	0,2300
CICLO				
Corpo de Prova 4				
0	0,5600	2,3366	0,1233	0,4233
540	0,3266	2,0966	0,1066	0,4266
1080	0,3800	1,8233	0,0933	0,3933
1620	0,3666	2,0366	0,1066	0,3933
2160	0,3266	1,9766	0,1033	0,4000
2700	0,3133	1,9800	0,0900	0,4066
3240	0,3133	1,8700	0,0933	0,3500
CICLO				
Corpo de Prova 5				
0	1,0333	2,1333	0,1466	0,3266
540	0,9333	1,5466	0,1266	0,3166
1080	0,7300	1,5733	0,1333	0,3066
1620	0,7033	1,5933	0,1466	0,3133
2160	0,6233	1,3433	0,1266	0,2966
2700	0,5166	1,3366	0,1400	0,2866
3240	0,4733	1,2233	0,1433	0,2833

* média em kgf

A Tabela 5.2 apresenta as médias de forças de resistência à tração apresentadas pelos quatro grupos de sistema de retenção ao longo dos ciclos considerados neste estudo.

Tabela 5.2 - Média das forças de resistência à tração* apresentada pelos sistemas de retenção ao longo dos ciclos considerados

Ciclo	Sistemas de Retenção			
	2 Clipes	3 Clipes	2 Magnetos	3 Magnetos
1 - 0	0,9527	2,0008	0,1233	0,03433
2 – 540	1,0874	1,6849	0,1133	0,3341
3 – 1080	0,775	1,5199	0,1099	0,3083
4 – 1620	0,6933	1,5941	0,1183	0,3358
5 – 2160	0,6408	1,4133	0,1075	0,3108
6 – 2700	0,4983	1,4716	0,1066	0,3099
7 – 3240	0,3766	1,3158	0,1091	0,2825

* média em kgf

Como pode ser observado na Tabela 5.2, ocorreu uma diminuição da força de resistência à tração ao longo dos ciclos de inserção e remoção para todos os sistemas de retenção considerados. O sistema 2 clipes apresentou uma elevação mínima da força de resistência à tração no ciclo 2-540, enquanto que os sistemas 3 clipes e 3 magnetos apresentaram ligeira elevação desta força no ciclo 4-1620. A partir deste ciclo, os sistemas de retenção 3 clipes e 3 magnetos demonstraram uma diminuição progressiva da resistência à tração. Apenas o sistema 2 magnetos apresentou elevação em dois ciclos, C 4-1620 e C7-3240, demonstrando uma maior instabilidade da força de resistência à tração ao longo da ciclagem.

Os Gráficos 5.1, 5.2, 5.3 e 5.4 ilustram valores médios das forças de resistência à tração para cada corpo de prova, obtidos respectivamente nos sistemas de retenção com 2 clipes, 3 clipes, 2 magnetos e 3 magnetos ao longo dos

ciclos estudados. Nestes gráficos encontram-se apresentados os comportamentos de cada corpo de prova dos diferentes sistemas de retenção estudados, podendo-se também observar o comportamento das médias para cada um dos sistemas de retenção cujos valores encontram-se listados na Tabela 5.2.

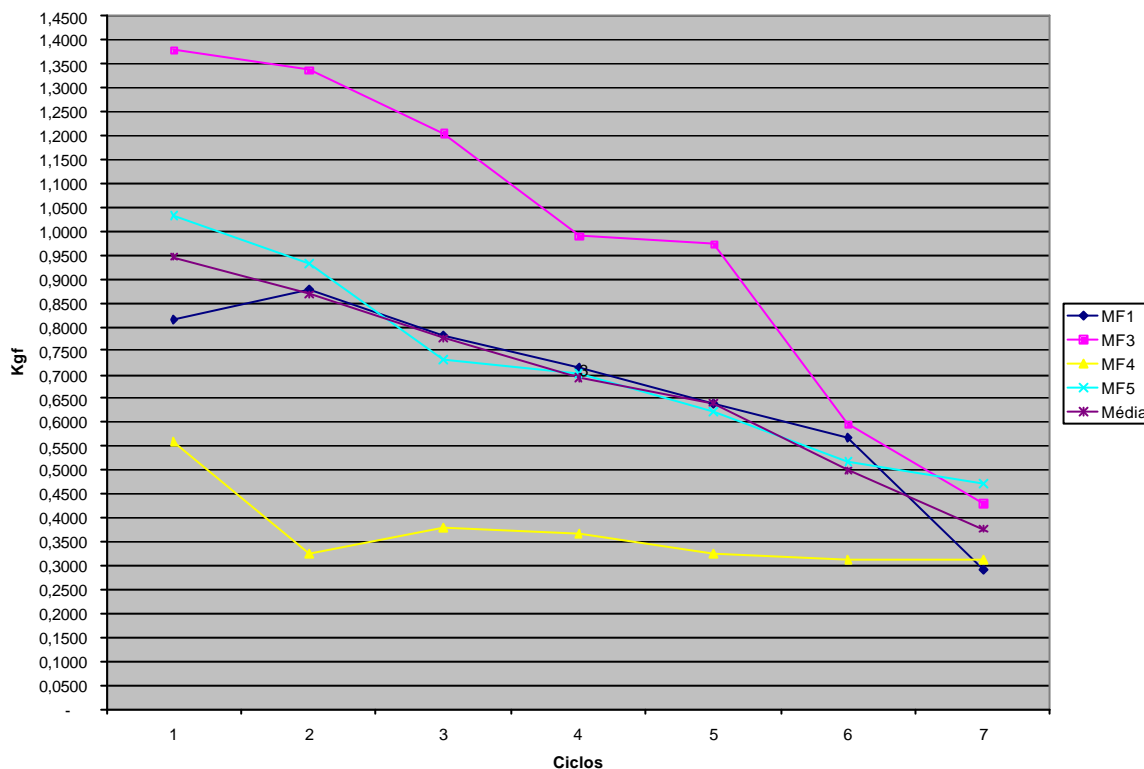


Gráfico 5.1 - Comportamento do sistema de retenção - 2 cliques ao longo dos ciclos considerados

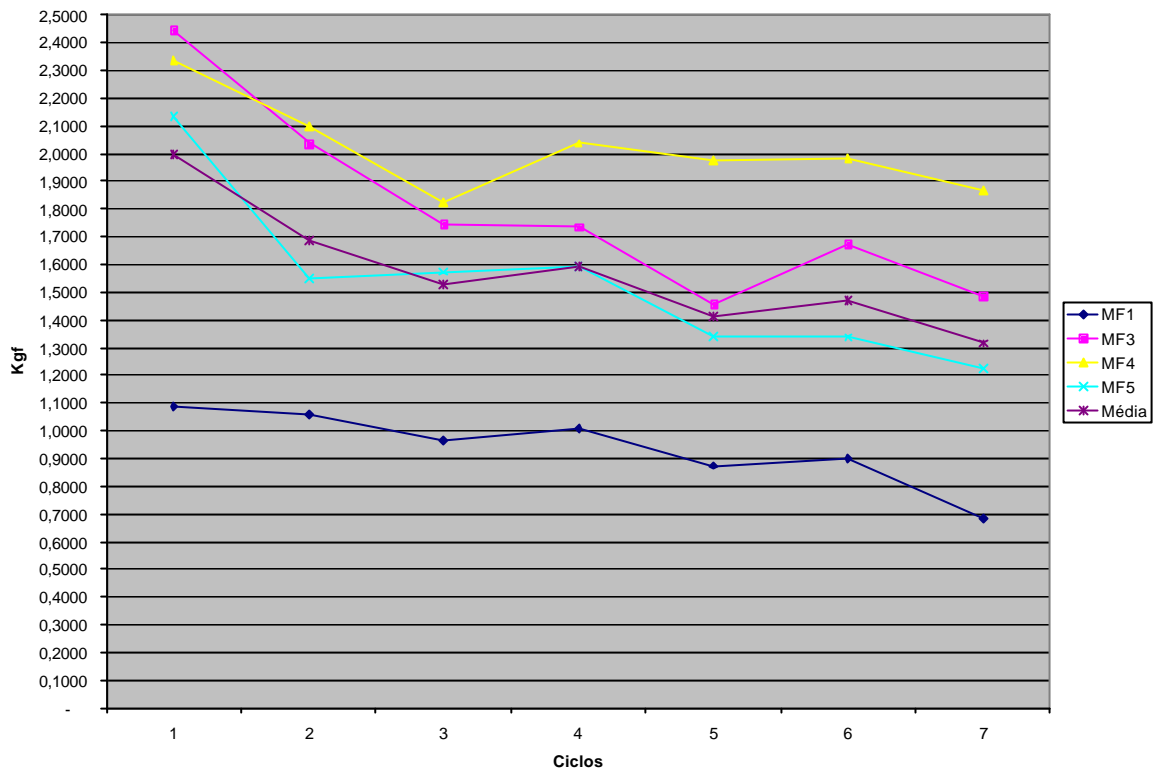


Gráfico 5.2 - Comportamento do sistema de retenção - 3 cliques ao longo dos ciclos considerados

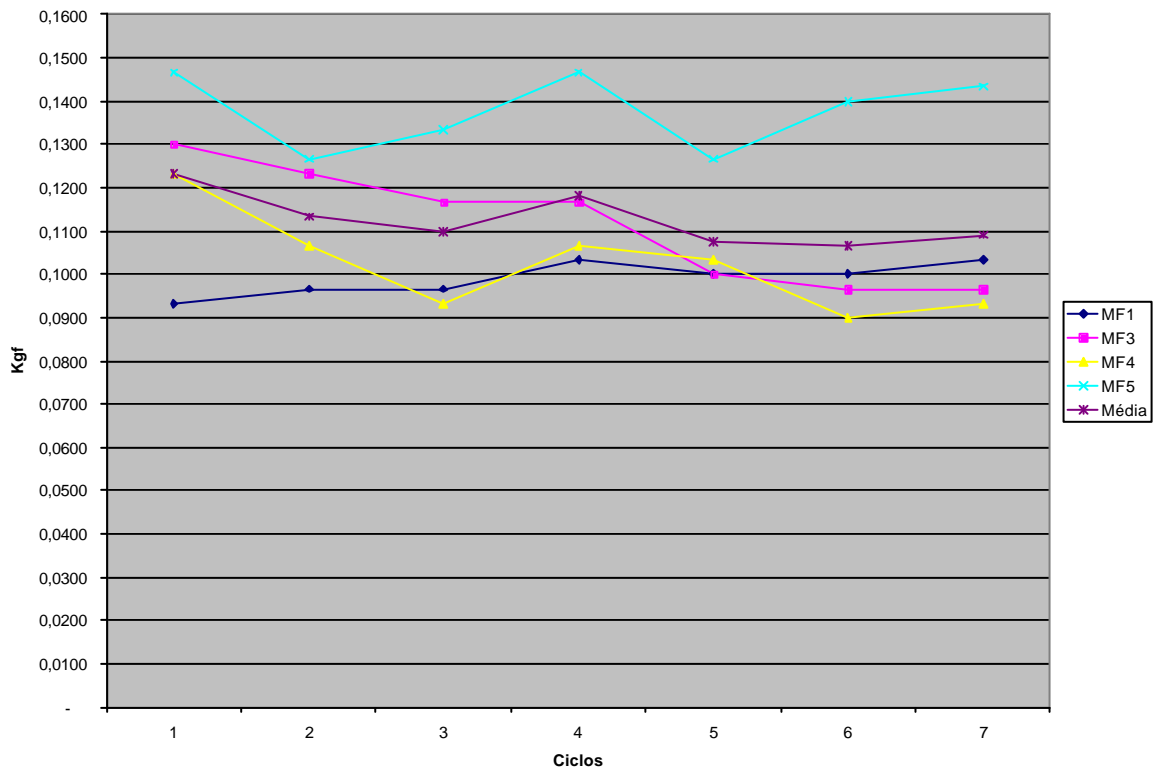


Gráfico 5.3 - Comportamento do sistema de retenção - 2 magnetos ao longo dos ciclos considerados

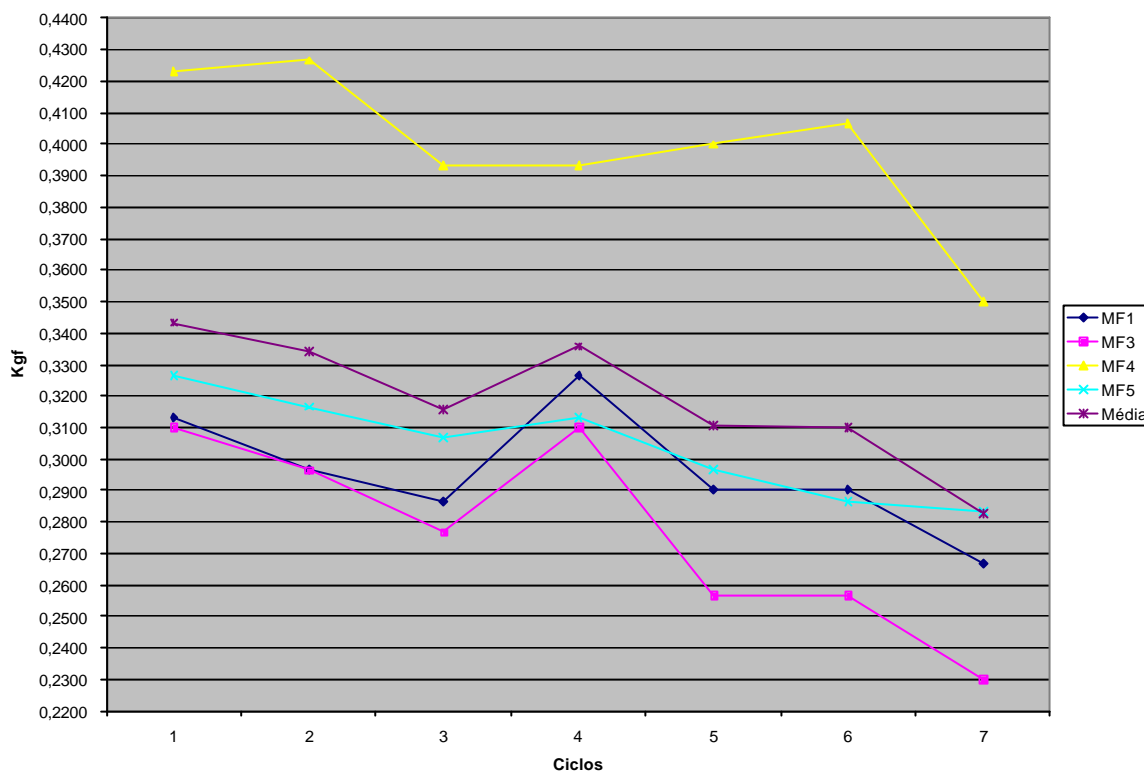


Gráfico 5.4 - Comportamento do sistema de retenção – 3 magnetos ao longo dos ciclos considerados.

Nos Gráficos 5.1, 5.2, 5.3 e 5.4 pode-se observar que, apesar dos valores iniciais da força de resistência à tração nos diferentes corpos de prova dos sistemas 2 cliques, 3 cliques, 2 magnetos e 3 magnetos serem diferentes, ocorreu, ao final das ciclagens, uma diminuição desta força em todos os corpos de prova examinados, bem como em suas médias.

O Gráfico 5.5 permite a observação do comportamento das médias das forças de resistência à tração para cada sistema de retenção ao longo dos ciclos de inserção e remoção. Neste gráfico observa-se que a maior força de resistência à tração foi proporcionada pelo sistema de retenção 3 cliques, seguida em ordem decrescente de força pelos sistemas 2 cliques, 3 magnetos e 2 magnetos. Observa-se ainda que este resultado permaneceu constante ao longo dos ciclos de inserção e remoção.

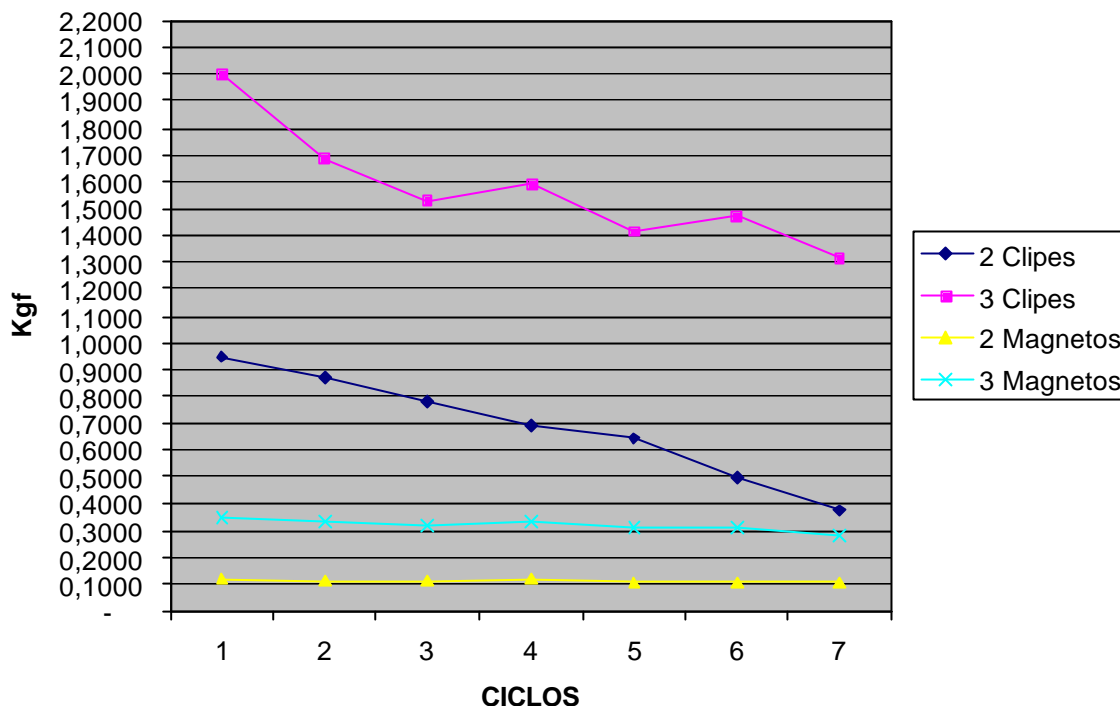


Gráfico 5.5 –Força de resistência à tração dos sistemas ao longo dos ciclos considerados

A Tabela 5.3 apresenta as médias percentuais da força de resistência à tração após a aplicação progressiva dos ciclos de inserção e remoção nos sistemas de retenção avaliados. Ocorre uma redução da força de resistência à tração em ambos os sistemas de retenção ao longo dos ciclos, independente do número de retentores incorporados. Considerando-se individualmente cada sistema observa-se esta diminuição percentual foi de 60,2% para o sistema com 2 cliques, 34,2% para 3 cliques, 11,5% para 2 magnetos e 17,7% para 3 magnetos.

Tabela 5.3 – Médias percentuais da força de resistência à tração após a aplicação progressiva dos ciclos de inserção e remoção

Sistema de Retenção	Ciclos						
	1-0	2-540	3-1080	4-1620	5-2160	6 -2700	7-3240
2 Cliques	100,00%	91,70%	81,90%	73,20%	67,70%	52,60%	39,80%
3 Cliques	100,00%	84,20%	76,30%	79,70%	70,60%	73,60%	65,80%
2 Magnetos	100,00%	91,90%	89,20%	95,90%	87,20%	86,50%	88,50%
3 Magnetos	100,00%	97,30%	92,00%	97,80%	90,50%	90,30%	82,30%

O Gráfico 5.6 ilustra esta redução percentual da força de resistência à tração. Observa-se que ocorrem variações desta redução ao longo dos ciclos em todos os sistemas de retenção considerados. Entretanto, o sistema 2 cliques, que apresentou a maior redução percentual, foi também o único sistema a revelar uma redução progressiva ao longo dos ciclos, sem apresentar oscilações.

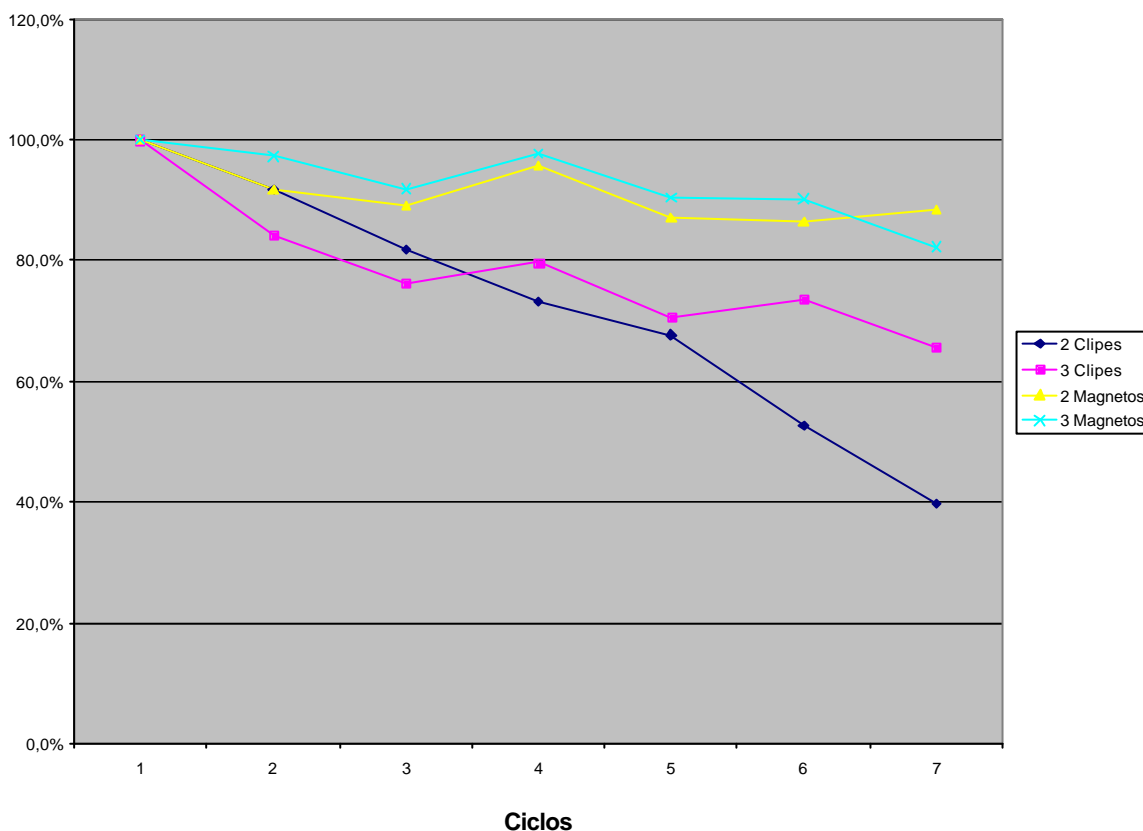


Gráfico 5.6 – Redução percentual da força de resistência à tração ao longo dos ciclos considerados.

O sistema 2 cliques apresentou a maior diminuição da força de resistência à tração ao longo da ciclagem mecânica (60,2%). A análise estatística apresentada no Quadro 5.1 revela que apenas o sistema 2 cliques apresentou redução significativa na força de resistência à tração ao final da ciclagem mecânica. Seguiram-se, em ordem decrescente de perda percentual, os sistemas 3 cliques e 3 magnetos. O sistema 2

magnetos apresentou a menor perda percentual, mantendo-se mais estável ao final da ciclagem.

Q 7A	REDUÇÃO DA FORÇA NO FINAL DOS CICLOS			
	2 Clipes	3 Clipes	2 Magnetos	3 Magnetos
Valor da estatística F	10,0929	2,9482	0,7786	2,7314
Valor crítico para F	5,9874	5,9874	5,9874	5,9874
	SIM	NÃO	NÃO	NÃO
Valor de p	0,0191	0,1368	0,4115	0,1495
Nível de significância	0,05	0,05	0,05	0,05
	SIM	NÃO	NÃO	NÃO
Sim se $F >$ Crítico e $p <$ nível de significância				

Quadro 5.1 - Redução final da força de resistência à tração nos diferentes sistemas

A Tabela 5.4 apresenta o estudo estatístico realizado pelo teste Tukey Kramer, onde a razão entre a Diferença Absoluta entre as médias de 2 amostras e o Intervalo Crítico (DA/IC) estabelece a unidade como referência. Desta forma os valores obtidos pela comparação de duas amostras são apresentados como: >1 – Diferente; <1 – Não Diferente. Os resultados estão apresentados individualmente para cada ciclo, observando se ocorre diferença estatística entre as forças de resistência à tração apresentada pelos sistemas de retenção 2 cliques, 3 cliques, 2 magnetos e 3 magnetos.

Tabela 5.4 - Sumário Tukey Kramer

Q5	SUMÁRIO TUKEY KRAMER				RESULTADO					Relação Dif. Abs./Int. Crít.				
	ALGUMAS ESTATÍSTICAS				TUKEY KRAMER					(> 1 - DIF) e (< 1 - N DIF)				
C1	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag	C1	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag	C1	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag
Média Aritmética	2,0008	2,0008	0,1233	0,3433	2 Cli		DIF	DIF	N DIF	2 Cli		1,40	1,10	0,80
Desvio Padrão	0,3476	0,6231	0,0223	0,0538	3 Cli			DIF	DIF	3 Cli			2,50	2,20
Máximo	1,3800	2,4466	0,1466	0,4233	2 Mag				N DIF	2 Mag				0,29
Mínimo	0,5600	1,0866	0,0933	0,3100	3 Mag					3 Mag				
Nível de Confiança (95,0%)	0,5532	0,9915	0,0354	0,0856										
C2	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag	C2	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag	C2	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag
Média Aritmética	0,8683	1,6850	0,1133	0,3341	2 Cli		DIF	DIF	N DIF	2 Cli		1,21	1,12	0,79
Desvio Padrão	0,4151	0,4840	0,0142	0,0624	3 Cli			DIF	DIF	3 Cli			2,34	2,01
Máximo	1,3366	2,0966	0,1266	0,4266	2 Mag				N DIF	2 Mag				0,33
Mínimo	0,3266	1,0600	0,0966	0,2966	3 Mag					3 Mag				
Nível de Confiança (95,0%)	0,6606	0,7702	0,0225	0,0993										
C3	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag	C3	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag	C3	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag
Média Aritmética	0,7750	1,5266	0,1100	0,3158	2 Cli		DIF	DIF	N DIF	2 Cli		1,38	1,22	0,84
Desvio Padrão	0,3388	0,3898	0,0187	0,0532	3 Cli			DIF	DIF	3 Cli			2,60	2,22
Máximo	1,2066	1,8233	0,1333	0,3933	2 Mag				N DIF	2 Mag				0,38
Mínimo	0,3800	0,9633	0,0933	0,2766	3 Mag					3 Mag				
Nível de Confiança (95,0%)	0,5391	0,6203	0,0297	0,0846										
C4	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag	C4	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag	C4	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag
Média Aritmética	0,6933	1,5941	0,1183	0,3358	2 Cli		DIF	DIF	N DIF	2 Cli		1,71	1,09	0,68
Desvio Padrão	0,2551	0,4310	0,0197	0,0390	3 Cli			DIF	DIF	3 Cli			2,80	2,38
Máximo	0,9900	2,0366	0,1466	0,3933	2 Mag				N DIF	2 Mag				0,41
Mínimo	0,3666	1,0100	0,1033	0,3100	3 Mag					3 Mag				
Nível de Confiança (95,0%)	0,4060	0,6858	0,0314	0,0621										
C5	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag	C5	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag	C5	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag
Média Aritmética	0,6408	1,4133	0,1075	0,3108	2 Cli		DIF	N DIF	N DIF	2 Cli		1,39	0,96	0,59
Desvio Padrão	0,2643	0,4531	0,0128	0,0620	3 Cli			DIF	DIF	3 Cli			2,35	1,99
Máximo	0,9733	1,9766	0,1266	0,4000	2 Mag				N DIF	2 Mag				0,37
Mínimo	0,3266	0,8733	0,1000	0,2566	3 Mag					3 Mag				
Nível de Confiança (95,0%)	0,4206	0,7210	0,0204	0,0986										

Continua...

(conclusão)

Q5 SUMÁRIO TUKEY KRAMER					RESULTADO					Relação Dif. Abs./Int. Crít.				
ALGUMAS ESTATÍSTICAS					TUKEY KRAMER					(> 1 - DIF) e (< 1 - N DIF)				
C6	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag	C6	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag	C6	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag
Média Aritmética	0,4983	1,4716	0,1067	0,3100	2 Cli		DIF	N DIF	N DIF	2 Cli		1,90	0,77	0,37
Desvio Padrão	0,1277	0,4648	0,0226	0,0662	3 Cli			DIF	DIF	3 Cli			2,67	2,27
Máximo	0,5966	1,9800	0,1400	0,4066	2 Mag				N DIF	2 Mag				0,40
Mínimo	0,3133	0,8966	0,0900	0,2566	3 Mag					3 Mag				
Nível de Confiança (95,0%)	0,2031	0,7395	0,0360	0,1053										
C7	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag	C7	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag	C7	2 Cli	3 Cli	2 Mag	3 Mag
Média Aritmética	0,3767	1,3158	0,1091	0,2825	2 Cli		DIF	N DIF	N DIF	2 Cli		1,76	0,50	0,18
Desvio Padrão	0,0889	0,4983	0,0232	0,0502	3 Cli			DIF	DIF	3 Cli			2,26	1,93
Máximo	0,4733	1,8700	0,1433	0,3500	2 Mag				N DIF	2 Mag				0,32
Mínimo	0,2900	0,6833	0,0933	0,2300	3 Mag					3 Mag				
Nível de Confiança (95,0%)	0,1415	0,7929	0,0369	0,0799										

Os resultados apontam que ocorre diferença entre as forças de resistência à tração apresentada pelos sistemas de retenção 2 cliques e 3 cliques em todos os ciclos considerados. Entretanto ocorre diferença estatística entre os sistemas 2 cliques e 2 magnetos até o ciclo 4 1620, mas não nos ciclos subsequentes. O sistema de retenção 2 cliques não difere do sistema de retenção 3 magnetos ao longo de todos os ciclos.

As forças de resistência à tração apresentadas pelo sistema de retenção 3 cliques diferem estatisticamente daquelas observadas tanto no sistema de retenção 2 magnetos, como no sistema de 3 magnetos, ao longo de todos os ciclos.

Ao se considerar o sistema de retenção 2 magnetos observa-se que as forças de resistência à tração apresentadas por este sistema não diferem estatisticamente daquelas resultantes da utilização do sistema 3 magnetos, ao longo de todos os ciclos.

6 DISCUSSÃO

Existe uma grande variedade de sistemas de retenção para próteses implanto-retidas, como cliques, magnetos, barras, *o'rings*, entre outros; além da possibilidade de combinação entre eles. A consulta da literatura mostrou que ainda existem muitas dúvidas sobre a retenção, manutenção e longevidade dos sistemas de retenção usados nestas próteses, onde diversos autores, em pesquisas clínicas ou *in vitro*, tentam fazer uma comparação na relação entre o tempo de uso e o desgaste sofrido pelos sistemas de retenção usados em prótese implanto-retidas.

Freitas, Vaz e Pedreira (2003), Gamborena et al. (1997) e Setz, Lee e Engel (1998), após realização de experimentos laboratoriais com sistemas de retenção, são da opinião que os estudos *in vitro* podem ou não reproduzir com fidelidade as condições de uso destas próteses em função do elevado número de ciclos de inserção e remoção destes sistemas de retenção em que há, geralmente, a perda progressiva de retenção dos sistemas testados em função do desgaste biomecânico previamente esperado. Entretanto, os autores acham que os testes laboratoriais não reproduzem a situação real de uso das próteses pelos pacientes, isto porque em experimentos, o eixo de inserção e remoção é sempre perpendicular à base retentora do sistema de retenção, não sendo necessariamente desta forma o uso pelos pacientes, muitas vezes causando deformações e perda de retentividade mais rapidamente, principalmente em próteses orais implanto-retidas pelos movimentos mandibulares em função mastigatória.

O plano de inserção neste experimento foi sempre no sentido vertical, ao longo eixo dos sistemas, entretanto no uso diário das próteses, dificilmente sua

remoção não sofrerá um pequeno deslocamento em outro eixo, muitas vezes diminuindo a longevidade e causando alterações morfológicas dos sistemas de retenção.

A captura dos cliques na base acrílica da prótese auricular deve ser realizada mantendo-os alinhados, isto porque seu posicionamento pode influenciar o direcionamento das forças recebidas e transmitidas por eles durante sua inserção e remoção além de gerar forças laterais que proporcionem sua fratura ou deformação (FREITAS; VAZ; PEDREIRA, 2003).

A quantidade de resina utilizada para captura dos cliques também pode ser um fator determinante na força de retenção dos cliques, pois seu excesso pode limitar a flexibilidade das extensões dos cliques, deixando-os mais retentivos (BREEDING; DIXON; SCHMITT, 1996; FREITAS; VAZ; PEDREIRA, 2003).

Neste experimento realizou-se a captura dos cliques do primeiro corpo de prova nas bases acrílicas com resina acrílica quimicamente ativada pela técnica de Nealon de forma que os cliques utilizados nos outros 4 corpos de prova fossem substituídos sem a necessidade de nova captura, ficando encaixados nas cavidades promovidas no primeiro corpo de prova. Desta forma procurou-se padronizar a quantidade de resina para apreensão dos cliques em todos os corpos de prova. Apenas um corpo de prova do grupo com 2 cliques apresentou fratura de um dos cliques.

Para padronização dos resultados e realização dos testes estatísticos, em função da fratura do clique do grupo com 2 cliques, eliminou-se também uma amostra dos outros 3 grupos, ficando cada grupo, para efeito estatístico, com 4 corpos de prova cada.

Cune et al. (2005) determinam a satisfação de pacientes portadores de próteses mandibulares implanto-retidas por sistemas como barra/clip, *o'ring* e magnetos, onde o sistema barra/clip foi preferido pelos pacientes, seguido pelo sistema *o'ring* e por último o sistema de magnetos.

Labbé et al. (2001) recomendam a troca da prótese auricular a cada dois anos em função da alteração progressiva de textura e cor, desta forma, determinou-se neste estudo a verificação da perda de retenção dos sistemas em um período de 3 anos, fator também determinante para a troca de uma prótese implanto-retida. Os aspectos de eficácia e longevidade do sistema de retenção de uma prótese auricular são fatores bastante importantes a serem considerados no planejamento da reabilitação protética. Estes são aspectos determinantes da satisfação do paciente com o tratamento protético e, em última instância, do sucesso da reabilitação proporcionada.

Este trabalho estuda as forças de resistência à tração, que em termos clínicos representa a retenção da prótese, proporcionada por diferentes sistemas de retenção ao longo de ciclos de inserção e remoção, que clinicamente refletem o tempo de uso da prótese. Os dados são analisados por meio do Procedimento Tukey-Kramer para comparações múltiplas, onde compara-se a Diferença Absoluta entre as médias de 2 amostras com o Intervalo Crítico das mesmas: sendo a primeira maior do que a segunda, as médias são estatisticamente diferentes ($>1-DIF$) e, se menor, são estatisticamente iguais ou Não diferentes ($<1-N DIF$).

Breeding, Dixon e Schmitt (1996) provam em seu trabalho realizado com sistema barra/clip utilizando 1 e 2 cliques como retentores, com ciclos de inserção e remoção que 2 cliques possuem maior capacidade de retenção que apenas 1 clip, tanto no momento inicial do teste quanto no final da ciclagem mecânica. Neste

experimento verificou-se o mesmo comportamento observado por Breeding, Dixon e Schmitt (1996), onde os sistemas retentivos testados mantiveram a diferença de retenção ao longo das ciclagens mecânicas.

A diminuição da força de resistência à tração após a ciclagem observada em todos os sistemas de retenção testados neste estudo está em concordância com as observações de Breeding, Dixon e Schmitt (1996), Freitas, Vaz e Pedreira (2003), Gamborena et al. (1997) e Setz, Lee e Engel (1998), autores que também constatarem uma perda progressiva da retenção dos sistemas por eles utilizados.

A perda da capacidade retentiva proporcionada pelos diferentes sistemas ao longo dos ciclos de inserção e remoção reflete clinicamente a durabilidade do sistema e a necessidade de manutenção e troca dos elementos retentores. É interessante observar que neste trabalho o sistema 2 cliques, apresentou a maior perda da capacidade de retenção (60,2%) ao final da ciclagem mecânica, mas manteve, em valores absolutos, a sua posição de segunda maior capacidade retentiva. O sistema 3 cliques apresentou a menor perda percentual da capacidade de retenção, que se manteve maior e estatisticamente diferente de todos os outros sistemas. Entretanto, o sistema 2 cliques, que inicialmente diferia do sistema 2 magnetos, não diferiu deste sistema a partir do C5- 2160.

Segundo Chung et al. (2004), Del Valle et al. (1995), Petropoulos, Smith e Kousvelari (1997) e Seignemartin, Dib e Oliveira (2004), o sistema barra/clip proporciona maior retenção do que o sistema com magnetos. Esta condição foi igualmente observada no ciclo1-0 deste trabalho, momento em que os sistemas barra/clipes se mostraram estatisticamente mais retentivos que os sistemas com magnetos. Adicionalmente constatamos que o número de elementos retentores do sistema barra/clip influi tanto na capacidade de retenção inicial como na final,

momentos em que o sistema 2 cliques diferiu estatisticamente do sistema 3 cliques. O mesmo não ocorre com as retenções proporcionadas pelos sistemas 2 ou 3 magnetos, uma vez que estes sistemas não apresentam diferença estatística antes e após a ciclagem mecânica. Desta forma, a relação entre o número de elementos retentores dentro do sistema barra/clipes e do sistema magnetos se mantém estatisticamente iguais ao final da ciclagem mecânica.

Algumas amostras dos sistemas barra/clipes apresentaram aumento da força de resistência à tração após alguns ciclos. Setz, Lee e Engel (1998) relatam em seu experimento com sistemas de retenção para prótese bucal implanto-retida, que alguns sistemas de retenção sofreram aumento na força retentiva após os primeiros 1500 ciclos de inserção e remoção, sendo em sua maioria o sistema barra/clip. Segundo Freitas, Vaz e Pedreira (2003), este aumento da capacidade de retenção ocorre em função da ativação da memória elástica dos materiais utilizados para a fabricação dos cliques, sendo uma característica inerente aos mesmos. O mesmo comportamento não foi observado nos sistemas com 2 e 3 magnetos durante este experimento, ocorrência esta não justificada na literatura consultada. Nesta pesquisa, o aumento da capacidade de retenção dos sistemas barra/clip e magneto ocorreram em diferentes momentos da ciclagem, sendo mais acentuado entre os ciclos C2- 540 e C3- 1080.

Segundo Seignemartin, Dib e Oliveira (2004), o sistema barra/clip como retentor de prótese implanto-retida requer dos pacientes que farão uso deste tipo de prótese, boa destreza manual e boa higienização para evitar inflamações nas regiões periimplantares, situação comumente encontrada pela dificuldade na manutenção da higiene sob a barra metálica.

Para a retenção de uma prótese auricular pode-se fazer uso de 2 a 3 implantes, de acordo com o planejamento do sistema de retenção a ser utilizado. A retenção pelo sistema barra/clip pode ser feita apenas com 2 implantes, onde podem ser utilizados 2 ou 3 cliques para retenção da prótese auricular. Porém, no caso do sistema de magnetos, 2 implantes comportam o emprego de apenas 2 magnetos, sendo necessária a instalação de 3 implantes se houver necessidade ou indicação para 3 magnetos. Estes aspectos refletem a importância que este estudo comparativo apresenta na avaliação e determinação do sistema de retenção a ser empregado quando se confecciona uma prótese auricular.

Wright et al. (1999) afirmam que para prótese auricular implanto-retida por meio do sistema barra/clip apenas 2 implantes se fazem necessários, enquanto para uso de magnetos é melhor fazer uso de 3 implantes em função do efeito de tripoidismo obtido entre eles através da posição dos implantes, mantendo a estabilidade da prótese.

Seignemartin, Dib e Oliveira (2004) relatam que pares de magnetos criam um campo magnético ao seu redor e possuem pouca adesão, além de estarem sujeitos à redução da capacidade retentiva com o tempo. Recomendam para pacientes com pouca destreza manual o uso de magnetos que apresentam maior facilidade de inserção que o sistema barra/clip.

MacCartney (1991) recomendava o uso de magnetos ao invés do sistema barra/clip em prótese auricular pela dificuldade do acesso visual pelo paciente, onde pela atração magnética dos magnetos a inserção da prótese auricular se faz em apenas uma posição, facilitando sua instalação.

Neste experimento o sistema barra/clip mostrou-se superior com relação à força de retenção aos sistemas com magnetos, onde o sistema 3 cliques apresentou-

se consistentemente diferente dos outros sistemas em todos os ciclos. O sistema 2 cliques demonstrou ser até o ciclo 5, diferente do sistema 2 magnetos, porém sem apresentar diferença com o sistema 3 magnetos em nenhum dos ciclos. As retenções proporcionadas pelos sistemas 2 magnetos e 3 magnetos se apresentaram iguais em todos os ciclos.

Desta forma, quando houver três implantes para confecção de prótese auricular pode-se fazer uso tanto do sistema barra/clip quanto de magnetos, utilizando-se de dois cliques ou três magnetos sem diferenças estatísticas significantes na força de retenção proporcionada. Porém para confecção de prótese auricular retida por apenas dois implantes o sistema barra/clip mostra-se mais eficiente e com maior força de retenção que o uso de apenas dois magnetos.

7 CONCLUSÕES

Nas condições de realização do presente trabalho, foi possível concluir que:

1. Os sistemas de retenção barra/clipes proporcionam maiores retenções do que os sistemas que utilizam magnetos.
2. A ciclagem mecânica não interfere na relação entre o número de elementos retentores e a retenção proporcionada dentro dos sistemas barra/clip e dos sistemas magnetos, uma vez que ela se mantém maior para o sistema barra/3 cliques do que para o sistema barra/2 cliques e igual entre os sistemas 2 e 3 magnetos, ao final da ciclagem mecânica.
3. O sistema barra/2 cliques sofre uma perda significativa de capacidade de retenção frente à ciclagem mecânica, sugerindo uma menor longevidade clínica.
4. Os sistemas com 2 e 3 magnetos e barra/3 cliques apresentaram uma menor perda da capacidade de retenção ao final da ciclagem mecânica, sugerindo uma maior longevidade clínica.
5. A relação da capacidade de retenção entre os sistemas não se altera com a ciclagem mecânica uma vez que a retenção proporcionada pelo sistema barra/3 cliques é superior às apresentadas pelos sistemas barra/2 cliques e sistemas com 2 e 3 magnetos, no início, durante e ao final da ciclagem mecânica.

6. A ciclagem mecânica não interfere na relação da retenção proporcionada pelos sistemas barra/2 cliques e sistema 3 magnetos, uma vez que estes sistemas não diferem durante e ao final da ciclagem mecânica, indicando uma longevidade clínica semelhante.
7. A ciclagem mecânica não interfere na relação da retenção proporcionada pelos sistemas com 2 magnetos e 3 magnetos, uma vez que estes sistemas não diferem durante e ao final da ciclagem mecânica, indicando uma longevidade clínica semelhante.

REFERÊNCIAS¹

Abu-Serriah MM, Bagg J, McGowan DA, Moos KF, MacKenzie D. The microflora associated with extra-oral endosseous craniofacial implants: a cross-sectional study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2000;29(5):344-50.

Abu-Serriah MM, McGowan DA, Moos KF, Bagg J. Extra-oral endosseous craniofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2003;32(5):452-8.

Abu-Serriah MM, McGowan DA, Moos KF, Bagg J. Outcome of extra-oral craniofacial endosseous implants. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2001;39(4):269-75.

Arcuri MR. Framework night guards for implant-retained auricular prostheses. *J Prosthet Dent* 1989;62(3):325-7.

Asher ES, Evans JH, Wrigth RF, Wazen JJ. Fabrication and use of a surgical template for placing implants to retain an auricular prosthesis. *J Prosthet Dent* 1999;81(2):228-33.

Badie-Modiri B, Kaplanski P. Implants extra-oraux: principales aires d'implantation. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 2001;102(5):229-34.

Baima RF. Implant-supported facial prostheses. *J Mich Dent Assoc* 1996;78(4):50-64.

Bénateau H, Fabrice S, Labbé D, Riscala S, Crasson F, Alix T. Implants extra-oraux et irradiation: tendances actuelles. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 2001;102(5):266-9.

Beumer J, Nishimura R, Moy P. Restoration of acquired head neck defects with osseointegrated implants. In: Fonseca JF, Davis WH. *Reconstructive preprosthetic oral and maxillofacial*. 2nd ed. Philadelphia: W.B. Saunders; 1995. sec. V, p. 949-58.

Bobbio A. Evolução dos implantes. In: Serson D. *Implantes orais: teoria e prática*. São Paulo: S.N.; 1989. cap. 1, p. 3-15.

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

Borghetti VI, Wassal T. O uso de implantes osteointegráveis na reconstrução craniofacial. *Implant News* 2004;1(4):339-46.

Boudard P, Cadre B, Herman D, Krastinova D, Sabin P. Pertes de substance faciales localices: critères de recours aux IEO et cas cliniques. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 2001;102(5):253-60.

Branemark P-I. *Tissue-integrated prostheses*. Chicago: Quintessence; 1985. cap. 1, p. 11-76.

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

Brix M, Badie-Modiri B, Delcampe P. Implants extra-oraux: procedures chirurgicales. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 2001;102(5):243-8.

Chang TL, Garrett N, Roumanas E, Beumer J. 3rd. Treatment satisfaction with facial prostheses. *J Prosthet Dent* 2005;94(3):275-80.

Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin Jr. RJ. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont* 2004;13:221-6.

Chung RWC, Siu ASC, Chu FCS, Chow TW. Magnet-retained auricular prosthesis with an implant-supported composite bar: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2003;89(5):446-9.

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

Curcio R, Carvalho MB, Neto JP, Cardoso W, Pagotto SR. Reabilitação em câncer avançado de cavidade oral em paciente irradiado com implantes osteointegrados. *Rev Bras Implant* 2003;9(1):5-6.

Del Valle V, Faulkner G, Wolfaardt J, Rangert B, Tan HK. Mechanical evaluation of craniofacial osseointegration retention systems. *Int J Oral Max Impl* 1995;10(4):491-8.

Desmet B, Bonin B, Palmer S, Belloni D. Description et classification des implants extra-oraux. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 2001;102(5):235-8.

Dias PV, Carvalho LRR, Fé AM, Ferreira LCP, Pinho BP, Siqueira JTT. Reconstrução facial com prótese ancorada em implantes osteointegrados: apresentação de um caso clínico. *Rev Bras Implant* 1997;3(4):7-11.

Dias RB, Maia FAZ, Sansiviero A. Reabilitação buco maxilo facial: enxerto ósseo e titânio. *Rev Odontol Univ Santo Amaro* 1998;3(2):87-9.

Dib LL, Oliveira JAP. Reabilitação bucomaxilofacial: uso de próteses e implantes osseointegrados. In: Cardoso RJA. *Oclusão/ATM: prótese, prótese sobre implantes, prótese buco maxilo facial*. São Paulo: Artes Médicas; 2002. cap. 25, p 575-87.

Ferreira RA. Escultores da face. *Rev Assoc Paul Cir Dent* 1998;52(1):9-18.

Foussadier F, Menard P, Zaza R, Pillet J, Bertrand C. Prothèse auriculaire fixée sur implants intra-mastoïdiens. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1993;94(5):312-7.

Franzén L, Rosenquist JB, Rosenquist KI, Gustafsson I. Oral implant rehabilitation of patients with oral malignancies treated with radiotherapy and surgery without adjunctive hyperbaric oxygen. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(2):183-7.

Freitas R, Vaz LG, Pedreira APRV. Avaliação comparativa da perda de retenção de attachments do tipo barra/clipes usados em overdentures. *Rev Odontol UNESP* 2003;32(2):113-8.

Gamborena JI, Hazelton LR, NaBadalung D, Brudvik J. Retention of ERA direct overdenture attachments before and after fatigue loading. *Int J Prosthodont* 1997;10(2):123-30.

Gaggl A, Rainer H, Scharfegger H, Attelscheck D, Chiari FM. Sigmoid and transverse sinus thrombosis caused by mastoid implant: case report. *J Cranio-Maxillofac Surg* 2004;32(5):324-9.

Granstrom G, Bergstrom K, Odersjo M, Tjellstrom P. Osseointegrated implants in children: experience from our first 100 patients. *Otollaryngol Head Neck Surg* 2001;125(1):85-92.

Hakansson B, Lidén G, Tjellstrom A, Ringdahl A, Jacobsson M, Carlsson P, et al. Ten years of experience with the swedish bone-anchored hearing system. *Annals Otol, Rhinol Laryngol* 1990;99(10):1-16. part 2.

Jacobsson M, Albrektsson T, Tjellstrom A. Tissue-integrated implants in children. *J Pediatric Otorhin* 1992;24(3):235-43.

Karr RA, Kramer DC, Toth BB. Dental implants and chemotherapy complications. *J Prosthet Dent* 1992;67(5):683-7.

Labbé D, Bénateau H, Compère JF, Sabin P. Implants extra-oraux: indications et contre-indications. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 2001;102(5):239-42.

Lemon JC, Chambers MS. Locking retentive attachment for an implant-retained auricular prosthesis. *J Prosthet Dent* 2002;87(3):336-8.

McCartney JW. Osseointegrated implant-supported and magnetically retained ear prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent* 1991;66(1):6-9.

Mekayarajjananonth T, LoCascio SJ, Winkler S, Salinas TJ, Guerr LR. Alternative retention for an implant-retained auricular prosthesis. *J Oral Implant* 2002;28(3):117-21.

Pacini R, Poulain G, Bujeaud C, Bénateau H, Durand MA, Durand MI. Epithèse implanto-portées: intérêt de la collaboration chirurgien-épithésiste. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 2001;102(5):270-3.

Palmer S, Benateau H, Bonin B, Manise O, Baaba K, Bujeaud C et al. Complémentarité fonctionnelle des implants intra et extra oraux. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1999;100(5):250-5.

Palmer S, Brix M, Bénateau H. Prothèse faciale complexe : intérêt des prothèses maxillo-faciales à ancrage osseux dans le traitement des pertes de substance étendues de la face. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 2001;102(5):261-5.

Patrocínio MC, Marchini L, Araújo MAJ. Adesivos para pele em prótese buco maxilo facial: revisão da literatura. *Odontol USF* 2000;18(1):57-61.

Petropoulos VC, Smith W, Kousvelari E. Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. *Int J Oral Max Impl* 1997;12(2):176-85.

Pham TV, Early SV, Park SS. Surgery of the auricle. *Fac Plastic Surg* 2003;19(1):53-74.

Rezende JRV. Introdução à prótese buco-maxilo-facial. In: Rezende JRV. Fundamentos da prótese-buco-maxilo-facial. São Paulo: Sarvier; 1997a. cap. 1, p.1-10.

Rezende JRV. Prótese facial: conhecimentos básicos. In: Rezende JRV. Fundamentos da prótese-buco-maxilo-facial. São Paulo: Sarvier; 1997b. cap. 7, p.81-98.

Rubenstein JE. Attachments used for implant-supported facial prostheses: a survey of United States, Canadian and Swedish centers. *J Prosthet Dent* 1995;73(3):262-6.

Sabin P, Bonin B. Indication des implants extra-oraux: demarche méthodologique à propos d'un cas clinique. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 2001;102(5):249-52.
Sabin P, Labbé D, Compère JF. Epithèses maxillo-faciales sur implants endosseux. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1993;94(2):82-6.

Sabin P, Labbé D, Ferrand JY, Kaluzinski E, Compère JF. Epithèses implanto-portées: intérêt dès implants endo et juxta-osseux. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1997;98(4):248-52.

Sclaroff A, Gay WD, Hayden R, Moran C. Treatment, planning and fabrication of implant-supported auricular prosthesis. *Laryng* 1994;104(10):1300-3.

Seignemartin CP, Dib LL, Oliveira JAP. A reabilitação facial com próteses convencionais e sobre implantes osseointegrados. *Implant News* 2004;1(2):161-8.

Setz J, Lee SH, Engel E. Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. *J Prosth Dent* 1998;80:323-9.

Sousa RAD, Dib LL. Reabilitação oral e maxilofacial usando o conceito da osseointegração em pacientes com tumor de cabeça e pescoço: experiência de 6 anos em hospital do Brasil. *RBP* 2003;10(40):300-6.

Taylor TD, Worthington P. Reabilitação com implantes osseointegrados em mandíbulas irradiadas: resultados de 3 a 7 anos. *BCI* 1993;2(2):35.

Thorne CH, Brecht LE, Bradley JP, Levine JP, Hammerschlag P, Longaker MT. Auricular reconstruction: indications for autogenous and prosthetic techniques. *Plast Reconstr Surg* 2001;107(5):1241-52.

Tjellstrom A. Osseointegrated implants for replacement of absent or defective ears. *Clin Plast Surg* 1990;17(2):355-66.

Tjellstrom A, Yontchev E, Lindstrom J, Branemark PI. Five years' experience with bone-anchored auricular prostheses. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1985;93(3):366-72.

Toljanic JA, Eckert SE, Roumanas E, Beumer J, Huryn JM, Zlotolow IM et al. Osseointegrated craniofacial implants in the rehabilitation of orbital defects: an update of a retrospective experience in the United States. *J Prosthet Dent* 2005;94(2):177-82.

Tolman DE, Taylor PF. Bone-anchored craniofacial prosthesis study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:159-68.

Tulasne JF. De l'implantologie intra à l'implantologie extra-orale. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 2001;102(5):228.

Wang R. Preoperative auricular wax pattern duplication for surgical template fabrication. *J Prosthet Dent* 1999a;81(5):634-7.

Wang R, Andres CJ. Hemifacial microsomia and treatment options for auricular replacement: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 1999;82(2):197-204.

Westin T, Tjellstrom A, Hammerlid E, Bergstrom K, Rangert B. Long-term study of quality and safety of osseointegration for the retention of auricular prostheses. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1999;121(1):133-43.

Wilkes GH, Wolfaardt JF. Osseointegrated alloplastic versus autogenous ear reconstruction: criteria for treatment selection. *Plast Reconstr Surg* 1994;93(5):967-79.

Wolfaardt JF, Coss P, Levesque R. Craniofacial osseointegration: technique for bar and acrylic resin substructure construction for auricular prostheses. *J Prosthet Dent* 1996;76(6):603-7.

Wright RF, Wazen JJ, Asher ES, Evans JH. Multidisciplinary treatment for an implant retained auricular prosthesis rehabilitation. *NY State Dent J* 1999;65(7):26-31.

Zim SA. Microtia reconstruction: an update. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg* 2003;11(4):275-81.

APÊNDICE A – Forças de resistência à tração

Amostra - Força de Resistência à Tração - Sistema barra/ 2 Clipes

Ciclo	Corpo de prova 01				Corpo de prova 02				Corpo de prova 03				Corpo de prova 04				Corpo de prova 05			
	F1	F2	F3	Media	F1	F2	F3	Media	F1	F2	F3	Media	F1	F2	F3	Media	F1	F2	F3	Media
Ciclo 0	0,10	0,09	0,09	0,0933	0,10	0,11	0,10	0,1033	0,13	0,11	0,13	0,1233	0,13	0,11	0,15	0,1300	0,14	0,15	0,15	0,1466
Ciclo 540	0,09	0,10	0,10	0,0966	0,09	0,09	0,09	0,0900	0,11	0,11	0,10	0,1066	0,13	0,13	0,11	0,1233	0,13	0,13	0,12	0,1266
Ciclo 1080	0,10	0,09	0,10	0,0966	0,08	0,08	0,09	0,8833	0,09	0,09	0,10	0,0933	0,11	0,11	0,13	0,1166	0,14	0,13	0,13	0,1333
Ciclo 1620	0,10	0,11	0,10	0,1033	0,08	0,08	0,09	0,0833	0,10	0,11	0,11	0,1066	0,11	0,13	0,11	0,1166	0,15	0,14	0,15	0,1466
Ciclo 2160	0,11	0,10	0,09	0,1000	0,06	0,07	0,07	0,0666	0,11	0,11	0,09	0,1033	0,10	0,09	0,11	0,1000	0,12	0,14	0,12	0,1266
Ciclo 2700	0,11	0,09	0,10	0,1000	0,06	0,09	0,08	0,0766	0,09	0,09	0,09	0,0900	0,09	0,09	0,11	0,0966	0,15	0,14	0,13	0,1400
Ciclo 3240	0,11	0,10	0,10	0,1033	0,06	0,06	0,07	0,0633	0,10	0,09	0,09	0,0933	0,10	0,10	0,09	0,0966	0,15	0,14	0,14	0,1433

Amostra - Força de Resistência à Tração - Sistema barra/ 3 Clipes

Ciclo	Corpo de prova 01				Corpo de prova 02				Corpo de prova 03				Corpo de prova 04				Corpo de prova 05			
	F1	F2	F3	Media	F1	F2	F3	Media	F1	F2	F3	Media	F1	F2	F3	Media	F1	F2	F3	Media
Ciclo 0	1,07	1,05	1,14	1,0866	2,29	2,42	2,50	2,4033	2,47	2,41	2,13	2,3366	2,41	2,50	2,43	2,4466	2,13	2,14	2,13	2,1333
Ciclo 540	1,01	1,04	1,13	1,0600	1,68	1,98	1,80	1,8200	2,11	2,08	2,10	2,0966	2,11	2,01	1,99	2,0366	1,48	1,42	1,74	1,5466
Ciclo 1080	0,93	1,00	0,96	0,9633	1,92	1,89	1,75	1,8533	1,71	1,89	1,87	1,8233	1,93	1,64	1,67	1,7466	1,49	1,54	1,69	1,5733
Ciclo 1620	1,06	0,97	1,00	1,0100	1,93	1,87	1,75	1,8500	2,14	1,93	2,04	2,0366	1,68	1,77	1,76	1,7366	1,68	1,54	1,56	1,5933
Ciclo 2160	0,94	0,83	0,85	0,8733	1,99	1,86	1,80	1,8733	2,10	1,86	1,97	1,9766	1,37	1,51	1,50	1,4600	1,56	1,27	1,20	1,3433
Ciclo 2700	0,94	0,92	0,83	0,8966	1,72	1,65	1,50	1,6233	2,01	2,01	1,92	1,9800	1,83	1,40	1,79	1,6733	1,41	1,30	1,30	1,3366
Ciclo 3240	0,76	0,67	0,62	0,6833	1,41	1,52	1,48	1,4700	1,86	1,92	1,83	1,8700	1,63	1,50	1,33	1,4866	1,35	1,13	1,19	1,2233

Amostra - Força de Resistencia à Tração - Sistema barra/ 2 Magnetos

Ciclo	Corpo de prova 01				Corpo de prova 02				Corpo de prova 03				Corpo de prova 04				Corpo de prova 05			
	F1	F2	F3	Media	F1	F2	F3	Media	F1	F2	F3	Media	F1	F2	F3	Media	F1	F2	F3	Media
Ciclo 0	0,10	0,09	0,09	0,0933	0,10	0,11	0,10	0,1033	0,13	0,11	0,13	0,1233	0,13	0,11	0,15	0,1300	0,14	0,15	0,15	0,1466
Ciclo 540	0,09	0,10	0,10	0,0966	0,09	0,09	0,09	0,0900	0,11	0,11	0,10	0,1066	0,13	0,13	0,11	0,1233	0,13	0,13	0,12	0,1266
Ciclo 1080	0,10	0,09	0,10	0,0966	0,08	0,08	0,09	0,8833	0,09	0,09	0,10	0,0933	0,11	0,11	0,13	0,1166	0,14	0,13	0,13	0,1333
Ciclo 1620	0,10	0,11	0,10	0,1033	0,08	0,08	0,09	0,0833	0,10	0,11	0,11	0,1066	0,11	0,13	0,11	0,1166	0,15	0,14	0,15	0,1466
Ciclo 2160	0,11	0,10	0,09	0,1000	0,06	0,07	0,07	0,0666	0,11	0,11	0,09	0,1033	0,10	0,09	0,11	0,1000	0,12	0,14	0,12	0,1266
Ciclo 2700	0,11	0,09	0,10	0,1000	0,06	0,09	0,08	0,0766	0,09	0,09	0,09	0,0900	0,11	0,09	0,11	0,0966	0,15	0,14	0,13	0,1400
Ciclo 3240	0,11	0,10	0,10	0,1033	0,06	0,06	0,07	0,0633	0,10	0,09	0,09	0,0933	0,10	0,10	0,09	0,0966	0,15	0,14	0,14	0,1433

Amostra - Força de Resistencia à Tração - Sistema barra/ 3 Magnetos

Ciclo	Corpo de prova 01				Corpo de prova 02				Corpo de prova 03				Corpo de prova 04				Corpo de prova 05			
	F1	F2	F3	Media	F1	F2	F3	Media	F1	F2	F3	Media	F1	F2	F3	Media	F1	F2	F3	Media
Ciclo 0	0,32	0,3	0,32	0,3133	0,43	0,45	0,44	0,4400	0,43	0,42	0,42	0,4233	0,33	0,3	0,3	0,3100	0,33	0,33	0,32	0,3266
Ciclo 540	0,32	0,26	0,31	0,2966	0,38	0,42	0,41	0,4033	0,43	0,44	0,41	0,4266	0,29	0,31	0,29	0,2966	0,3	0,32	0,33	0,3166
Ciclo 1080	0,26	0,28	0,32	0,2866	0,32	0,31	0,33	0,3200	0,4	0,41	0,37	0,3933	0,28	0,26	0,29	0,2766	0,31	0,31	0,3	0,3066
Ciclo 1620	0,32	0,33	0,33	0,3266	0,32	0,32	0,31	0,3166	0,39	0,39	0,4	0,3933	0,31	0,31	0,31	0,3100	0,32	0,31	0,31	0,3166
Ciclo 2160	0,31	0,28	0,28	0,2900	0,31	0,31	0,29	0,3033	0,41	0,41	0,38	0,4000	0,25	0,26	0,26	0,2566	0,29	0,28	0,32	0,2966
Ciclo 2700	0,31	0,28	0,28	0,2900	0,31	0,28	0,28	0,2900	0,4	0,41	0,41	0,4066	0,25	0,26	0,26	0,2566	0,29	0,28	0,29	0,2866
Ciclo 3240	0,26	0,28	0,26	0,2666	0,28	0,25	0,25	0,2600	0,35	0,35	0,35	0,3500	0,23	0,22	0,24	0,2300	0,29	0,28	0,28	0,2833

ANEXO A – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa

PARECER nº 71/03
Protocolo 65/03

O grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa "*Estudo comparativo entre sistemas de retenção para próteses auriculares implanto-retidas*" de responsabilidade da Pesquisadora **Andréa Alves de Sousa**, sob orientação da Professora Doutora **Beatriz Silva Câmara Mattos**.

Tendo em vista a legislação vigente, **devem** ser encaminhados a este Comitê relatórios referentes ao andamento da pesquisa em 25 de outubro de 2003 e em 25 de abril de 2004. Ao término da pesquisa, cópia do trabalho em "cd" ou "disquete", deve ser encaminhada a este CEP.

São Paulo, 25 de abril de 2003



Profª Drª **ROSA HELENA MIRANDA GRANDE**
Coordenadora do CEP-FOUSP