



**UNESP - Universidade Estadual Paulista**

**“Júlio de Mesquita Filho”**

**Faculdade de Odontologia de Araraquara**



**DANNY OMAR MENDOZA MARIN**

**COMPORTAMENTO MECÂNICO E CARACTERÍSTICAS DE DESGASTE DE  
DIFERENTES SISTEMAS DE ENCAIXE UTILIZADOS EM SOBREDENTADURAS  
MANDIBULARES**

**Araraquara**

**2017**



**UNESP - Universidade Estadual Paulista**

**“Júlio de Mesquita Filho”**

**Faculdade de Odontologia de Araraquara**



**DANNY OMAR MENDOZA MARIN**

**COMPORTAMENTO MECÂNICO E CARACTERÍSTICAS DE DESGASTE DE  
DIFERENTES SISTEMAS DE ENCAIXE UTILIZADOS EM SOBREDENTADURAS  
MANDIBULARES**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral – Área de Prótese, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” para título de Doutor em Reabilitação Oral.

**Orientador:** Prof. Dr. Marco Antonio Compagnoni

**Araraquara**

**2017**

Mendoza Marin, Danny Omar

Comportamento mecânico e características de desgaste de diferentes sistemas de encaixe utilizados em sobredentaduras mandibulares / Danny Omar Mendoza Marin.-- Araraquara: [s.n.], 2017  
86 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado em Prótese) – Universidade Estadual Paulista,  
Faculdade de Odontologia  
Orientador: Prof. Dr. Marco Antonio Compagnoni

1. Bases de dentadura 2. Implantação dentária 3. Encaixe de  
precisão de dentadura 4 Resistência à tração 5. Fenômenos  
biomecânicos I. Título

**DANNY OMAR MENDOZA MARIN**

**COMPORTAMENTO MECÂNICO E CARACTERÍSTICAS DE DESGASTE DE  
DIFERENTES SISTEMAS DE ENCAIXE UTILIZADOS EM SOBREDENTADURAS  
MANDIBULARES**

**COMISSÃO JULGADORA**

TESE PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE DOUTOR

Presidente e Orientador: Prof. Dr. Marco Antonio Compagnoni

2º Examinador: Prof. Dr. Humberto Genari Filho

3º Examinador: Prof. Dr. André Gustavo Paleari

4º Examinador: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Ana Carolina Pero Vizoto

5º Examinador: Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho

Araraquara, 06 de fevereiro de 2017.

## **DADOS CURRICULARES**

### **DANNY OMAR MENDOZA MARIN**

<b>NASCIMENTO</b>	14/03/1985 – Iquitos/Loreto/Peru
<b>FILIAÇÃO</b>	Uberlando Mendoza Rojas Ana Marin de Mendoza
<b>2002 - 2009</b>	Graduação em Odontologia pela Faculdade de Odontologia, UNAP/PERÚ.
<b>2011- 2013</b>	Pós-Graduação em Reabilitação Oral – Área de Prótese, curso de Mestrado da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.
<b>2012 - 2014</b>	Curso de Especialização em Implantodontia. Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, UNESP, Araraquara, São Paulo, Brasil.
<b>2013 - 2017</b>	Pós-Graduação em Reabilitação Oral – Área de Prótese, curso de Doutorado da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

## **DEDICATÓRIA**

### **A DEUS,**

Por ter me permitido concluir esta etapa de minha vida;  
Pela força e coragem para não desistir e seguir adiante durante toda esta longa  
caminhada;  
Por ser meu sustento nos momentos de incertezas;  
Por ter me ajudado a vencer os desafios encontrados;  
e por ser essencial em minha vida, autor de meu destino, meu guia e socorro  
presente na hora da angústia;

### **À MINHA FAMÍLIA**

*Dedico este trabalho a meus queridos pais **Uberlando e Ana**, e a minha irmã  
**Saby**, com todo meu amor e gratidão;*  
*Obrigado por serem meu exemplo e minha fonte de inspiração e admiração;*  
*Obrigado por toda a educação, apoio, paciência e amor incondicional, mesmo  
estando distantes;*  
*Obrigado por acreditarem em mim e pelo esforço que fizeram durante estes anos  
para poder conseguir meus objetivos,*  
*e que apesar de todas as dificuldades, me fortaleceram e incentivaram  
durante todas as etapas da minha vida profissional e pessoal, o que para mim foi de  
essencial e vital importância, para esta conquista.*

**“Vocês estão sempre no meu coração”**

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

**Ao Professor e Orientador deste trabalho,  
Prof. Dr. Marco Antonio Compagnoni,**

*Não tenho palavras para expressar a gratidão e apreço que eu sinto, pensar que seis anos já se passaram de quando tudo começou, e agora neste momento que estou finalizando mais uma fase importante na minha vida, queria agradecer-lhe por ter estado comigo todo este tempo, compartilhando seus conhecimentos, seus conselhos, sua paciência e confiança ao longo das supervisões das minhas atividades acadêmicas; por ter me presenteado com seu apoio incondicional e sobre tudo pela a sua amizade, que foi o mais importante em todo este tempo. Nunca esquecerei tudo o que você fez por mim. Graças aos seus ensinamentos e dedicação comigo, me sinto preparado para vencer os próximos desafios que estão por vir. Muito obrigado por estar presente neste momento e por ter tornado realidade esta fase de minha vida.*

**À Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Ana Carolina Pero Vizoto,**

Nesses últimos anos a nossa amizade cresceu e estou muito agradecido por ter participado da minha formação profissional e pessoal, não só como Professora, mas também como uma grande amiga. Obrigado Professora Ana Carolina por toda a ajuda, conselhos, amizade e sobretudo pela sua paciência e disponibilidade em me auxiliar neste Curso de Doutorado. Foi uma honra ter trabalhado e convivido com você e seus orientados nestes anos, é um prazer tê-la na banca examinadora.

## **AGRADECIMENTOS**

**Ao Professor e amigo Francisco de Assis Mollo-Júnior,**

*Por ter me ensinado e mostrado o quanto estudar é bom; por ter me auxiliado prontamente em momentos que precisei e principalmente por acreditar em meu potencial.*

**Ao Professor e amigo Rogério Margonar,**

*Pelo apoio e confiança durante estes anos;  
pela oportunidade de participar nas atividades teóricas e clínicas nos cursos de capacitação e especialização;  
e sobretudo pela amizade e consideração.*

**Às minhas amigas Andressa e Gabi:**

*Obrigado por terem sempre me auxiliado de diversas maneiras durante a realização deste curso de doutorado que hoje chega ao fim;  
pelo convívio que tornaram os dias mais agradáveis;  
e pela amizade que sempre permanecerá no meu coração.*

**Aos amigos André, Larissa, Norberto e Vivian:**

*Pela participação, colaboração e suporte na realização desta pesquisa e por terem me dado o apoio necessário nos momentos que precisei,  
agradeço muito a sua amizade,  
vocês são grandes amigos para mim.*

***Às minhas amigas e companheiras do grupo de pesquisa Priscila, Ellen e Ana Flávia:***

*Obrigado pelo convívio, amizade e por fazerem parte deste grupo de pesquisa que agora vocês darão continuidade.*

***Aos Professores da Disciplina de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Araraquara (Marco, Ana Carolina, Francisco, João e Sérgio),***

*Pela amizade, conselhos e ensinamentos transmitidos durante todos estes anos na pós-graduação.*

***A todos os Professores do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Araraquara,***

*Pela convivência e aprendizado que foram essenciais na minha formação profissional e pessoal.*

***Aos amigos da Pós-Graduação, em especial a Uxua, Eddy, Midian, Lélis, Isadora, Diogo, Cibele, Suelen, Jonas, Kássia, Camila e Samira.***

*Pelos conhecimentos compartilhados e confiança;  
por todos os momentos que vivemos juntos durante a realização do curso de doutorado;  
pela colaboração generosa; e pela amizade que nos une.*

***Aos Técnicos em Prótese Dentária do laboratório do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese João Monti Junior e Fernando Rogério Moura Leite***

*Pela amizade e suporte laboratorial durante todo o Curso de Doutorado.*

**A todos os funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e  
Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara,**

*Em especial a Lucas, Marta, Tania, Miriam, Dulce e Adelaide; Pela paciência, atenção, respeito e colaboração durante estes anos de convívio e sobretudo pelo companheirismo.*

**Ao pessoal da secretaria de Pós-Graduação: Alexander e Cristiano**

*Por todo o apoio e ajuda que me brindaram durante o doutorado, pessoas sempre dispostas a ajudar, muito obrigado por tudo.*

**A todo o pessoal da biblioteca da FOAr**

*Pela ajuda e apoio incondicional na procura de informação durante estes dois anos.*

**A todos os integrantes das famílias Compagnoni, Pero-Vizoto, Biagioni, Monti  
e Morishita:**

*Não poderia deixar de mencionar a gratidão que sinto por vocês, que me fizeram sentir como se fosse parte de suas famílias e que não estava sozinho nesta jornada; a sua disponibilidade incondicional para ajudar e a sua acolhida com a minha pessoa, demonstraram que vocês são pessoas iluminadas, do bem, e agradeço a Deus por ter colocado vocês no meu caminho. Obrigado por todos os momentos compartilhados, posso dizer que todos vocês são minha família e sempre estarei à disposição quando precisarem. Muito obrigado.*

*Aos meus amigos **Luiz Fernando, Priscila e Juliano**, amigos inseparáveis de jornada nesses anos, sou muito grato em saber que posso contar com vocês, agradeço e valorizo muito nossa amizade e companheirismo.*

***Agradeço as empresas NeoDent (Projeto N° 0209/14) e Conexão Sistemas de Próteses,***  
*pelo suporte e doação dos componentes protéticos necessários, que tornou possível a realização deste trabalho.*

***Agradecemos ao LMA-IQ pela disponibilidade de utilização do microscópio eletrônico de varredura***  
*Em especial aos senhores Sebastian e Juan pela disponibilidade em ajudar na coleta das imagens.*

## **AGRADECIMENTOS**

*À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes), pelo suporte financeiro (bolsa de doutorado), que tornou possível a realização deste trabalho*

*“Talvez não tenha conseguido fazer o melhor, mas lutei para que o melhor fosse feito. Não sou o que deveria ser, mas Graças a Deus, não sou o que era antes”.*

(Marthin Luther King)

Mendoza-Marin DO. Comportamento mecânico e características de desgaste de diferentes sistemas de encaixe utilizados em sobredentaduras mandibulares [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2017.

## RESUMO

Uma ampla variedade de sistemas de encaixe para sobredentaduras retidas por implantes estão atualmente disponíveis no mercado. Estudos para avaliar o comportamento mecânico desses sistemas de encaixe tornam-se ainda necessários para uma maior compreensão das suas propriedades biomecânicas quando da sua indicação e seleção durante a confecção de sobredentaduras mandibulares.

**Objetivos:** Avaliar a força de retenção inicial, resistência à fadiga, característica de desgaste e a influência da distância entre os implantes (16 mm, 22 mm e 29 mm) de diferentes sistemas de encaixe (O´ring, Bola Mini, Equator) utilizados em sobredentaduras mandibulares retidas por dois implantes. **Metodologia:** 90 corpos de prova foram confeccionados, os quais foram divididos em 09 grupos experimentais (n=10) de acordo com as distâncias estabelecidas e o sistema de encaixe. Os corpos de prova foram submetidos ao teste de fadiga mecânica utilizando a máquina de ensaios MTS 810 - Material Test System, durante 5500 ciclos de inserção/remoção ( $f = 0,8$  Hz), imersas em saliva artificial. Valores de retenção foram obtidos durante 4 períodos (0, 1500, 3000, 5500 ciclos) utilizando uma célula de carga de 1 kN e velocidade constante de 1mm/min. Um espécime de cada sistema de encaixe, utilizando a distância entre os implantes de 22 mm, foi selecionado de maneira aleatória e analisado por meio de um microscópio eletrônico de varredura para avaliação qualitativa da superfície. O teste de ANOVA dois e três fatores e o teste de comparações múltiplas de Bonferroni foram utilizados para análise estatística ( $\alpha=0.05$ ). **Resultados.** Para a distância de 22 mm, o sistema O´ring permaneceu estável durante todos os períodos testados e apresentou os menores valores de retenção que os sistemas Bola Mini e Equator ( $p < 0,05$ ). O sistema Bola Mini apresentou um aumento significativo na força de retenção após o teste de fadiga (0 ciclos=21.04±3.29; 5500 ciclos=24.01±3.30). Entretanto, o sistema Equator apresentou uma diminuição significativa na força de retenção após cada período testado ( $p < 0,05$ ), mas os valores de retenção foram maiores que os outros sistemas ( $p < 0,05$ ). A distância entre os implantes influenciou significativamente ( $p < 0,05$ ) em um aumento na força de retenção dependendo do tipo de sistema de encaixe (Bola Mini e Equator) quando os implantes foram posicionados a uma distância de 29 mm. **Conclusões:** O tipo de sistema de encaixe e a distância entre os implantes influencia na força de retenção. O sistema Equator apresentou os maiores valores de retenção para todas as distâncias durante todos os períodos de avaliação seguido pelo sistema Bola Mini e O´ring. Os anéis de retenção dos sistemas Bola Mini e Equator apresentaram deformação e desgaste nas suas superfícies sem fratura do anel de poliamida.

**Palavras-chave:** Bases de dentadura. Implantação dentária. Encaixe de precisão de dentadura. Resistência à tração. Fenômenos biomecânicos.

Mendoza-Marin DO. Mechanical behavior and wear characteristics of different attachment systems used in mandibular overdentures [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2017.

## ABSTRACT

Several attachment systems for mandibular overdentures retained by implants are currently available in the market. Studies to evaluate the mechanical behavior become necessary for a better understanding of the mechanical properties of these components, helping the surgeon dentist in the correct selection during the fabrication of mandibular overdentures. **Objectives:** To evaluate the initial retention force, fatigue strength, wear characteristic and the influence of the distance between the implants (16 mm, 22 mm and 29 mm) of different attachment systems (O'ring, Mini Ball, Equator) used in mandibular overdentures retained by two implants. **Methodology:** 90 specimens were fabricated and divided into 9 groups ( $n = 10$ ) according to the established distances and the attachment system. A mechanical fatigue test was applied to the specimens using a universal testing machine MTS 810 - Material Test System performing 5500 insertion/removal cycles ( $f=0.8$  Hz), immersed in artificial saliva. Retention force values were obtained before and after 1500, 3000, and 5500 cycles using a speed of 1 mm/min and a load cell of 1 kN. One specimen from each group, using the distance between the implants of 22 mm, was randomly selected and analyzed by scanning electron microscopy for qualitative evaluation of surface. Two-way and Three-way repeated measures ANOVA and the Bonferroni post hoc test were used for statistical analyses ( $\alpha=0.05$ ). **Results:** For the distance of 22 mm, the O'ring system remained stable during all the periods tested and had the lowest retention values than Mini Ball and Equator systems ( $p<0.05$ ). The Mini Ball system showed a significant increase in the retention force after the fatigue test (0 cycles =  $21.04 \pm 3.29$ ; 5500 cycles =  $24.01 \pm 3.30$ ). However, the Equator system showed a significant decrease in the retention force after each test period ( $p<0.05$ ), but the retention values were higher than the other systems ( $p<0.05$ ). The distance between implants had a significant influence ( $p <0.05$ ) in increased the retention force depending of the attachment system (Mini Ball and Equator) when the implants were positioned at a distance of 29 mm. **Conclusions:** The type of attachment and the distance between the implants were found to influence retention force in different ways. The Equator attachment showed the highest retention values for all distances evaluated during all the periods tested followed by the Mini Ball and O'ring attachment. The Mini Ball and Equator matrices produced deformation and wear on the surfaces without breakage of the polyamide rings.

**Keywords:** Denture bases. Dental implantation. Denture precision attachment. Tensile strength. Biomechanical phenoma.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>16</b>
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>19</b>
2.1 Revisões de Literatura.....	19
2.2 Estudos de Retenção e Ciclagem Mecânica.....	21
2.3 Estudos de Retenção, Ciclagem Dinâmica e Microscopia Eletrônica de Varredura.....	30
2.4 Estudos da Influência da Distância Entre os Implantes.....	35
2.5 Estudos de Efeito do Lubrificante em Ensaios Mecânicos.....	37
2.6 Estudos Clínicos de Avaliação de Força de Retenção.....	38
<b>3 PROPOSIÇÃO.....</b>	<b>41</b>
3.1 Objetivo Geral.....	41
3.2 Objetivo Específicos.....	41
3.3 Hipótese.....	41
<b>4 MATERIAL E MÉTODO.....</b>	<b>42</b>
4.1 Delineamento Experimental.....	42
4.2 Estudo Piloto e Treinamento do Pesquisador.....	43
4.3 Grupos Experimentais.....	43
4.4 Confecção dos Corpos de Prova.....	44
4.4.1 Base de suporte e instalação dos análogos.....	44
4.4.2 Instalação dos sistemas de encaixe (O´ring, Bola Mini, Equator).....	47
4.4.3 Confecção da contra-base e captura da cápsula de retenção.....	48
4.5 Ensaio Mecânico de Retenção e Fadiga – Ciclagem Dinâmica.....	53
4.5.1 Ensaio de resistência a tração.....	56
4.6 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).....	56
4.7 Análise Estatística .....	57
<b>5 RESULTADO .....</b>	<b>58</b>
5.1 Força de Retenção Inicial e Resistência à Fadiga de Diferentes Sistemas de Encaixe (O´Ring, Bola Mini, Equator) Utilizando uma Distância Entre Implantes de 22 mm.....	58
5.2 Influência da Distância Entre os Implantes (16 Mm, 22 Mm, 29 Mm) na Força de Retenção e Resistência à Fadiga dos Diferentes Sistemas de Encaixe (O´Ring, Bola Mini, Equator).....	60
5.3 Resultados Obtidos da Análise de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) .....	64
<b>6 DISCUSSÃO.....</b>	<b>72</b>
<b>7 CONCLUSÃO.....</b>	<b>80</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>81</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Embora o tratamento com prótese total convencional tem sido por muito tempo o tratamento de escolha para reabilitar pacientes desdentados totais, diversas são as queixas relatadas por aqueles que fazem uso destas próteses, sendo que as maiores dificuldades de adaptação e de uso estão associadas principalmente às próteses totais mandibulares, tais como falta de retenção, estabilidade, dificuldades de mastigação, baixa auto-estima, redução da qualidade de vida e da satisfação<sup>22,56</sup>.

Atualmente, sobredentaduras mandibulares retidas por dois implantes associadas às próteses totais maxilares como antagonistas têm tido uma considerável aceitação como a primeira alternativa de tratamento em pacientes desdentados totais<sup>11,25</sup>. Este tipo de tratamento visa oferecer uma melhor estabilidade e retenção da prótese total mandibular melhorando a função mastigatória do paciente, assim como, uma maior satisfação com a estética e conforto<sup>20</sup>.

A literatura descreve, nesse caso, dois métodos na utilização de implantes durante a confecção de uma sobredentadura<sup>18,37,40</sup>. O primeiro descreve o uso de implantes como unidades independentes (sem esplintagem) conectados individualmente na prótese através de sistemas de encaixe para fornecer retenção, tais como: O´ring, Magneto, ERA ou Locator. O segundo utiliza uma interconexão rígida entre os implantes (com esplintagem) através de uma barra de metal fundido instalada passivamente sobre os implantes e repousando na mucosa subjacente, sendo a conexão entre a barra e a dentadura a que fornece retenção, através de clips colocados internamente na base da prótese.

Diferentes sistemas de encaixe sem esplintagem, têm sido desenvolvidos numa tentativa de melhorar as características de retenção e estabilidade neste tipo de prótese. Porém, a seleção do sistema de encaixe tem sido baseada empiricamente e principalmente na experiência e preferência dos cirurgiões dentistas<sup>2,17,62</sup>, assim como nas características de retenção do sistema de maneira subjetiva e não por meio de evidências científicas<sup>3,35</sup>. A literatura mostra poucos estudos comparando os diferentes sistemas de encaixe de uma maneira útil para definir a correta seleção na prática clínica<sup>2,17,35,62</sup>. Outros estudos já avaliam a taxa de durabilidade<sup>36</sup>, complicações protéticas<sup>3</sup> e satisfação do

paciente<sup>4</sup> sem comparar os diferentes sistemas existentes no mercado atual e poucos estudos.

A retenção é um dos fatores principais que influencia na satisfação do paciente com próteses totais removíveis<sup>13,49</sup>. A literatura mostra vários estudos *in vitro*<sup>15, 31, 38, 42, 59</sup> avaliando a força de retenção ou características de desgaste de sistemas de encaixe para sobredentaduras mandibulares através de teste de tração estática. Porém, apenas alguns estudos<sup>8,16,24</sup> têm utilizado testes cíclicos na tentativa de simular um cenário clínico, onde os sistemas de encaixe passam por movimentos repetidos de inserção/remoção ao longo do tempo. Além disso, uma variabilidade nos desenhos de estudo realizados foi evidente em relação à direção das forças aplicadas, à velocidade do dispositivo de ensaio, à distância e à angulação entre os sistemas de encaixe<sup>2</sup>. Considerando estas variáveis, não é surpreendente que os resultados são muitas vezes contraditórios, mesmo para sistemas de encaixe semelhantes.

Vários fatores podem influenciar a força de retenção do sistema de encaixe e suas características de desgaste durante função mastigatória, tais como a angulação e distância entre implantes, a direção de força de deslocamento, assim como o material, desenho, dimensão e tipo de retenção do encaixe<sup>2, 50</sup>. A influência da distância entre os implantes e seu efeito sobre a retenção e estabilidade em sobredentaduras mandibulares é limitada em estudos disponíveis atualmente<sup>51,52</sup>, embora a região anterior da mandíbula seja conhecida como a melhor área para instalação de implantes por apresentar 3 opções para a sua colocação (incisivo lateral, canino e pré-molar). Scherer et al.<sup>52</sup> avaliaram o efeito do posicionamento dos implantes na retenção e estabilidade de uma sobredentadura retida por dois implantes com diferentes sistemas de encaixe, mostrando que a distância entre os implantes (ao nível da região dos pré-molares) e o tipo de sistema de encaixe têm um efeito significativo na força de retenção, porém, não foi testado a resistência a longo prazo de cada sistema.

Estudos para avaliar a influência de fatores biomecânicos que possam influenciar na retenção ainda são limitados<sup>4</sup>. Pesquisas *in vitro* avaliando fatores que possam influenciar na retenção, resistência à fadiga e características de desgaste dos sistemas de encaixe em sobredentaduras mandibulares com dois implantes ainda são necessários, auxiliando ao cirurgião dentista na correta

seleção do sistema de encaixe durante a confecção de sobredentaduras mandibulares.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Revisões de Literatura

Para Myshkin et al.<sup>39</sup> (2005) as alterações na camada superficial dos polímeros resultam de estresse mecânico, temperatura e reações químicas. Os polímeros devido a sua estrutura específica e seu comportamento mecânico são mais sensíveis a estes fatores. Definem o desgaste por fadiga como uma alteração no estado do material devido ao estresse repetitivo (cíclico) o qual pode resultar em uma fratura progressiva. Sua característica é a acumulação de mudanças irreversíveis, que dão origem à geração e ao desenvolvimento de fissuras.

Trakas et al.<sup>62</sup> (2006) através de uma revisão da literatura avaliaram vários fatores relacionados aos sistemas de encaixe, que possam influenciar no sucesso a longo prazo. Entre esses fatores, os autores mencionam que o sistema de encaixe deve apresentar propriedades de retenção suficiente para estabilizar a prótese durante cargas funcionais, além de permitir uma fácil colocação e remoção pelo paciente. Porém, tem poucos estudos que avaliam a resistência destes sistemas a longo prazo e a maioria deles utilizaram metodologias muito simples quando comparados com a condição intra-oral e a maioria das forças aplicadas eram somente no sentido de inserção/remoção e não avaliaram a sua resistência em testes de fadiga. Além disso, a distribuição de tensão ao redor dos implantes é um dos fatores a ser considerados e estudados na implantodontia, e mostraram que o sistema de encaixe (O'ring) sem esplintagem apresenta uma menor distribuição de tensão quando cargas verticais são aplicadas quando comparados com o sistema barra/clip. Os autores sugeriram que mais estudos têm que ser realizados para compreender melhor o comportamento destes sistemas.

Alsabeeha et al.<sup>2</sup> (2009) realizaram uma revisão da literatura de estudos in vitro que avaliaram a força de retenção e as características de desgaste de diferentes sistemas de encaixe sem esplintagem, especificamente, para sobredentaduras mandibulares retidas por dois implantes. Os resultados mostraram uma diminuição na força de retenção na maioria dos sistemas de encaixe em condições in vitro e que o desgaste foi implicado como um fator etiológico na perda de retenção, no entanto, os mecanismos específicos que

envolvem o processo de desgaste não têm sido pesquisados adequadamente. Estudos *in vitro* que avaliarem fatores (distância, desenho, material, dimensão, angulação e direção de força de remoção, etc.), que pudessem influenciar na retenção e nas características de desgaste dos sistemas de encaixe, utilizados em sobredentaduras mandibulares retidas por dois implantes, ainda são necessários. Além disso, os autores sugeriram que estes fatores devem ser avaliados sob condições bem controladas para limitar a influência de variáveis que possam alterar os resultados.

Lee<sup>35</sup> (2013) por meio de uma revisão da literatura avaliou o desempenho de sistemas de encaixe utilizados em sobredentaduras em estudos clínicos e *in vitro*. A literatura mostra que existe uma discrepância entre os resultados obtidos em ambos tipos de estudo. Enquanto estudos *in vitro* mostraram que um sistema de encaixe foi superior em relação a retenção ou distribuição de tensão quando comparado com outros sistemas, estudos clínicos têm mostrado uma diferença não significativa entre vários sistemas de encaixe e na satisfação do paciente. Pesquisas baseados em estudos *in vitro* fornecem informação valiosa das propriedades físicas e mecânicas, no entanto, esses resultados devem ser validados através de ensaios clínicos com um desenho de estudo adequado para fornecer uma melhor compreensão do desempenho dos diferentes sistemas e poder aplicá-lo em novas modalidades de tratamento. Para o autor, ter um amplo conhecimento do comportamento clínico e *in vitro* de vários sistemas de encaixe poderia ser uma vantagem para os profissionais durante um diagnóstico cuidadoso, permitindo uma correta seleção do sistema para cada situação clínica.

Prasad et al.<sup>44</sup> (2014) mencionaram que diferentes situações clínicas demandam diferentes tipos de sistema de encaixe para atender melhor às necessidades do paciente. Para isso é muito importante que o profissional tenha os conhecimentos necessários acerca dos diferentes sistemas existentes no mercado, assim como a suas vantagens, desvantagens, indicações e contra-indicações para alcançar resultados estáveis a longo prazo. Para selecionar um sistema de encaixe adequado, o primeiro passo é conhecer as propriedades mecânicas e as características de distribuição de tensão do mesmo. Os autores classificaram os sistemas de encaixe em 4 tipos: 1- Stud (Munhão); 2- Barra/clip; 3- Magneto; e 4- Telescopic. Além disso, durante a seleção do

sistema de encaixe alguns critérios devem ser considerados, tais como: 1- Osso disponível; 2- Expectativas protéticas do paciente; 3- Condição econômica do paciente; 4- Experiência clínica do profissional; e 5- Disponibilidade de um protético especializado na confecção de sobredentaduras.

Segundo Daou<sup>17</sup> (2015) as propriedades do sistema de encaixe, tais como retenção inicial e ao longo do tempo, devem ser os parâmetros considerados durante a correta seleção do sistema de encaixe, porém, vários sistemas estão disponíveis no mercado e estudos sobre suas propriedades permanecem escassos na literatura e a sua seleção é realizada empiricamente pelos profissionais em relação com a satisfação do paciente e experiência do profissional e não através de bases científicas. Estudos prospectivos longitudinais que avaliam o desempenho destes sistemas, assim como estudos in vitro com desenhos de estudo adequados e controlados são necessários para fornecer orientações úteis na seleção do tipo de sistema e desenho da sobredentadura. Além disso, menciona que o desgaste dos componentes pode ser influenciado pela presença de saliva, agentes limpadores ou tipo de alimento sugerindo que estes fatores sejam avaliados separadamente sob condições bem controladas.

## **2.2 Estudos de Retenção e Ciclagem Mecânica**

Breeding et al.<sup>10</sup> (1996) por meio de um estudo in vitro, demonstraram que o uso de dois clips ao invés de um, pode aumentar significativamente a força de retenção do sistema de encaixe. Além disso, uma perda significativa na força de retenção foi observada após a primeiro ciclo de inserção/remoção para ambos grupos avaliados. Após cada ciclo onde o clip era removido da barra uma diminuição adicional na força de retenção era observada. Os autores concluíram que nesse tipo de sistema de encaixe deveria ser aplicado entre 12 a 15 ciclos de inserção/remoção antes da instalação da sobredentadura para avaliar corretamente a força de retenção. Além disso, mostraram que uma modificação no desenho do sistema de encaixe pode ter uma influência na força de retenção.

Gamborena et al.<sup>30</sup> (1997) avaliaram a força de retenção do sistema de encaixe ERA (APM-Sterngold) utilizando quatro componentes de retenção codificadas por cores (white, orange, blue, e gray) antes e após cada 500 ciclos até completar 5 500 ciclos de inserção/remoção. Os valores iniciais de retenção

(0 ciclos) mostraram que o ERA/white ( $1,52 \pm 0,25$  kg) apresentou os menores valores, sendo estatisticamente diferente quando comparado com ERA/orange ( $2,52 \pm 0,32$  kg), ERA/blue ( $2,32 \pm 0,29$  kg) e ERA/gray ( $2,45 \pm 0,36$  kg). Após 500 ciclos todos os elementos apresentaram uma perda de retenção: ERA/white: 60%, ERA/orange: 60%; ERA/blue: 56%; ERA/gray: 54% o que indicaria a substituição dos elementos a cada semana devido a uma perda rápida na força de retenção. Após 5 500 ciclos todos os elementos apresentaram valores similares quando comparados entre eles (ERA/white:  $0,23 \pm 0,05$  kg; ERA/orange:  $0,28 \pm 0,09$  kg; ERA/blue:  $0,38 \pm 0,07$  kg; ERA/gray:  $0,35 \pm 0,10$  kg) apresentando uma perda de retenção de 85%. Apesar de existir quatro diferentes componentes de retenção fornecidos pelo fabricante do sistema ERA, somente existe diferença (0 ciclos) entre o elemento de retenção ERA/white quando comparados com os outros elementos. Além disso, este estudo somente avalia a força de retenção utilizando um encaixe unitário e os corpos foram imersos em água o que não simula uma situação clínica adequada.

Setz et al.<sup>54</sup> (1998), através de um estudo in vitro, avaliaram a força de retenção e resistência a fadiga de 15 sistemas de encaixe tipo: Bar/clip, O'ring, Ball, e Magneto, de diferentes marcas comerciais (3I, IMZ, Nobel Biocare, Straumann e Steco). Os resultados mostraram que cada sistema de encaixe apresenta valores diferentes de retenção inicial entre 3 – 85 N. Após 15 000 ciclos alguns deles apresentaram uma diminuição e outros um aumento significativo na sua força de retenção quando comparados com o período inicial (0 ciclos), enquanto outros apresentaram uma pequena perda de retenção, porém não significativa, mantendo-se estável durante todo os períodos de avaliação. Este estudo mostra que cada sistema de encaixe apresenta um comportamento diferente na força de retenção, o que auxiliaria na correta seleção do sistema, dependendo da situação clínica, quando tratamos pacientes edêntulos com sobredentaduras mandibulares implanto-muco-suportadas.

Besimo e Guarneri<sup>6</sup> (2003) avaliaram a força de retenção de 6 sistemas de encaixe: 01 tipo esférico (1- Spherical anchor - Dalla Bona) e 05 cilíndricos (2- Cylindrical anchor - Dalla Bona; 3- Conod Attachment; 4- Steeped anchor - Fah; 5- Gerber attachment; e 6- Mini Gerber attachment) aplicando 10000 ciclos de inserção/remoção equivalente a 9 anos de uso. Durante os primeiros 2500 ciclos todos os sistemas de encaixe apresentaram um comportamento instável

caracterizado por um aumento e uma subsequente diminuição na força de retenção. Posteriormente, entre os ciclos 2500 – 10000 todos os sistemas apresentaram valores estáveis na força de retenção entre 5 – 7 N.

Botega et al.<sup>8</sup> (2004) compararam dois sistemas de encaixe (bar/clip e o´ring) de duas marcas comerciais (Conexão Sistemas de Prótese e Lifecore Biomedical), na força de retenção e resistência fadiga após 5500 ciclos simulando um período de 5 anos. Os resultados mostraram que o sistema bar/clip (Conexão Sistemas de Prótese) apresentou um aumento nos valores de retenção após 5500 (36,92 N – 52,07 N) quando comparados com os outros sistemas que apresentaram valores estáveis após a ciclagem (O´ring – conexão: 12,78 N – 14,42 N; Bar/clip – Lifecore: 16,27 N - 20,24 N; O´ring – Lifecore: 18,41 N – 21,09 N). Os autores justificam o aumento da retenção, no sistema bar/clip, à deformação dos componentes plásticos resultando em um endurecimento do mesmo e a um aumento na rugosidade de superfície. Devido as propriedades de elasticidade e à resistência a fricção do anel de borracha e a estrutura do pilar o sistema O´ring, poderia explicar-se a estabilidade da retenção após a ciclagem.

Rutkunas et al.<sup>45</sup> (2005) comparou a força máxima de retenção de 4 sistemas de encaixe tipo stud (1- ERA-orange (EO); 2- ERA-white (EW); 3- Locator-pink (LP); e 4- OP anchor (OP)) e 1 tipo magneto (5- Magfit EX600w) após 2000 ciclos de inserção/remoção, e determinou o número de ciclos necessários para alcançar uma retenção estável. Os resultados mostraram uma diminuição significativa na força de retenção para os sistemas de encaixe EO, EW, LP e Magfit entre 2% a 75%, exceto para o sistema OP que apresentou um aumento significativo de 137%. A maior perda de na força de retenção foi observado nos sistemas EO e EW de 75% e 63%, respectivamente. Isso demonstra que a pesar que os fabricantes mencionem que diferentes cores de anéis fornecem diferentes níveis de retenção (White = Retenção leve; Orange = Retenção regular), parece que isto é verdadeiro apenas considerando valores de retenção iniciais, já que não se encontrou diferenças significativas entre EO e EW após o ensaio mecânico. O sistema Locator apresentou a maior resistência a fadiga com uma perda de 30 % na força de retenção após o ensaio mecânico e foi o mais retentivo (6 N). Além disso, demonstraram que após 800 ciclos de inserção/remoção os sistemas de encaixe tipo stud apresentam uma retenção relativamente estável.

Rutkunas et al.<sup>46</sup> (2007), avaliando vários sistemas de encaixe, tipo stud-munhão (Locator, ERA, O´ring) e magneto, concluíram que a propriedade de retenção de cada sistema depende do tipo de deslocamento (axial, lateral, anterior e posterior), onde os sistemas tipo stud apresentaram os melhores valores de retenção durante os deslocamentos posteriores, sendo esse movimento o mais esperado durante as cargas funcionais. Todos os sistemas de encaixe tipo magneto apresentaram valores de retenção estáveis durante todo o período de ciclagem (2000 ciclos) a diferença do tipo stud, os quais apresentaram uma diminuição dos valores de retenção e se estabilizaram após 800 ciclos.

Evtimovska et al.<sup>23</sup> (2009) avaliaram as mudanças nos valores de retenção, em 02 sistemas de encaixe utilizados em sobredentaduras mandibulares: 1- Hader Bar/clip yellow; 2- Locator/White; e 3- Locator/Green utilizando uma angulação de 20°, antes e após 20 ciclos de inserção/remoção utilizando uma máquina de teste universal. Os resultados mostraram que os maiores valores de resistência à remoção foram obtidos pelo sistema Locator (Locator/Green:  $8,25 \pm 1,61$  kg, Locator/White:  $7,05 \pm 1,66$  kg) quando comparado com o sistema Barra/clip (Hader bar/clip yellow  $1,44 \pm 0,30$ ). Porém, os valores de retenção do sistema Locator diminuíram significativamente após a primeira remoção (Locator/Green  $11,05 \pm 4,94\%$ ; Locator/White  $8,60 \pm 4,42\%$ ), enquanto, o sistema barra/clip (Hader Bar/clip yellow:  $6,50 \pm 3,59\%$ ) apresentou os menores valores de perda de retenção. Quando os dois sistemas foram avaliados após os 20 ciclos o Locator/Green mostrou os maiores valores de perda de retenção ( $25,91 \pm 6,65\%$ ) não apresentando diferença significativa quando comparado com o Locator/White ( $21,07 \pm 8,96\%$ ), porém, ambos sistemas foram significativamente diferentes quando comparados com o Hader bar/clip yellow, que apresentou os menores valores de perda ( $13,70 \pm 4,89\%$ ). Apesar deste estudo avaliar a resistência à fadiga destes sistemas de encaixe utilizando uma máquina de ensaio universal, o número de remoções não simula uma situação a longo prazo de uso de uma sobredentadura mandibular.

Pigozzo et al.<sup>43</sup> (2009) avaliaram 04 sistemas de encaixe tipo barra/clip (Conexão Bar/Clip; Sterngold Hader Bar; 3i Gold Hader Type Clip; SIN Clipo) na força de retenção inicial e resistência a fadiga após 5500 ciclos. Apesar que cada sistema de encaixe apresentaram diferentes forças de retenção inicial, todos

eles mostraram, após vários períodos de ciclagem, um aumento na sua força de retenção. Os autores justificam esse aumento a uma deformação plástica nos componentes de polímero (clip) devido as forças geradas durante o teste de fadiga (ciclagem) assim como uma possível expansão térmica, e que a diferença na força de retenção é influenciada pelas características individuais de cada sistema (largura do clip, distância entre os clips, diâmetro da barra e espessura dos clips). Porém este estudo não avalia a influência da distância nem os sistemas de encaixe individuais.

Sadig<sup>48</sup> (2009) avaliou o efeito de três sistemas de encaixe (Magneto, Ball e Locator), e o número e localização dos implantes na força de retenção durante deslocamento vertical, oblíquo e antero-posterior. Dois modelos de mandíbula edêntula foram selecionados baseado no número e localização dos implantes: 1- 02 implantes posicionados na região dos caninos; e 2- 02 implantes posicionados na região dos caninos e 02 implantes na região dos pré-molares. Posteriormente, 10 bases de resina, simulando uma sobredentadura, foram fabricados para instalar os diferentes sistemas de encaixe. Os resultados mostraram que o sistema Locator apresentou uma retenção e estabilidade significativamente maior, seguido pelos sistemas Ball e Magneto, independentemente do tipo de deslocamento. O modelo com dois implantes ofereceu uma menor retenção e estabilidade quando comparado com o modelo de 04 implantes. O autor concluiu que o número de implantes e o tipo de conector afeta significativamente a força de retenção e estabilidade da prótese implanto-muco-suportada.

Para Tabatabaian et al.<sup>60</sup> (2010) a retenção e estabilidade da sobredentadura implanto-muco-suportada depende do sistema de encaixe a ser utilizado. Para isso, compararam a retenção e resistência de três sistemas de encaixe (Nobel Biocare Ball (NBB), Nobel Biocare Bar/Clip (NBBC); e ERA/Red Sterngold (ERAR) sobre um modelo de sobredentadura implantossuportada. Forças de remoção foram aplicadas no sentido vertical, oblíquo e anteroposterior em duas situações, antes e depois de 100 ciclos de inserção/remoção da sobredentadura. Este estudo mostrou que o sistema ERA/Red apresentou os maiores valores de retenção e resistência em todas as situações, e que a retenção e resistência é afetado pelo desgaste do componente retentor.

Scherer et al.<sup>51</sup> (2013) utilizando um modelo de mandíbula edêntula com implantes distribuído aproximadamente na posição dos dentes naturais (incisivo central, incisivo lateral, canino, pré-molares e molar) e uma infraestrutura de cobalto-cromo simulando a sobredentadura, avaliaram o efeito do número e distribuição dos implantes na força de retenção de 4 sistemas de encaixe: 1- ERA; 2- O'ring, 3- Locator; e 4- Ball. Todos os sistemas de encaixe foram distribuídos nos seguintes grupos: G1: 01 implante na região do incisivo central; G2: 02 implantes na região dos caninos; G3: 02 implantes na região dos segundos pré-molares), G4- 03 implantes (01 na região do incisivo central e 02 na região dos caninos); G5: 03 implantes (01 na região do incisivo central e 02 na região dos pré-molares); G6: 04 implantes (02 na região dos incisivos laterais e 02 na região dos caninos); e G7: 04 implantes (02 na região dos caninos e 02 na região dos pré-molares). Os resultados mostraram um aumento significativo na força de deslocamento vertical para todos os grupos com todos os sistemas de encaixe quando uma maior distância entre os implantes era utilizada. Um aumento na força de deslocamento oblíquo também foi observado exceto para o grupo de 2 implantes com todos os sistemas de encaixe e para o grupo com 4 implantes com o sistema Locator. Forças de deslocamento antero-posterior também mostraram um aumento exceto para os grupos com 04 implantes com os sistemas Ball e Locator. Os autores concluíram que a força de retenção e a estabilidade de uma sobredentadura é afetada significativamente pelo número de implantes, distribuição dos implantes e o tipo de sistema de encaixe.

Da Fontoura Frasca et al.<sup>16</sup> (2014), compararam a força de retenção e resistência a fadiga de três sistemas de encaixe (Ball - Attachment Metal - NobelBiocare; O'ring - 3i; e ERA - Sterngold), com diferentes componentes retentivos (metálicos e plásticos). Cinco dados foram obtidos para avaliar o comportamento ao longo do tempo: T0- 0 ciclos (0 meses); T1- 180 ciclos (2 meses); T2- 540 ciclos (6 meses); T3- 1080 ciclos (12 meses); T4- 2160 ciclos (2 anos); e T5- 3240 (3 anos). Quando os três sistemas foram comparados, todos os grupos foram diferentes durante os períodos de 0, 2 e 6 meses. Após 12, 24 e 36 meses os sistemas O'ring e ERA apresentaram valores similares de retenção, porém, os valores de retenção, de ambos sistemas, foram estatisticamente baixos quando comparados com os valores do sistema Ball - Attachment Metal. O sistema ERA foi o único sistema em diminuir

significativamente a sua força de retenção a partir do T4 (14,50 N) e T5 (14 N) quando comparado com o T0 (20,75 N), possivelmente, devido a distorções no componente plástico durante as cargas cíclicas. O sistema O´ring apresentou valores estáveis durante todo os períodos (Início: 13,75 N – Final: 11,75). O sistema Ball – Attachment Metal apresentou os maiores valores de retenção (Início: 42,75 N – Final: 44,75 N) e se manteve ao longo do tempo e não mostrou diferenças significativas, igual que o sistema O´ring. Estes resultados podem ser justificados devido as características de ductilidade e maleabilidade do componente metálico do sistema Ball-Attachment Metal que promove a adaptação e manutenção da força de retenção. A flexibilidade e resiliência do componente plástico do sistema O´ring permite uma maior liberdade de movimentação, permitindo manter a sua retenção ao longo do tempo. Pode-se concluir que a retenção do sistema de encaixe é afetada significativamente pelo tipo de abutment e o tipo material do componente retentor.

Kobayashi et al.<sup>34</sup> (2014) avaliaram a força de retenção e o efeito da angulação (12°) de um novo sistema de encaixe com esplintagem em barra: SFI-Bar (Cendres + Métaux AS) e o comparou com os sistemas de encaixe sem esplintagem: Dalbo-Plus (Cendres + Métaux AS) e Locator (Zest Anchors LLC, Escondido, CA, USA) simulando um período de 10 ano após 14 600 ciclos imersos em solução isotônica de cloreto de sódio ao 0,9%. Apesar que todos os sistemas de encaixe apresentaram inicialmente um aumento na força de retenção, o sistema Locator mostrou uma diminuição após 1000 e 5000 ciclos (1 e 3.5 anos, respectivamente), onde os outros sistemas apresentaram um constante aumento nos valores de retenção. A diminuição na força de retenção do sistema Locator poderia estar relacionada com o desgaste e deformação do componente plástico de nylon. Já o aumento na força de retenção dos sistemas SFI-Bar e Dalbo-Plus poderia estar relaciona a um aumento da rugosidade na superfície dos componentes metálicos (pilar e anel de retenção) aumentando a fricção entre eles, porém, aumenta também o desgaste do sistema. Os autores concluíram que os sistemas SFI-Bar e Dalbo-Plus mantêm a sua capacidade de retenção muito mais tempo que o sistema Locator, apesar disso todos os sistemas apresentam uma suficiente capacidade de resistência ao desgaste, e que a angulação dos implantes acima de 12° não afeta significativamente no desgaste do sistema de encaixe.

Schweyen et al.<sup>53</sup> (2015) avaliaram a força de retenção, resistência a fadiga (5000 ciclos) de um novo sistema de encaixe a base de Polivynilsiloxane (PVS) com diferente graus de dureza (SH25, SH50, SH65), assim como, o efeito da angulação do implante e agentes desinfetantes (Corega Tabs dental white, Corega Tabs partials, Listerine Coolmint, Agua destilada) na sua retenção, utilizando o Sistema Locator (Zest Anchors LLC, Escondido, CA, USA) como sistema de encaixe para comparação. A retenção inicial dos sistemas de encaixe mostrou uma diferença significativa, onde SH25 apresentou os menores valores de retenção ( $2,67 \text{ N} \pm 0,39$ ) quando comparado com os outros grupos: SH50 ( $5,76 \pm 0,82$ ), SH65 ( $7,30 \pm 1,65$ ), e Locator ( $11,97 \pm 4,64$ ). Porém, todos os sistemas a base de PVS apresentaram valores estáveis após a ciclagem (5000 ciclos), enquanto o sistema Locator mostrou uma diminuição significativa na sua retenção. A angulação ( $0^\circ$ ,  $5^\circ$  e  $10^\circ$ ) não teve um efeito significativo na força de retenção de todos os sistemas. O Corega Tabs dental White e o Corega Tabs partials diminuíram a força de retenção dos sistemas de PVS SH25 - SH50 e SH50 – SH 65, respectivamente, enquanto, o Listerine Coolmint aumentou a força de retenção somente no sistema de PVS SH50. A água destilada não teve nenhum efeito na força de retenção. Os autores concluíram que o uso deste tipo de sistema de encaixe fornece uma força de retenção adequada e constante durante uma simulação in vitro de 5 anos.

Srinivasan et al.<sup>57</sup> (2015) avaliaram a influência da angulação dos implantes na força de retenção de dois sistemas de encaixe (Locator e SFI-Anchor) utilizados em sobredentaduras mandibulares durante o deslocamento cíclico. 90 corpos de prova foram fabricados, simulando uma sobredentadura retida por dois implantes, e foram divididas em 5 grupos segundo a angulação estabelecida (G1=  $0^\circ$ ; G2=  $20^\circ$ ; G3=  $30^\circ$ ; G4=  $40^\circ$ ; e G5 =  $60^\circ$ ) e uma ciclagem de 10000 ciclos foi aplicada e a força de retenção foi obtida após 10, 100, 1000, 5000 e 10000 ciclos, simulando um período de inserção de 10 anos. Os resultados mostraram que não houve uma diferença significativa entre ambos sistemas de encaixe quando uma angulação de  $0^\circ$  foi utilizada (Locator=  $35,59 \pm 7,52$ ; SFI-Anchor=  $38,65 \pm 12,65$ ), porém, quando aumentando a angulação ( $20^\circ$ ,  $30^\circ$ , e  $40^\circ$ ) o Sistema Locator apresentou um aumento significativo na força de retenção quando comparado com o Sistemas SFI-Anchor em todos os períodos de avaliação. Além disso, enquanto a angulação dos implantes mostrou

um efeito significativo dentro do sistema Locator, apresentando um aumento inicial (após 100 ciclos) e posteriormente uma diminuição (após 10000 ciclos) na força de retenção em todas as angulações (20°, 30°, 40°), o Sistema SFI-Anchor se manteve constante independente da angulação utilizada. Os autores concluíram que o Sistema SFI-Anchor não foi influenciado pela angulação dos implantes, e que a sua principal indicação seria em situações clínicas em implantes com discrepâncias axiais marcadas.

ELsyad et al.<sup>21</sup> (2016) demonstraram que as propriedades de retenção do sistema de encaixe depende do tipo de deslocamento que é aplicado. Segundo os resultados, as maiores forças de retenção para o sistema Locator, independentemente do tipo de resiliência do anel de nylon (Blue: baixa, Pink: media, Translúcida: alta), foram registradas quando forças de deslocamento anterior foram aplicadas seguido de forças verticais, e as menores forças de retenção foram registradas para o deslocamento lateral. Estes resultados sugerem que o sistema Locator fornece uma efetiva retenção (contra forças de deslocamento vertical) ao invés de estabilidade (resistência a forças de deslocamento lateral e posterior). A altura vertical reduzida do sistema poderia ser a responsável pela baixa resistência a forças lateral e posterior. Já para o sistema de encaixe com coroas telescópicas resilientes as maiores forças de retenção foram registradas quando forças de deslocamento posterior foram aplicadas. Esse resultado poderia ser devido ao fato que os sistemas telescópicos apresentam paredes quase paralelas limitando os movimentos laterais quando forças de deslocamento lateral e posterior são aplicadas. Além disso, a mínima fricção durante deslocamento vertical e a ausência de elementos retentivos entre o coping primário e secundário poderia ser o responsável pela baixa retenção com forças de deslocamento anterior.

Shastry et al.<sup>55</sup> (2016) utilizando uma máquina de ensaios mecânicos UTM (Instron 5567), avaliaram a força de retenção de 3 sistemas de encaixe (Hader Bar/ Clip Attachment, Sterngold; O'ring Attachment, Lifecare Biosystems; Locator, Zest Anchors LLC) com e sem espiantagem. 100 ciclos de inserção/remoção foram aplicados sobre 3 modelos de mandíbula edêntula e sobredentadura fabricados em resina acrílica, cada um com um sistema de encaixe avaliado para comparar a força de retenção inicial. Posteriormente, cada sobredentadura foi submetida a termociclagem manual durante 5000 ciclos

equivalente a 6 meses de uso na cavidade oral e novamente foram submetidos a 100 ciclos de inserção/remoção para avaliar a força de retenção ao longo do tempo. Os resultados mostraram que o sistema de encaixe Bar/Clip apresentou os maiores valores de retenção antes e após o ensaio mecânico, 70,66 N e 65,18 N, respectivamente, seguido do sistema O´ring (56,26 N; 51,30 N) e Locator (44,72 N; 36,74 N). Além disso, uma diminuição na força de retenção foi observada nos 3 sistemas de encaixe após a termociclagem sendo estatisticamente significativa para cada sistema.

### **2.3 Estudos de Retenção, Ciclagem Dinâmica e Microscopia Eletrônica de Varredura**

Wolf et al.<sup>65</sup> (2009) utilizando 6 sistemas de encaixe tipo bola: 1- Dalbo-Plus Elliptic com pilar-ball em liga de metal nobre (Cendres & Metaux); 2- Dalbo-Plus Elliptic (Cendres & Metaux) com pilar-ball em liga de titânio (Straumann); 3- Ecco (Unor); 4- Locator (Zest Anchors); 5- Tima (Unor); e 6- Pro-Snap (Metalor), avaliaram a força de retenção e desgaste a longo prazo por meio de um estudo in vitro utilizando ciclos de inserção/remoção (50 000 ciclos) em conjunto com uma carga excêntrica de 100 N para simular força de mastigação aplicada a 12 mm do pilar. Antes da simulação in vitro, a força de retenção inicial variou entre 8,2 N (Pro-Snap) e 13,9 N (Locator). Para todos os sistemas de encaixe avaliados observou-se mudanças complexas (aumento e diminuição) na força de retenção ao longo do tempo. Ao final do teste, o grupo que utilizou um anel de retenção com liga de metal nobre em conjunto com o pilar de titânio apresentou os maiores valores de retenção (10,4 n) quando comparados com os outros sistemas de encaixe (1,0 N – 3,7 N). Os autores concluíram que o desenho e o material utilizado no sistema de encaixe influenciam na força de retenção. O pilar-ball em liga de titânio em combinação com o anel de retenção em liga nobre (ouro) diminuíram o desgaste e mantiveram a força de retenção durante um maior período de tempo.

Branchi et al.<sup>9</sup> (2010) avaliaram a força de retenção e resistência a desgaste de 4 tipos de anéis de retenção para o sistema de encaixe O´ring por meio de ensaio mecânico simulando 5500 ciclos de inserção/remoção. Os anéis de retenção utilizados foram: 1- Teflon; 2- Titânio; 3- Liga de ouro; e 4- Anel de retenção Vermelha de O´ring (retenção média). Os resultados mostraram que a

força de retenção depende do tipo de anel de retenção utilizado. Após 5500 ciclos, os anéis de retenção de teflon e de liga de ouro mostraram um aumento na força de retenção de 27% e 50%, respectivamente. Enquanto, o anel de retenção de titânio e o anel de retenção vermelho do O´ring, foi observado uma diminuição de 68% e 75%, respectivamente. A análise de rugosímetro mostrou um desgaste significativo no pilar somente quando os anéis de retenção de titânio foram utilizados. O aumento na força de retenção com anéis de retenção de ligas de ouro estaria relacionada à adaptação geométrica do anel de retenção aumentando o atrito durante o assentamento dos componentes. Isso devido à baixa produção de estresse dos metais nobres quando comparados com o titânio. Quando componentes de titânio foram utilizados, observou-se no pilar do sistema O´ring um desgaste excessivo tornando-o em uma superfície cônica na área de contato. O desgaste e a perda de retenção podem estar atribuídos ao contato de duas superfícies metálicas com a mesma dureza, gerando uma diminuição do atrito entre ambas partes. Os autores concluíram que diferentes tipos de anéis de retenção para o mesmo tipo de pilar fornecem diferentes valores de retenção.

Abi Nader et al.<sup>1</sup> (2011) avaliaram in vitro o efeito da mastigação na força de retenção, características de desgaste e as suas deformações através de microscopia eletrônica de varredura (MEV) de dois sistemas de encaixe (O´ring Ball socket, Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden; e Locator, Zest Anchors, Inc., Escondido, CA, USA) após 400 000 ciclos. O sistema Locator apresentou os maiores valores iniciais ( $66,4 \text{ N} \pm 16$ ) quando comparado com o O´ring ( $10,6 \text{ N} \pm 3,6$ ). O Locator se manteve estável após 100 000 ciclos ( $65,7 \text{ N} \pm 14,4$ ) porém, uma diminuição significativa foi observada após 300 000 ciclos ( $28,1 \text{ N} \pm 20,3$ ), a diferença do O´ring, o qual se manteve estável até o fim da ciclagem ( $7,9 \text{ N} \pm 4,3$ ), mostrando características de retenção estatisticamente similares com o sistema Locator ( $21,6 \text{ N} \pm 17$ ). Por meio do MEV foram observados desgastes nas superfícies do pilar e anel de retenção do sistema O´ring, associado à rotação do componente e a uma deformação na superfície interna do anel de retenção, porém, essas alterações foram insuficientes para alterar a retenção. O sistema Locator mostrou uma deformação na superfície interna da área retentiva do componente de nylon (anel de retenção) associado com a simulação mastigatória o qual explicaria a perda de retenção deste sistema.

Rutkunas et al.<sup>47</sup> (2011) avaliaram o efeito do desgaste de 6 tipos de sistemas de encaixe: 1- ERA-orange (EO); 2- ERA-white (EW); 3- Locator-pink (LP); 4- Locator-white (LW); e 5- Locator-blue (LB); e 6-OP anchor (OP), na força de retenção e mudanças no diâmetro e na superfície do anel de retenção por meio de MEV antes e após 15 000 ciclos de inserção/remoção. Os sistemas EO (12,63 N) e EW (13,12 N) apresentaram uma rápida diminuição na força de retenção, após 1000 ciclos, seguido por valores constantes (3 N) até o final do ensaio mecânico, mostrando uma perda de 87% e 88% nos valores de retenção (EO = 2,86 N; EW = 2,89 N). Todos os sistemas Locator: LP (15,20 N), LW (16,61 N), e LB (16,50 N) apresentaram, após uma diminuição inicial, um moderado aumento na força de retenção. No entanto, ao final do ensaio mecânico a força de retenção dos sistemas Locator diminuíram entre 21% a 62% (LP = 11,95 N), LW (10,28 N), e LB (6,24 N). O sistema OP (3,15 N) apresentou um ligeiro aumento (3,70 N) na força de retenção, porém, não significativo. A análise de MEV mostrou um maior desgaste no núcleo plástico que na superfície interna do anel de retenção do sistema ERA. A superfície interna apresentava características de granulação fina antes do ensaio mecânico, e posteriormente tornou-se mais lisa e com pequenas linhas orientadas ao longo do eixo de inserção. O anel de retenção do Locator apresentou uma superfície lisa com linhas orientadas perpendicularmente ao eixo longitudinal, possivelmente formadas durante o processo de fabricação. Após o ensaio o anel de retenção apresentou superfícies irregulares com defeitos e perda de partículas. Isso demonstra, que diferentes padrões de desgaste do ERA e Locator pode ser explicado pelos diferentes tipos de nylons utilizados na sua fabricação. No entanto, apesar que o desgaste no anel Locator foi mais expressivo, a força de retenção diminuiu menos que do sistema ERA. Já o sistema OP apresentou superfícies totalmente lisas após o ensaio. Concluíram que o mecanismo de perda de retenção de sistemas de encaixe resilientes pode ser explicado parcialmente por mudanças dimensionais e alterações de superfície no anel de retenção e que diferentes cores de anéis de retenção não necessariamente fornecem diferentes níveis significantes de retenção.

Devido a uma ampla variedade de sistemas de encaixe e a uma limitada informação em relação a sua força Kim et al.<sup>33</sup> (2015) avaliaram a força de retenção e as características de desgaste através de MEV de 3 sistemas de

encaixe: 1- Kerator (Cápsula: Nylon; Pilar: Cilíndrico); 2- O´ring (Cápsula: Borracha; Pilar: Esférico); e 3- EZ Lock (Cápsula: Titânio + Zircônia; Pilar: Esférico), após 2500 ciclos de inserção/remoção simulando dois anos de uso. Quando a força de retenção inicial foi comparada, o sistema Kerator ( $12,80 \pm 3,32$ ) apresentou os maiores valores seguido do O´ring ( $9,19 \pm 0,73$ ) e EZ Lock ( $5,93 \pm 0,57$ ). No entanto, após 2500 ciclos de inserção/remoção a maior perda de retenção foi detectada no sistema O´ring ( $3,54 \pm 0,36$ ) quando comparado com o Kerator ( $11,87 \pm 2,71$ ) e o EZ Lock ( $5,43 \pm 0,37$ ). A análise do MEV mostrou uma deformação e deterioração dos componentes poliméricos dos sistemas Kerator (nylon) e O´ring (borracha) a diferença do sistema EZ Lock (cerâmica), onde não foi observada sinais de desgaste exceto por ligeiros riscos na superfície. Em relação aos pilares de titânio, no pilar do O´ring foi observado uma faixa desgaste em forma linear diferente do Kerator e EZ Lock, onde o pilar de titânio coberto com um revestimento de TiN (nitreto de titânio), não apresentaram mudanças ou danos na sua superfície. Os autores concluíram que o material e o desenho dos sistemas de encaixe são fatores que influenciam na perda de retenção e nos padrões de desgaste.

Turk et al.<sup>63</sup> (2014) através de força de tração, ciclagem dinâmica e MEV, avaliaram a força de retenção, resistência a fadiga e características de desgaste de dois sistemas de encaixe, O´ring e Locator, simulando um período de 4.5 anos (5000 ciclos). Os resultados mostraram que ambos sistemas de encaixe apresentaram uma perda de retenção ao longo de tempo: 1- O´ring (Inicial:  $32,91N \pm 5,30$ ; Final:  $9,70N \pm 7,94$ ); 2- Locator (inicial:  $52,47 N \pm 6,70$ ; final:  $21,70N \pm 10,13$ ), sendo que a porcentagem de perda de retenção, após 5000 ciclos, foi significativamente menor para o sistema Locator ( $57,56\% \pm 21,65$ ) quando comparado com o sistema O´ring ( $69,43\% \pm 27,61$ ). Segundo os autores, os valores de retenção de ambos sistemas após 500 ciclos são aceitáveis, considerando que a força de retenção mínima do sistema de encaixe, para garantir a estabilidade da sobredentadura durante função é de 5 – 7 N. Ambos sistemas de encaixe mostraram características de desgaste após 5000 ciclos, porém, os desgastes de ambos sistemas não mostraram diferença estatisticamente significativa. A comparação foi realizada por meio de mensurações do diâmetro interno e externo do anel de retenção (componente fêmea) antes e depois do teste mecânico.

Passia et al.<sup>41</sup> (2015) avaliaram a força de retenção e a influência da angulação do implante (20°) após 30 000 ciclos de dois anéis de retenção de resina utilizados em sistemas de encaixe. Os anéis de retenção de resina foram confeccionados a partir de dois materiais diferentes: 1- Polyetherketoneketone (PEEK; CM LOC; Cendrex+Métaux), e 2- Polyethylene (PE; Locator; Zest Anchors). Para simular a condição oral, as amostras foram imersas em água a temperatura ambiente (20°C ± 2°C) e uma análise de microscopia eletrônica varredura foi realizada após 30 000 ciclos. Em todos os grupos a força de retenção diminuíram ao longo do tempo, sendo que a perda de retenção ocorreu mais cedo no grupo com implantes angulados. Após 30 000 ciclos, o grupo PEEK – 0° perdeu 32% de sua retenção inicial, enquanto o grupo PEEK – 20° perdeu 47%, sendo menor quando comparados com os grupos PE – 0° e PE – 20°, onde observou-se uma perda de retenção de 66% e 75%, respectivamente. Já análise do MEV demonstrou uma superfície intacta dos pilares de ambos sistemas, enquanto os anéis de retenção revelaram consideráveis sinais de desgaste. Os autores mencionam que a melhora na força de retenção poderia estar relacionada com o desenho e material utilizado no sistema PEEK. O desenho do anel de retenção do PEEK fornece uma ranhura no anel, o qual expande quando o anel de retenção é instalado sobre o pilar e atuando como um tampão. Esta característica reduz a deterioração da superfície do anel de retenção resultando em um reduzido desgaste do material. Dentro das limitações deste trabalho, os autores concluíram que a combinação de um pilar de titânio e um anel de retenção de polyetherketoneketone, parece ser uma combinação de materiais promissora para uma adequada retenção a longo prazo, incluindo em implantes angulados.

Choi et al.<sup>14</sup> (2016) avaliaram o efeito da angulação entre os implantes na força de retenção e características de desgaste por meio de microscopia eletrônica de varredura de dois sistemas de encaixe EZ Lock (Samwon DMP Co) e O´ring (Dentis Co Ltd) após aplicação de ciclos de carga de mastigatórias de 70 N durante 400 000 ciclos mastigatórios associado a ciclos de inserção e remoção de 1080 ciclos. O sistema EZ Lock apresentou valores de retenção constantes em todas as angulações, porém, a força de retenção diminuí quando uma angulação de 15° e 30° foram utilizadas. As esferas de zircônia presente no anel de retenção do sistema apresentam uma melhor resistência ao desgaste

mantendo os valores de retenção e devido a sua capacidade de rotação ao redor do pilar permite que o anel de retenção seja posicionado em um plano paralelo ao eixo de inserção da prótese sem danificar a capacidade retentiva, inclusive em presença de implantes angulados. No entanto, a angulação entre os implantes pode dificultar o assentamento completo do anel de retenção do sistema e gerar um maior desgaste no pilar. O sistema O´ring apresentou uma diminuição na força de retenção em todas as angulações independentemente do tipo de anel de borracha utilizado (red e orange). Desgaste, deformação e degeneração podem resultar em perda de retenção, e este estudo demonstrou que o desgaste induzido por movimentos cíclicos aumentou o diâmetro do anel de borracha afetando diretamente na força de retenção. Além disso, o anel de retenção do sistema O´ring não pode tolerar rotação causando um desnivelamento no assentamento do sistema, desgaste prematuro e perda de retenção.

#### **2.4 Estudos da Influência da Distância Entre os Implantes**

Michelinakis et al.<sup>38</sup> (2006) avaliaram a influência da distância entre implantes (19 mm, 23 mm e 29 mm) e o tipo de sistema de encaixe (01 tipo Hader Bar/clip white - Metalor, 01 tipo Hader Bar/clip yellow - Metalor, 01 tipo Hader Bar/clip red - Metalor, 01 tipo Ball/socket - Astra Tech, 01 tipo magneto - Aichi Steel) na força de retenção de sobredentaduras mandibulares retidas por dois implantes. Os resultados mostraram que a uma distância de 19 mm e 23 mm, o tipo Ball/socket foi estatisticamente mais retentivo que o tipo Hader Bar/clip yellow, white e magneto. Já a uma distância de 29 mm o tipo Ball/socket mostrou os maiores valores e foi estatisticamente diferente dos outros sistemas de encaixe. O tipo magneto apresentou as menores forças retentivas quando comparados com o sistema de encaixe tipo Ball/socket. Porém, ambos os sistemas de encaixe alcançaram suas maiores forças de retenção a uma distância entre os implantes de 29 mm. Concluíram que a distância entre implantes pode afetar a retenção inicial da sobredentadura mandibular retido por dois implantes dependendo do tipo de sistema. No entanto, eles não avaliaram a sua resistência a longo prazo.

Doukas et al.<sup>19</sup> (2008), através de um estudo in vitro, avaliaram o efeito da distância entre os implantes (19 mm, 23 mm e 29 mm) na força de retenção

e resistência a fadiga, em 5 sistemas de encaixe (01 tipo Hader Bar/clip white - Metalor, 01 tipo Hader Bar/clip yellow - Metalor, 01 tipo Hader Bar/clip red - Metalor, 01 tipo Ball/socket - Astra Tech, 01 tipo magneto - Aichi Steel), considerando um período de uso de 6 meses. Após a mensuração da retenção inicial de cada sistema, todos os sistemas de encaixe foram mantidos em água destilada a 37° e removidos após 15 dias e submetidos a 45 remoções manuais, o que representa o número de vezes que a sobredentadura seria removida durante 15 dias de uso para higiene oral. Posteriormente, 540 remoções manuais foram realizadas, o que simula um período de uso de 6 meses. Os resultados mostraram que a distância entre os implantes teve um efeito significativo para o sistema tipo bar/clip - red e bar/clip - yellow, mostrando maiores valores de retenção a uma distância de 23 mm e 29 mm. O tipo magneto apresentou os menores valores de retenção, enquanto, o tipo Ball/socket apresentou os maiores valores em todas as distâncias sendo considerado o sistema de escolha. Porém, neste estudo foi utilizado remoções manuais o que poderia ter influenciado nos valores de retenção dos componentes.

Scherer et al.<sup>52</sup> (2014) avaliaram o efeito do posicionamento dos implantes na retenção e estabilidade de uma sobredentadura retida por dois implantes com diferentes sistemas de encaixe, através de um estudo in vitro. Um modelo de mandíbula com implantes posicionados na posição dos dentes naturais (incisivo lateral, canino, 1° pré-molar, 2° pré-molar, 1° molar) foi utilizado para o posicionamento dos sistemas de encaixe (Ball clear - Zimmer Dental, ERA/orange - Sterngold, Locator/pink - Zest Anchor, e O'ring Saturno Standard - Zest Anchor) e uma infraestrutura metálica coberta com resina acrílica foi confeccionada para simular a sobredentadura e realizar os testes de retenção em uma máquina de ensaio universal. Concluíram que a retenção vertical e a estabilidade da sobredentadura é afetado pela distância entre os implantes, a qual aumenta quando os implantes são colocados numa posição mais distal (2° pré-molar). Porém, a retenção inicial depende do desenho do encaixe. O sistema Ball clear apresentou os maiores valores de retenção, enquanto, o sistema ERA apresentou os menores valores, sendo estatisticamente significante. Este estudo mostrou que a distância entre os implantes e o tipo de sistema de encaixe têm um efeito significativo na retenção dos sistemas de encaixe, porém, não foi testado a resistência a longo prazo de cada sistema.

Tabatabaian et al.<sup>61</sup> (2014) avaliaram a força de retenção e resistência ao deslocamento de um sistema de encaixe O´ring (BCAS, BioHorizons, Birmingham, Alabama USA) avaliando 03 distâncias entre os implantes (A: 10 mm, B: 25 mm, C: 35 mm), aplicando forças de tensão: vertical, oblíquas e antero-posterior. Os autores concluíram que a distância entre os implantes não afeta a força retenção quando forças verticais (A:25,03N  $\pm$  7,47; B: 22,91N  $\pm$  6,23; C: 24,50N  $\pm$  5,83) e oblíquas (A: 20,92N  $\pm$  4,39; 18,14  $\pm$  4,85; C: 18,76N  $\pm$  6,32) são aplicadas. Porém, uma maior resistência ao deslocamento no sentido antero-posterior foi observada quando os implantes foram colocados a uma distância de 35 mm (C= 21,25N  $\pm$  3,05) quando comparados com os grupos A (14,46N  $\pm$  2,11) e B (14,4N  $\pm$  3,83). Esses resultados mostram que uma maior distância entre os implantes pode fornecer um melhor nível de resistência durante forças de deslocamento funcionais, sugerindo aos cirurgiões dentistas a considerar este fator durante a instalação dos implantes. Porém, não avaliaram o desempenho dos sistemas ao longo do tempo.

Assim, observa-se que a análise da distância entre os implantes independente do sistema de encaixe, sem necessidade de uma união, utilizados em sobredentaduras mandibulares são escassos na literatura. Além disso, poucos são os estudos que avaliam a sua influência a longo prazo. Savadi et al.<sup>50</sup> mencionam que pesquisas avaliando valores de retenção a longo prazo e simulando função e dentro de um ambiente oral são necessários. Visto que a sobredentadura mandibular retida por dois implantes representa uma alternativa de tratamento viável, trabalhos que explorem o comportamento mecânico dos componentes protéticos são necessários, fornecendo importantes informações que ajudariam ao cirurgião dentista na correta escolha das condições reabilitadoras com implantes.

## **2.5 Estudos de Efeito do Lubrificante em Ensaio Mecânicos**

Para Bayer et al.<sup>5</sup> (2009) um aspecto importante em estudos experimentais in vitro é aproximar-se o máximo possível da situação clínica. O desgaste dos sistemas de encaixe leva a uma perda de retenção e reduz a função das sobredentaduras. Através de um estudo in vitro avaliaram a mudanças na força de retenção de um sistema de encaixe (Dalbo-Z) utilizado em sobredentaduras, confeccionadas com diferentes ligas metálicas (Elitor e

Valor) imersos em diferentes substâncias lubrificantes (solução fisiológica de cloreto sódio e saliva artificial). Os grupos imersos em saliva artificial mostraram uma diminuição constante na sua força de retenção, enquanto o grupo imerso em solução fisiológica de cloreto sódio apresentou um aumento após 2000 ciclos sendo estatisticamente significativa. No entanto, após 10 000 ciclos, os três grupos apresentaram uma diminuição na força de retenção mantendo-se constante entre eles. Concluíram que o tipo de lubrificante influência significativa na força de retenção dos sistemas de encaixe.

Srinivasan et al.<sup>58</sup> (2015) através de um estudo piloto in vitro avaliaram a influência da saliva artificial na força de retenção do sistema de encaixe LOCATOR. Dois grupos com 10 corpos de prova foram utilizados (Grupo 1= Solução fisiológica de cloreto de sódio (NACL 0,9%); Grupo 2= Saliva artificial) e submetidos a ciclos de inserção/remoção durante 10000 ciclos. Ambos grupos mostraram um aumento na força de retenção após 100 ciclos, porém, após 1000, 5000 e 10 000 ciclos, ambos grupos mostraram uma diminuição constante na força de retenção. Os autores concluíram que não houve uma diferença na força de retenção do sistema de encaixe LOCATOR quando imersos em NACL ou saliva artificial. Porém, os autores sugerem um estudo em longa escala para confirmar a superioridade de cada lubrificante devido que os resultados mostraram um poder de análise de 40,5 %.

Vale a pena ressaltar que estes estudos avaliaram diferentes sistemas de encaixe. O sistema Dalbo-Z é composto por um pilar e cápsula de retenção metálica sem presença de um componente plástico como borracha de nitrilo (O´ring) ou nylon (Locator). Nesse caso o efeito do lubrificante (NACL ou saliva artificial) pode apresentar efeitos diferentes entre ambos sistemas devido a natureza dos componentes utilizados.

## **2.6 Estudos Clínicos de Avaliação de Força de Retenção**

Burns et al.<sup>12</sup> (1995) por meio de uma avaliação clínica prospectiva avaliaram a retenção e estabilidade de sobredentaduras retidas por implantes utilizando 02 sistemas de encaixe: 1- O´ring; e 2- Magneto. 17 pacientes com próteses totais convencionais pré-existentes foram avaliados e 02 implantes foram instalados na região anterior da mandíbula. Utilizando um desenho de estudo cross-over os pacientes foram distribuídos em dois grupos de acordo com

o sistema de encaixe a ser utilizado. Dados de força de retenção e estabilidade foram obtidos antes e após 1 semana e 6 meses da instalação dos implantes utilizando um medidor de força (Chatillon 1 kg push/pull force measurement gauges). Os resultados mostraram uma maior retenção e estabilidade da sobredentadura quando comparada com a prótese convencional, independentemente do sistema de encaixe. O sistema O´ring apresentou os maiores valores de retenção e estabilidade (925, 10 gm e 984,31 gm) quando comparado com o sistema Magneto (479,12 gm e 756,27 gm). A retenção e estabilidade de ambos sistemas permaneceram estáveis após um período de 6 meses de uso.

Hemmings et al.<sup>32</sup> (1997) compararam o número de complicações, tratamentos complementares, e manutenção requerida em pacientes tratados com próteses mandibulares fixa implantossuportada e implanto-muco-suportada (sobredentadura) durante um período de 5 anos. O número médio de chamadas de retorno por ano foi de 2,27 e 1,57 para os pacientes com próteses fixa implantossuportada e implanto-muco-suportada, respectivamente. Durante o primeiro ano, um maior ajuste foi necessário nas próteses implanto-muco-suportada quando comparadas com as próteses fixa implantossuportada. Posteriormente, as próteses fixas implantossuportada necessitaram de mais manutenção à medida que as complicações ocorreram, tais como: abutment ou fratura e afrouxamento do parafuso, e hiperplasia ou peri-implante. Já para as próteses implanto-muco-suportada as complicações mais comuns foram: fratura ou afrouxamento do clip e reembasamento da prótese. Os autores concluíram que as próteses implanto-muco-suportada é uma boa alternativa no tratamento da mandíbula edêntula.

Van Kampen et al.<sup>64</sup> (2003) por meio de um estudo *in-vivo* avaliaram a força de retenção antes e após 3 meses de uso, manutenção e complicações pos-intalação associadas com o uso de 3 sistemas de encaixe: 1- Magneto; 2- O´ring; e 3- Bar/clip). 18 pacientes receberam uma sobredentadura retida por dois implantes, instalados na região interforamidal. Os resultados mostraram que não houve diferença significativa na força de retenção antes e após 3 meses de uso para os 3 sistemas de encaixe avaliados (Magneto antes: 7,4 N, depois = 8,7 N; O´ring antes=31,4 N, depois = 28,0 n; Bar/clip antes = 32,9, depois= 29,8 N). Complicações durante a manutenção foram observadas nos sistemas

magneto e o´ring. Manchas e corrosão foram observadas em 11 dos 36 magnetos como resultado do desgaste do detentor magnetico. Em relação ao sistema O´ring duas capsulas de retenção soltaram da prótese e um pilar desapdaptou do implante. O sistema Bar/clip não apresentou complicações durante a manutenção. Concluíram que a força de retenção dos 3 sistemas de encaixe não muda após 3 meses de uso e que o sistema magneto é mais susceptível a desgaste durante esse período.

### **3 PROPOSIÇÃO**

#### **3.1 Objetivo Geral**

Avaliar o comportamento mecânico de diferentes sistemas de encaixe sem esplintagem (O´ring, Bola Mini, Equator) utilizados em sobredentaduras mandibulares.

#### **3.2 Objetivos Específicos**

Avaliar em sobredentaduras mandibulares retidas por dois implantes:

1. A força de retenção inicial, resistência à fadiga e as características de desgaste dos diferentes sistemas de encaixe sem esplintagem (O´ring, Bola Mini, Equator) através do método de tração estática, ciclagem dinâmica e microscopia eletrônica de varredura utilizando uma distância de 22 mm entre os implantes.

2. A influência da distância entre os implantes (16 mm, 22 mm, 29 mm) na força de retenção inicial e a resistência à fadiga dos diferentes sistemas de encaixe sem esplintagem (O´ring, Bola Mini, Equator) através dos métodos de tração estática e ciclagem dinâmica.

#### **3.3 Hipótese**

A hipótese nula do presente estudo foi de que não haverá diferença na força de retenção, resistência à fadiga e nas características de desgaste dos diferentes sistemas de encaixe (O´ring, Bola Mini, Equator), utilizando uma distância de 22 mm, e que a distância entre os implantes (16 mm, 22 mm, 29 mm) não terá um efeito significativo na força de retenção e resistência a fadiga independentemente do sistema de encaixe.

## 4 MATERIAL E MÉTODO

Para a realização deste estudo, foram selecionados três tipos de sistema de encaixe, que podem ser utilizados na confecção de sobredentaduras mandibulares, os quais são apresentados na Tabela 1.

**Tabela 1-** Sistemas de encaixe, fabricante

Sistema de encaixe	Material do anel de retenção	Fabricante e Localidade
Sistema O'ring	Nitrilo (borracha)	Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil
Sistema Bola Mini	Poliamida (Rilsan® PA 11)	NeoDent, Paraná, Brasil
Sistema Equator	Poliamida (Rilsan® PA 11)	NeoDent, Paraná, Brasil

Fonte: Elaboração própria.

O sistema O'ring foi selecionado como o grupo controle para comparação com os outros dois novos sistemas de encaixe (Bola Mini e Equator) disponíveis atualmente no mercado.

### 4.1 Delineamento Experimental

Esta parte do estudo foi delineada para avaliar a força de retenção e resistência a fadiga utilizando os seguintes fatores de variação: 1. Tipo de sistema de encaixe em 3 níveis: a. O'ring, b. Bola Mini, c. Equator; 2. Número de ciclos em diferentes tempos de leitura: a. 0 ciclos; b. após 1500 ciclos; c. após 3000 ciclos e d. leitura final, após 5500; e 3. Distância entre os implantes em 3 níveis: a. 16 mm, b. 22 mm, c. 29 mm, o que corresponde, aproximadamente, à distância entre os incisivos laterais, caninos, e pré-molares inferiores, respectivamente. Os dados obtidos foram tabulados e submetidos a testes estatísticos adequados de acordo com aderência à normalidade, homocedasticidade e esfericidade. A análise estatística foi realizada por meio do programa SPSS para Windows (versão 21; SPSS Inc., Chicago, IL, USA) considerando-se uma probabilidade de erro tipo I ( $\alpha$ ) de 0.05.

## 4.2 Estudo Piloto e Treinamento do Pesquisador

Antes de começar os procedimentos laboratoriais, um estudo piloto foi realizado para determinar a viabilidade e confiabilidade do procedimento de coleta de dados. Valores iniciais de retenção em Newton (N) foram obtidos em 30 corpos de prova para, 10 valores de retenção para cada sistema de encaixe (O´ring, Bola Mini, Equator), utilizando uma distância de 22 mm em duas ocasiões distintas, com um intervalo de sete dias. A reprodutibilidade intra-examinador para dados quantitativos (valores de retenção) foi analisada por meio do Coeficiente de Correlação Intraclasse<sup>27,28</sup> (ICC). Os valores do ICC foram avaliados de acordo com Fermanian<sup>27</sup>. De acordo com os valores obtidos, houve uma concordância boa e excelente para a variável de retenção em todos os grupos testados (O´ring ICC = 0,92; Bola Mini ICC = 0,89; Equator ICC = 0,96), mostrando que os procedimentos de coleta de dados foram precedidos de calibração prévia adequada, o que colabora para que sejam medidas altamente confiáveis.

## 4.3 Grupos Experimentais

Para realização deste estudo foram utilizados análogos de um implante de titânio de hexágono externo de 3,75 mm de diâmetro x 10 mm (NeoDent, Paraná, Brasil; Figura 1). A amostra do experimento foi composta por 90 espécimes que foram divididos em 09 grupos experimentais, de acordo com a Tabela 2:

**Figura 1-** Análogo de implante hexágono externo



Fonte: [http://www.webimplantes.com.br/ANALOGO\\_HE\\_NEODENT/prod-4411445/](http://www.webimplantes.com.br/ANALOGO_HE_NEODENT/prod-4411445/)

**Tabela 2-** Grupos experimentais

Grupo	Sistema de encaixe	Nº de implante	Distância entre implantes (mm)	Nº Amostras
1	O´ring	2	16 mm	10
2	O´ring	2	22 mm	10
3	O´ring	2	29 mm	10
4	Bola Mini	2	16 mm	10
5	Bola Mini	2	22 mm	10
6	Bola Mini	2	29 mm	10
7	Equator	2	16 mm	10
8	Equator	2	22 mm	10
9	Equator	2	29 mm	10

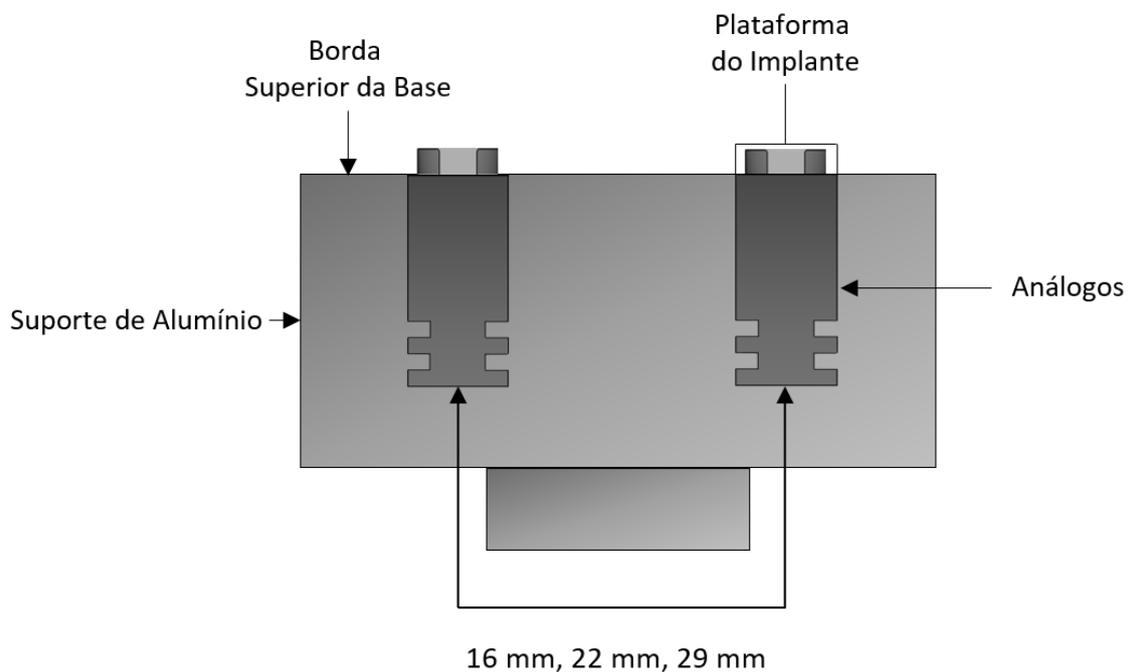
Fonte: Elaboração própria.

#### **4.4 Confecção dos Corpos de Prova**

##### **4.4.1 Base de suporte e instalação dos análogos**

Para a obtenção dos corpos de prova foi utilizada uma modificação da metodologia descrita por Botega et al.<sup>7</sup> e por Felipucci<sup>26</sup>. Foram confeccionadas 03 bases de alumínio com 2 cm de altura x 4 cm diâmetro, para fixação de dois análogos (implante hexágono externo), de acordo com as distâncias estabelecidas (16 mm, 22 mm, 29mm), sendo essas distâncias medidas do centro do análogo do implante ao outro e paralelos entre si (Figura 2). As medidas foram baseadas no estudo de Michekaelis et al.<sup>38</sup>, o que corresponde, aproximadamente, à distância entre os incisivos laterais, caninos, e pré-molares inferiores, respectivamente, simulando assim dois pilares para retenção de uma sobredentadura mandibular<sup>54</sup>.

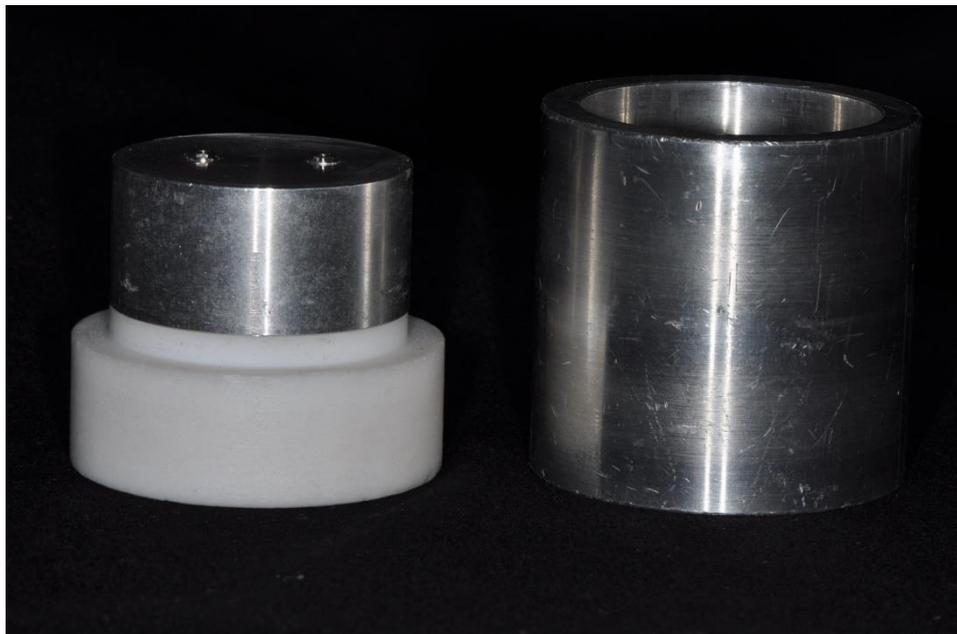
**Figura 2-** Análogos dos implantes fixados na base de alumínio



Fonte: Elaboração própria.

A confecção das bases de suporte de alumínio, com os análogos, teve como finalidade a fixação dos sistemas de encaixe (O'ring, Bola Mini, Equator), citados na Tabela 2, e a realização dos ensaios mecânicos deste estudo. Cada uma das bases de suporte foi posicionada sobre uma base de teflon e posteriormente envolvida por uma matriz de alumínio (Figura 3), cujo diâmetro interno foi o mesmo da base de suporte com os análogos. A base de teflon teve como finalidade permitir o correto assentamento da base de suporte de alumínio com os análogos e da matriz de alumínio, durante a captura das cápsulas de retenção (Figura 3 e 4).

**Figura 3-** Base de teflon e matriz de alumínio



Fonte: Elaboração própria.

**Figura 4-** Matriz de alumínio posicionada sobre a base de teflon

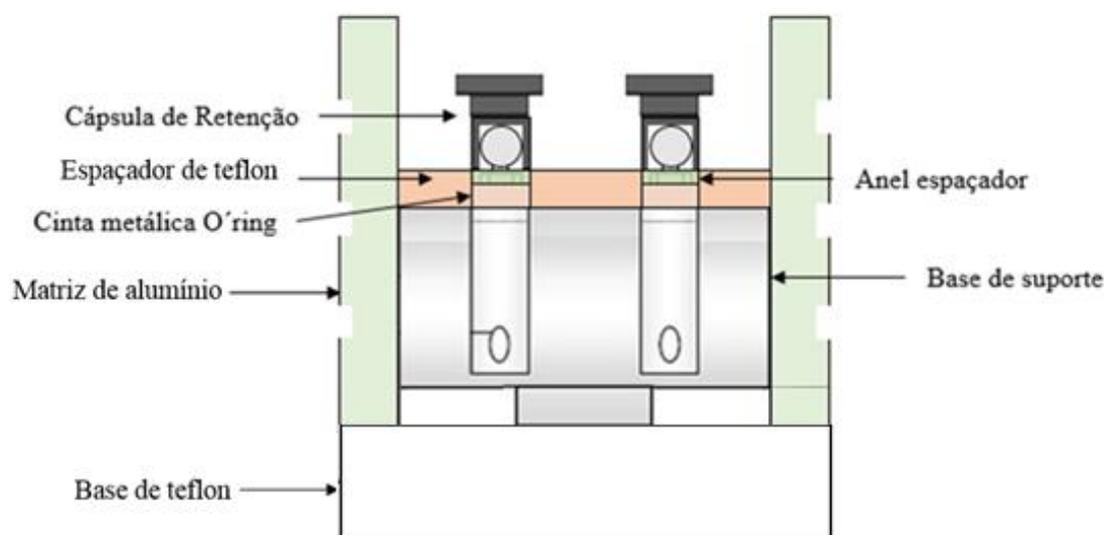


Fonte: Elaboração própria.

#### 4.4.2 Instalação dos sistemas de encaixe (O'ring, Bola Mini, Equator)

O sistema O'ring (Conexão Sistemas de Prótese) é composto por: pilar O'ring, anel espaçador e anel de borracha retido em uma cápsula metálica. Os pilares O'rings foram posicionados nos análogos e aparafusados com um torque de 20 N.cm na base de suporte, seguindo as instruções do fabricante, utilizando um torquímetro (Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil). Os anéis espaçadores foram posicionados sobre os O'rings e um espaçador de teflon de 4 cm de diâmetro x 3 mm de altura (sendo que o diâmetro corresponde ao diâmetro da base de suporte e a altura corresponde à altura do anel espaçador do o'ring (1mm) mais 2 mm da altura de cinta do pilar o'ring, o que representaria a altura média da mucosa) foi adaptado para assegurar o correto assentamento da contra-base durante a captura das cápsulas de retenção, tendo como limite a borda superior do anel espaçador, o qual foi mantido em posição até a polimerização da porção de resina acrílica que foi utilizada para a captura das cápsulas metálicas<sup>7</sup>. Finalmente a cápsula de retenção com o anel de borracha foi adaptado sobre o conjunto (Figura 5).

**Figura 5-** Anel espaçador, espaçador de teflon e cápsulas de retenção em posição



Fonte: Elaboração própria.

Os outros sistemas de encaixe (Bola Mini, Equator) foram adaptados de acordo com a metodologia descrita para o sistema O´ring, e seguindo as considerações dos fabricantes para cada sistema.

#### 4.4.3 Confeção da contra-base e captura da cápsula de retenção

Uma segunda matriz de teflon, para a confecção da contra-base, foi confeccionada de acordo com a distância entre os implantes e o diâmetro interno, respeitando as dimensões de cada base de suporte com os análogos. Essa matriz de teflon permitiu obter uma contra-base de 2 cm de altura x 4 cm diâmetro, com alívios nas regiões correspondentes aos nichos que acomodaram as cápsulas metálicas de retenção de cada sistema de encaixe (O´ring, Bola Mini, Equator). Esse dispositivo de teflon está formado por duas partes (Figura 6): uma base a qual apresenta dois alívios correspondentes aos nichos para as cápsulas de retenção e a segunda parte do dispositivo foi posicionada sobre a base, o qual permitiu o vedamento das paredes laterais da base do dispositivo com o objetivo de impedir que a resina acrílica autopolimerizável vertida no interior da segunda parte do dispositivo extravasasse em sua porção inferior<sup>26</sup>.

**Figura 6-** Matriz separada em duas partes com alívios utilizada para confecção da contra-base para captura das cápsulas de retenção



Fonte: Elaboração própria.

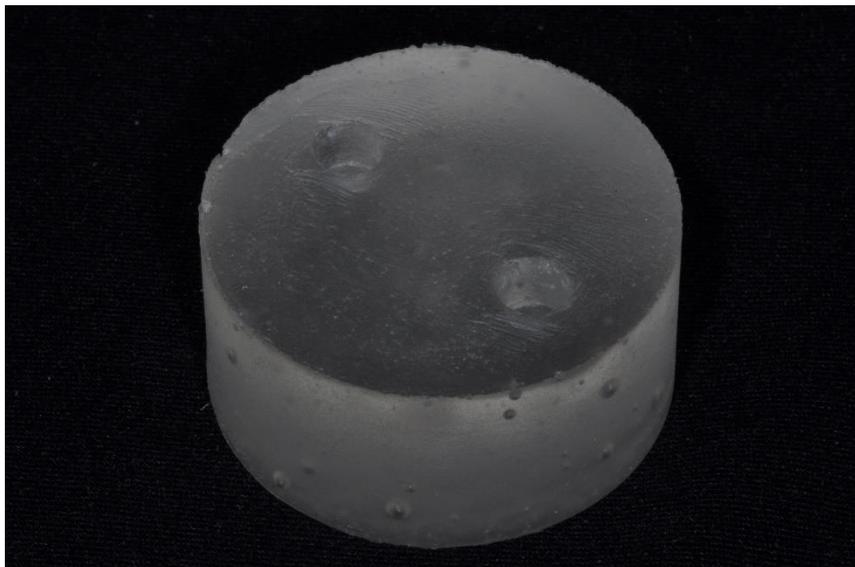
Vaselina sólida foi aplicada nas superfícies internas da matriz antes do vazamento da resina acrílica autopolimerizável. Resina acrílica autopolimerizável (Clássico Artigos Odontológicos, São Paulo, SP, Brasil) foi manipulada de acordo com as instruções do fabricante e em seguida, o material foi vertido dentro da matriz de teflon (Figura 7). Após a polimerização da resina acrílica, as duas partes da matriz de teflon foram separadas e a contra-base foi removida, estando assim pronta para a captura das cápsulas de retenção (Figura 8).

**Figura 7-** Vazamento de resina acrílica autopolimerizável na matriz de teflon para confecção da contra-base



Fonte: Elaboração própria.

**Figura 8-** Contra-base para capturar as cápsulas metálicas



Fonte: Elaboração própria.

Para realizar a captura das cápsulas de retenção na contra-base (Figura 8), foi utilizada uma matriz de alumínio (Figura 9) já mostrada anteriormente, sendo que possui o diâmetro interno a mesma do anel da base de suporte e a contra-base. A matriz de alumínio foi desenvolvida para ser adaptada à base de suporte com os componentes de cada sistema de encaixe (O'ring, Bola Mini, Equator) e o espaçador de teflon em posição (Secção 4.1.3), servindo como um guia para assegurar o correto posicionamento da contra-base em resina acrílica durante a captura das cápsulas de retenção nos alívios criados na contra-base, o qual está esquematizado na Figura 10.

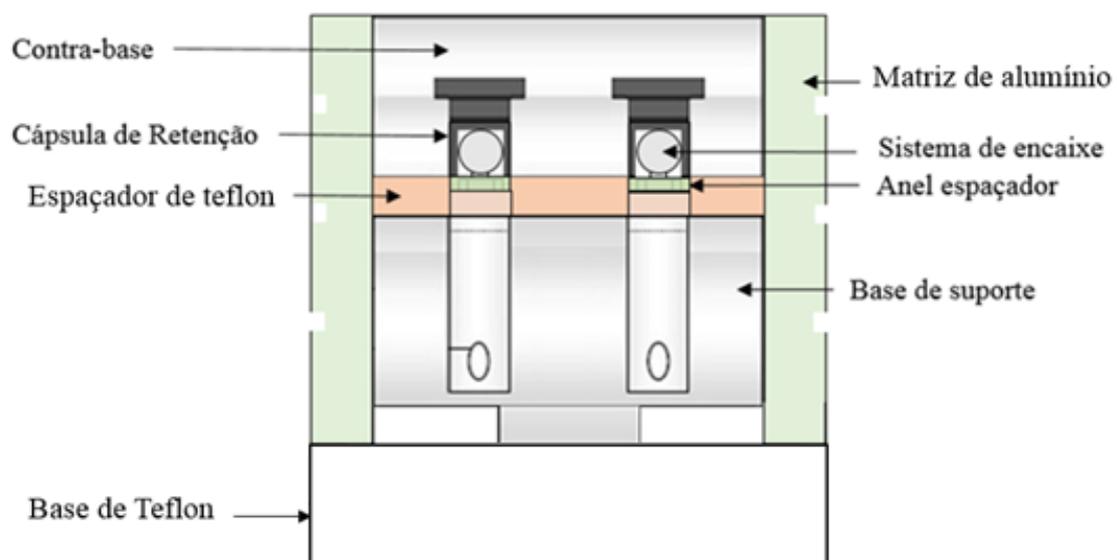
Após o posicionamento da matriz de alumínio na base de suporte, uma pequena porção de resina acrílica autopolimerizável foi inserida no topo da cápsula de retenção, e nos alívios da contra-base por meio de um pincel. Em seguida, a contra-base foi posicionada sobre o conjunto (base de suporte com os componentes de cada sistema de encaixe e o espaçador de teflon em posição), e finalmente a matriz de alumínio foi posicionada. A contra-base foi mantida em posição até a polimerização desta pequena porção de resina acrílica e, em seguida, ambas as partes foram separadas, obtendo-se, assim, a contra-base com as cápsulas de retenção em sua superfície (Figura 11).

**Figura 9-** Matriz de alumínio para posicionamento da base e contra-base durante a captura das cápsulas de retenção



Fonte: Elaboração própria.

**Figura 10-** Desenho esquemático da matriz de teflon adaptada na base de suporte e a contra-base em posição para a captura das cápsulas de retenção



Fonte: Elaboração própria.

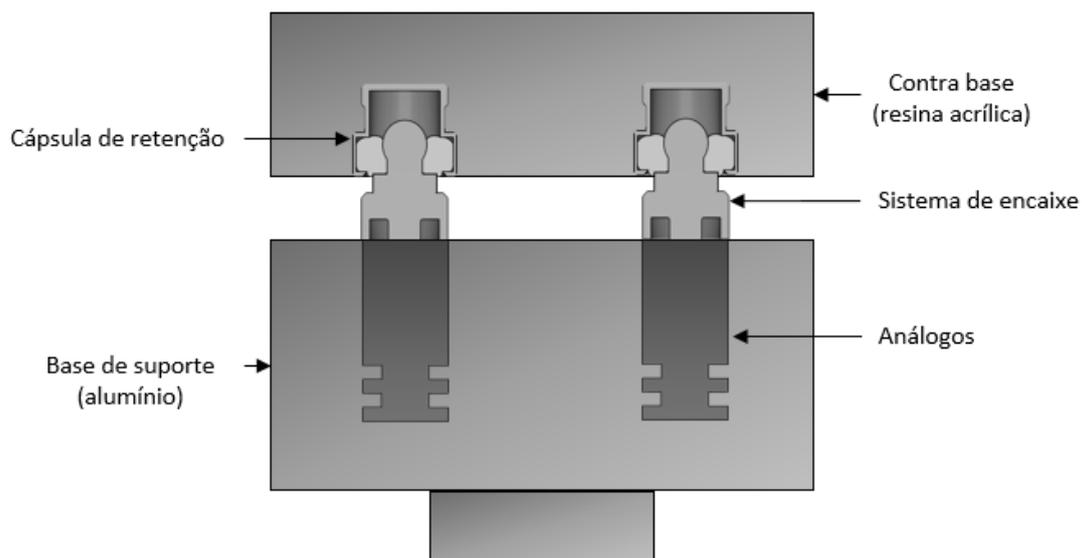
**Figura 11-** Contra base com as cápsulas de retenção capturadas



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 12 mostra o desenho final dos corpos de prova para a realização dos ensaios mecânicos.

**Figura 12.** Corpo de prova para realização do ensaio mecânico



Fonte: Elaboração própria.

#### 4.5 Ensaio Mecânico de Retenção e Fadiga – Ciclagem Dinâmica

Para a realização do ensaio de ciclagem dinâmica, foi utilizado uma máquina de ensaios mecânicos dotada de servoválvula MTS 810 - Material Test System- (Material Testing System – MTS 810, Eden Prairie, Minneapolis, MN, EUA), equipada com o sistema de computador Flex Test 40, pertencente ao Laboratório de Ensaio Mecânicos da Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP, ilustrada na Figura 13.

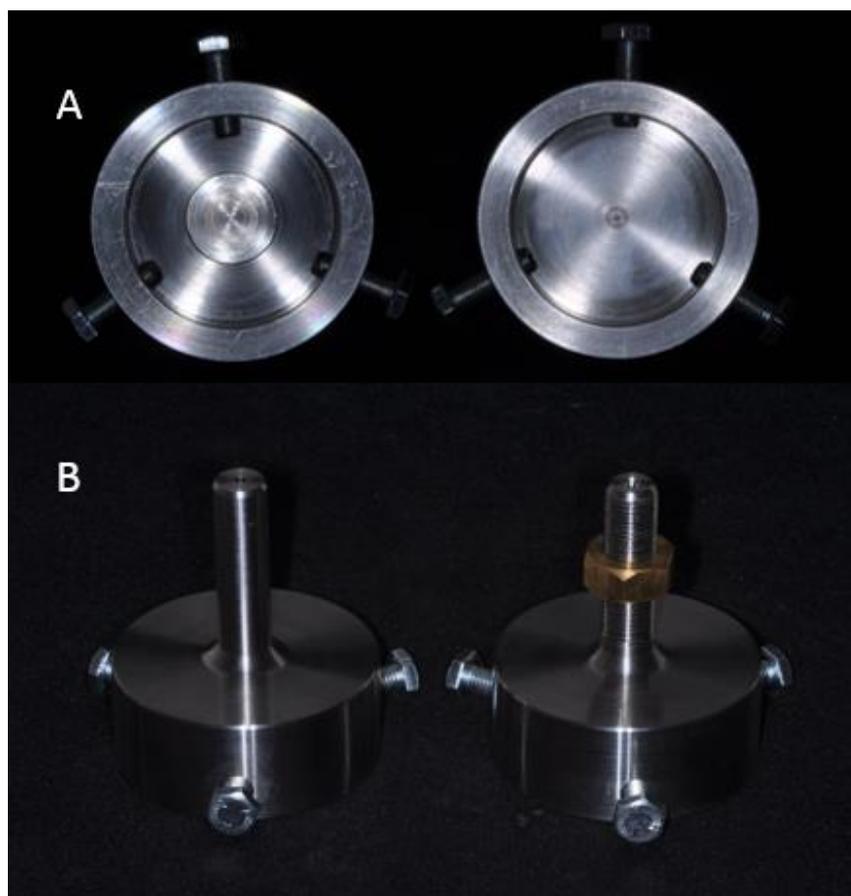
**Figura 13-** Máquina de ensaios mecânicos - MTS 810 - Material Test System



Fonte: [http://www.kau.edu.sa/ImageGallery.aspx?Site\\_ID=0053768&LNG=EN&Gal=2240](http://www.kau.edu.sa/ImageGallery.aspx?Site_ID=0053768&LNG=EN&Gal=2240)

Para a adaptação das amostras na máquina de ensaios, um dispositivo metálico foi elaborado, composto por duas partes. Cada uma das partes possui uma porção cilíndrica de 60 mm de diâmetro externo, 48 mm de diâmetro interno e 15 mm de altura (Figura 14), onde as amostras foram posicionadas e fixadas por meio de três parafusos localizados ao redor deste cilindro. A porção inferior dos dispositivos tem um suporte metálico cilíndrico de 12 mm de diâmetro e 47 mm de comprimento<sup>7</sup>.

**Figura 14-** A- Vista superior do dispositivo metálico; B- Vista frontal dos dispositivos



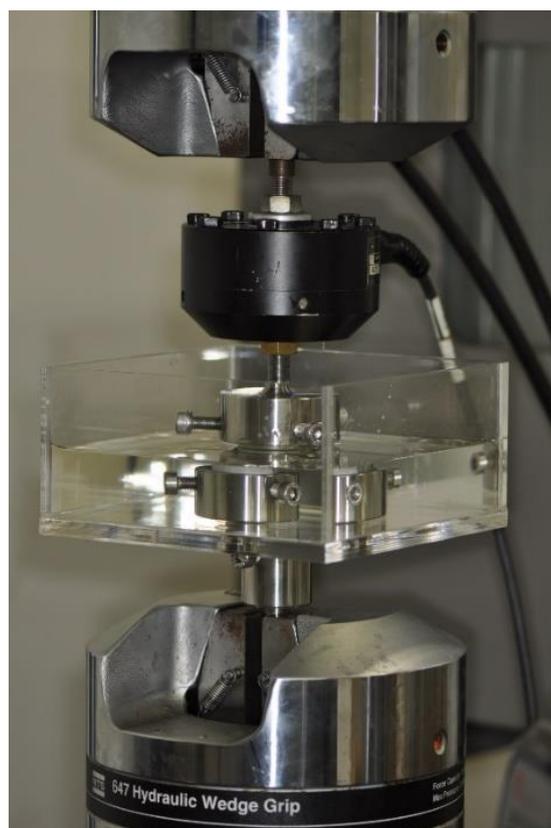
Fonte: Elaboração própria.

O suporte metálico cilíndrico localizado na parte inferior destes dispositivos permite a fixação dos mesmos na máquina de ensaios MTS 810 - Material Test System, sendo que o suporte metálico cilíndrico do dispositivo localizado na parte superior da máquina, tem a forma de rosca, de tal forma que pode ser rosqueado na célula de carga<sup>7</sup>. O dispositivo localizado na parte inferior da máquina de ensaios foi adaptado em um dispositivo metálico utilizado para fixar o aquário, o qual é fixado no mordente do atuador, situado inferiormente. O aquário foi confeccionado para colocar a saliva artificial e simular um ambiente de cavidade oral durante toda a ciclagem dinâmica.

Após adaptação dos dispositivos metálicos e do aquário na máquina de ensaios, a base de suporte com os análogos e o sistema de encaixe foi posicionada e fixada pelos parafusos no dispositivo inferior, posteriormente, a contra-base com as cápsulas de retenção foi encaixada nos componentes da base de suporte, e então, a célula de carga com o dispositivo metálico superior

foi lentamente abaixada até encontrar a posição de fixação sobre a contra-base e fixada com os parafusos ao redor do dispositivo, garantindo assim a adaptação entre os componentes protéticos<sup>7</sup>. Desta forma, a base de suporte e a contra-base contendo as amostras ficaram fixadas em seus respectivos dispositivos, estando preparada para os ciclos de inserção/remoção (Figura 15).

**Figura 15-** Dispositivos, aquário, com saliva artificial, e base de suporte em posição na máquina de ensaios e célula de carga



Fonte: Elaboração própria.

Para o ensaio, foi utilizado o programa chamado Gerador de Função Senóide no qual cada amostra foi submetida a 5500 ciclos de inserção/remoção dos componentes<sup>7,8,30</sup>, que corresponde a aproximadamente 5 anos de uma prótese em função, considerando que o paciente remova e reposicione a prótese três vezes ao dia. As amostras foram cicladas (imersas em saliva artificial, em temperatura ambiente) com frequência de 0,8 Hz, sendo o movimento realizado no longo eixo dos implantes<sup>7,8,29,54</sup>.

#### **4.5.1 Ensaio de resistência a tração**

Durante o ensaio de ciclagem dinâmica, foram obtidas quatro leituras a fim de observar o comportamento a longo prazo da força de retenção dos sistemas de encaixes. Para a obtenção destes valores, foi utilizado o programa chamado Test Works for Test Star, utilizando uma célula de carga de 1 kN e velocidade constante de 1mm/min<sup>7,8</sup>. As leituras obtidas foram: T0- 0 ciclos; T1- após 1500 ciclos; T2- após 3000 ciclos e T3- leitura final, após 5500. Cada valor obtido corresponde à força máxima de retenção, sendo o resultado de uma média de 05 valores absolutos registrados em cada intervalo, através deste ensaio de tração <sup>7,8,29,30</sup>.

#### **4.6 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)**

Um espécime de cada sistema de implante utilizando uma distância de 22 mm, selecionado de maneira aleatória, foi analisado por meio de um microscópio eletrônico de varredura - SEM modelo SM-300 (Topcon Corporation, Tokyo, Japan) para avaliação qualitativa da superfície. As observações em MEV tiveram como objetivo tentar identificar eventuais alterações que possam ter ocorrido durante os testes na estrutura dos sistemas de encaixes utilizados. Os sistemas de encaixe foram observados tanto no pilar como no interior da cápsula metálica com o anel de retenção a procura de amassamentos ou ranhuras provenientes do ensaio de ciclagem dinâmica. As leituras foram realizadas no Laboratório Central de Microscopia Eletrônica de Varredura do Instituto de Química de Araraquara – SP da Universidade Estadual “Julho de Mesquita Filho” (UNESP).

Esta análise em MEV foi realizado em 2 momentos distintos do trabalho: (I) imediatamente após a remoção dos pilares e parafusos da embalagem do fabricante, uma vez que neste momento os componentes mantem a sua integridade e, (II) após 5500 ciclos de carga cíclica, utilizando o mesmo espécime escolhido aleatoriamente. As imagens em MEV foram feitas com aumentos variados, de acordo com a identificação das alterações encontradas.

É importante salientar que previamente a etapa da MEV, os corpos de prova foram submetidos a um procedimento de limpeza com jatos de ar, com objetivo de eliminar eventuais resíduos que poderiam ter se acumulado sobre sua superfície, proveniente da manipulação destes componentes e de desgastes das superfícies contactantes durante a realização dos testes.

#### **4.7 Análise Estatística**

Para avaliar a significância da força de retenção dos diferentes sistemas de encaixe (O´ring, Bola Mini e Equator) utilizando uma distância de 22 mm entre os implantes nos 4 momentos avaliados foi utilizado o Teste de Anova dois fatores mista. Já para avaliar o efeito dos três fatores de variação estudados: tipo de sistema de encaixe, número de ciclos e a distância entre os implantes e suas interações sobre a força de retenção foi utilizado o teste estatístico ANOVA três fatores mista. Os pressupostos para ambos métodos, como distribuição normal do número de ciclos nos 4 momentos avaliados, homocedasticidade das variâncias e a esfericidade foram avaliados com o teste de Shapiro-Wilk, Levene e Mauchly ( $p > 0,05$ ), respectivamente. Para identificar quais os pares de médias diferem entre si, para a interação entre os fatores e para os momentos avaliados, procedeu-se a comparação múltipla de médias com correção de Bonferroni. Todos os testes estatísticos foram realizados pelo software SPSS para Windows (versão 21; SPSS Inc., Chicago, IL, USA), considerando-se uma probabilidade de erro tipo I ( $\alpha$ ) de 0.05.

## 5 RESULTADO

### 5.1 Força de Retenção Inicial e Resistência à Fadiga de Diferentes Sistemas de Encaixe (O´Ring, Bola Mini, Equator) Utilizando uma Distância Entre Implantados de 22 mm

A Tabela 3 apresenta os resultados do teste de ANOVA dois fatores mista.

**Tabela 3-** Teste de ANOVA dois fatores mista para avaliação dos fatores de estudo

Fonte	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	Sig.	Potência observada
<b>Entre os Grupos</b>						
Sistema de encaixe	28556,081	2	14278,041	877,702	,000*	1,000
Erro	439,223	27	16,268			
<b>Dentro dos Grupos</b>						
Número de Ciclos	381,855	3	127,285	35,775	,000*	1,000
Número de Ciclos * Sistema de encaixe	1277,961	6	212,994	59,864	,000*	1,000
Erro	288,196	81	3,558			

\*Significante ( $p < 0,05$ )

Fonte: Elaboração própria.

De acordo com os resultados, houve diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,001$ ; Potência ( $\pi$ ) = 1,000) na média de força de retenção dos diferentes sistemas de encaixe, onde o sistema de encaixe O´ring ( $\mu = 7,16 \pm 0,64$ ) apresentou os menores valores, seguido pelo sistema Bola Mini ( $\mu = 22,32 \pm 0,64$ ), enquanto o sistema de encaixe Equator ( $\mu = 44,71 \pm 0,64$ ) demonstrou os maiores valores. A força de retenção avaliada em relação ao número de ciclos (T0= 0 ciclos, T1 = 1500 ciclos, T2 = 3000 ciclos e T3 = 5500 ciclos) apresentou diferenças estatisticamente significativas entre os 4 períodos ( $p < 0,001$ ; Potência ( $\pi$ ) = 1,000). Considerando os sistemas de encaixe dos três grupos, a força de retenção foi maior no T0 ( $\mu = 26,80 \pm 0,45$ ) e apresentou uma diminuição de acordo com o aumento do número de ciclos (T1:  $\mu = 25,60 \pm 0,47$ , T2:  $\mu = 24,55 \pm 0,52$  e T3:  $\mu = 21,97 \pm 0,45$ ).

Finalmente, o efeito do número de ciclos (0, 1500, 3000 e 5500 ciclos) na força de retenção dependeu do tipo de sistema de encaixe (O´ring, Bola Mini e Equator), como demonstra a interação significativa ( $p < 0,001$ ; Potência ( $\pi$ ) =

1,000). A Tabela 4 demonstra o efeito da interação sobre os dois fatores avaliados.

**Tabela 4-** Comparações múltipla das médias e desvio padrão da força de retenção nos três sistemas de encaixe em cada um dos 4 períodos avaliados - Distância entre os implantes de 22 mm

Grupos	Distância entre os implantes 22 mm			
	T0 (0 ciclos)	T1 (1500 ciclos)	T2 (3000 ciclos)	T3 (5500 ciclos)
O´ring	7,56 ± 0,59 A a	7,01 ± 0,64 A a	6,85 ± 1,17 A a	7,21 ± 1,53 A a
Bola Mini	21,04 ± 3,29 A b	21,94 ± 3,26 AB b	22,30 ± 3,64 AB b	24,01 ± 3,30 B b
Equator	51,81 ± 2,64 A c	47,86 ± 2,99 B c	44,51 ± 3,14 C c	34,67 ± 2,22 D c

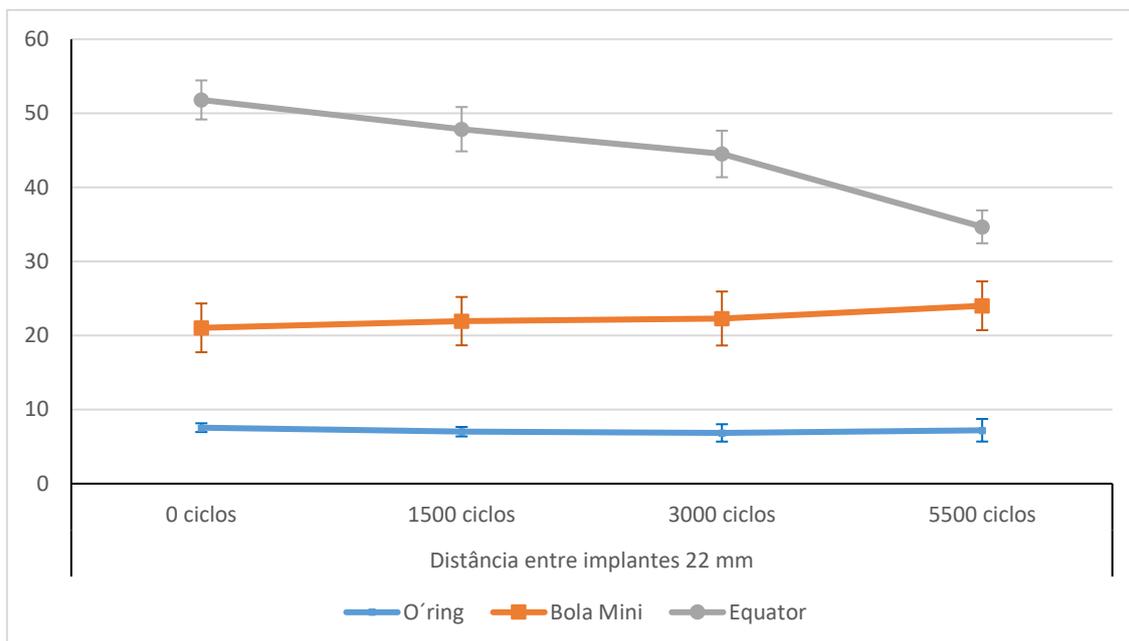
Letras maiúsculas distintas indicam diferença significativa no sentido horizontal. Letras minúsculas distintas indicam diferença significativa no sentido vertical (Teste de Bonferroni,  $p < 0,05$ )

Fonte: Elaboração própria.

De acordo com a tabela, os três sistemas de encaixe foram diferentes entre si durante os 4 períodos avaliados. O sistema de encaixe O´ring manteve-se estável durante os 4 períodos, não apresentando diferença estatisticamente significativa ( $p > 0,05$ ). Já o sistema Bola Mini apresentou um aumento na força de retenção durante os períodos de avaliação. Os maiores valores foram obtidos em T3 (5500 ciclos,  $\mu = 24,01 \pm 3,30$ ) e os menores valores em T0 (0 ciclos;  $\mu = 21,04 \pm 3,29$ ). Os demais períodos apresentaram valores intermediários. Entretanto, o sistema de encaixe Equator apresentou uma diminuição na força de retenção após cada período de avaliação. Os menores valores foram encontrados no T3 ( $\mu = 34,67 \pm 2,22$ ) e os maiores valores no T0 ( $51,81 \pm 2,64$ ).

O Gráfico 1 mostra o comportamento da força de retenção dos três sistemas de encaixe durante os 4 períodos de avaliação.

**Gráfico 1-** Comportamento mecânico da força de retenção nos três sistemas de encaixe em cada um dos 4 períodos avaliados - Distância entre os implantes de 22 mm



Fonte: Elaboração própria.

## 5.2 Influência da Distância Entre os Implantes (16 Mm, 22 Mm, 29 Mm) na Força de Retenção e Resistência à Fadiga dos Diferentes Sistemas de Encaixe (O'Ring, Bola Mini, Equator)

A Tabela 5 mostra o sumário do teste de ANOVA três fatores para avaliação dos fatores de estudo.

**Tabela 5-** Teste de Anova três fatores mista para avaliação dos fatores de estudo

	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	Sig.	Potência observada
<b>Entre Grupos</b>						
Sistema de encaixe	79148,629	2	39574,314	2392,544	,000*	1,000
Distância	1826,622	2	913,311	55,216	,000*	1,000
Sistema de encaixe * Distância	801,513	4	200,378	12,114	,000*	1,000
Erro	1339,795	81	16,541			
<b>Dentro dos Grupos</b>						
Ciclos	897,156	3	299,052	101,600	,000*	1,000
Ciclos*Sistema de encaixe	3010,935	6	501,822	170,489	,000*	1,000
Ciclos*Distância	27,570	6	4,595	1,561	,159	,597
Ciclos*Sistema de encaixe*Distância	82,095	12	6,841	2,324	,008*	,957
Erro (tempo)	715,255	243	2,943			

\*Significante ( $p < 0,05$ )

Fonte: Elaboração própria.

A interação tripla (Ciclos\*Sistema de encaixe\*Distância) foi significativa ( $p = 0,008$ ), com conseqüente complexidade na interpretação das diferenças entre médias de força de retenção.

As Tabelas 6 e 7 mostram as comparações múltiplas de Bonferroni de médias e o desvio padrão de força de retenção, em Newtons (N), de acordo com cada fator de variação: 1- Tipo de sistema de encaixe (O'ring, Bola Mini e Equator); 2- Número de ciclos (0, 1500, 3000, 5500); e 3- distância entre os implantes (16 mm, 22 mm e 29 mm).

**Tabela 6-** Comparações múltiplas das médias e desvio padrão da força de retenção de acordo com o sistema de encaixe, distância entre os implantes e número de ciclos

Sistema de Encaixe	Distância entre os implantes	Número de Ciclos			
		T0 (0 ciclos)	T1 (1500 ciclos)	T2 (3000 ciclos)	T3 (5500 ciclos)
O´ring	16 mm	7,66 ± 1,13 A a	7,19 ± 1,56 A a	7,18 ± 1,57 A a	7,12 ± 1,84 A a
	22 mm	7,56 ± 0,59 A a	7,01 ± 0,64 A a	6,85 ± 1,17 A a	7,21 ± 1,53 A a
	29 mm	7,45 ± 0,72 A a	7,63 ± 1,08 A a	7,86 ± 0,99 A a	8,48 ± 0,88 A a
Bola Mini	16 mm	17,15 ± 2,40 A a	18,02 ± 3,46 AB a	19,37 ± 3,81 AB a	19,73 ± 2,96 B a
	22 mm	21,04 ± 3,29 A b	21,94 ± 3,26 AB b	22,30 ± 3,64 AB a	24,01 ± 3,30 B b
	29 mm	25,37 ± 3,33 A c	25,63 ± 2,75 A c	27,37 ± 3,66 A b	26,76 ± 3,14 A c
Equator	16 mm	43,95 ± 2,10 A a	41,37 ± 1,29 B a	38,31 ± 2,68 C a	31,97 ± 1,90 D a
	22 mm	51,81 ± 2,64 A b	47,86 ± 2,99 B b	44,51 ± 3,14 C b	34,67 ± 2,22 D b
	29 mm	53,88 ± 3,07 A b	50,08 ± 3,34 B b	47,04 ± 2,87 C b	37,45 ± 2,43 D c

Letras maiúsculas distintas indicam diferença significativa no sentido horizontal. Letras minúsculas distintas indicam diferença significativa no sentido vertical (Teste de Bonferroni,  $p < 0,05$ )

Fonte: Elaboração própria.

**Tabela 7-** Comparações múltiplas das médias e desvio padrão da força de retenção de acordo com o sistema de encaixe e distância entre os implantes para cada período de avaliação

Distância entre os Implantes	Sistema de Encaixe	Número de Ciclos			
		T0 (0 ciclos)	T1 (1500 ciclos)	T2 (3000 ciclos)	T3 (5500 ciclos)
16 mm	O´ring	7,66 ± 1,13 A	7,19 ± 1,56 A	7,18 ± 1,57 A	7,12 ± 1,84 A
	Bola Mini	17,15 ± 2,40 B	18,02 ± 3,46 B	19,37 ± 3,81 B	19,73 ± 2,96 B
	Equator	43,95 ± 2,10 C	41,37 ± 1,29 C	38,31 ± 2,68 C	31,97 ± 1,90 C
22 mm	O´ring	7,56 ± 0,59 A	7,01 ± 0,64 A	6,85 ± 1,17 A	7,21 ± 1,53 A
	Bola Mini	21,04 ± 3,29 B	21,94 ± 3,26 B	22,30 ± 3,64 B	24,01 ± 3,30 B
	Equator	51,81 ± 2,64 C	47,86 ± 2,99 C	44,51 ± 3,14 C	34,67 ± 2,22 C
29 mm	O´ring	7,45 ± 0,72 A	7,63 ± 1,08 A	7,86 ± 0,99 A	8,48 ± 0,88 A
	Bola Mini	25,37 ± 3,33 B	25,63 ± 2,75 B	27,37 ± 3,66 B	26,76 ± 3,14 B
	Equator	53,88 ± 3,07 C	50,08 ± 3,34 C	47,04 ± 2,87 C	37,45 ± 2,43 C

Letras maiúsculas distintas indicam diferença significativa no sentido vertical. (Teste de Bonferroni,  $p < 0,05$ )

Fonte: Elaboração própria.

De acordo com a Tabela 6, observa-se que a média da força de retenção do sistema O´ring se manteve estável durante todos os períodos de avaliação, independente da distância entre os implantes. Observou-se também que as diferentes distâncias não influenciaram a força de retenção desse sistema de

encaixe, pois os valores foram estatisticamente semelhantes ( $p>0,05$ ) para todas as distâncias avaliadas.

O sistema de encaixe Bola Mini apresentou um comportamento diferente quando comparado ao sistema de encaixe O´ring. Quando distâncias de 16 e 22 mm foram utilizadas, houve um aumento estatisticamente significativo na força de retenção após 5500 ciclos quando comparado com a força de retenção inicial (0 ciclos). Entretanto, quando uma distância de 29 mm foi utilizada, os valores se mantiveram estáveis durante todos os períodos de avaliação. Quando foram realizadas comparações entre as diferentes distâncias de implante para esse sistema de encaixe, os maiores valores de força de retenção ( $p<0,05$ ) foram observados no grupo de 29 mm e os menores valores no grupo de 16 mm para todos os períodos de avaliação. O grupo de 22 mm apresentou valores intermediários, com exceção no período de 3000 ciclos, cujos valores foram semelhantes ao grupo de 16 mm.

Finalmente, observou-se que o sistema de encaixe Equator, independentemente da distância utilizada, apresentou uma diminuição estatisticamente significativa ( $p<0,05$ ) na força de retenção durante todos os períodos de avaliação quando comparados com a força de retenção inicial. Quando as diferentes distâncias foram comparadas entre si, observou-se que o grupo de 16 mm apresentou os menores valores ( $p<0,05$ ) em todos os períodos quando comparados com os grupos de 22 e 29 mm, que foram estatisticamente semelhantes entre si ( $p>0,05$ ) em todos os períodos avaliados, com exceção no período de 5500 ciclos, onde o grupo de 29 mm apresentou os maiores valores.

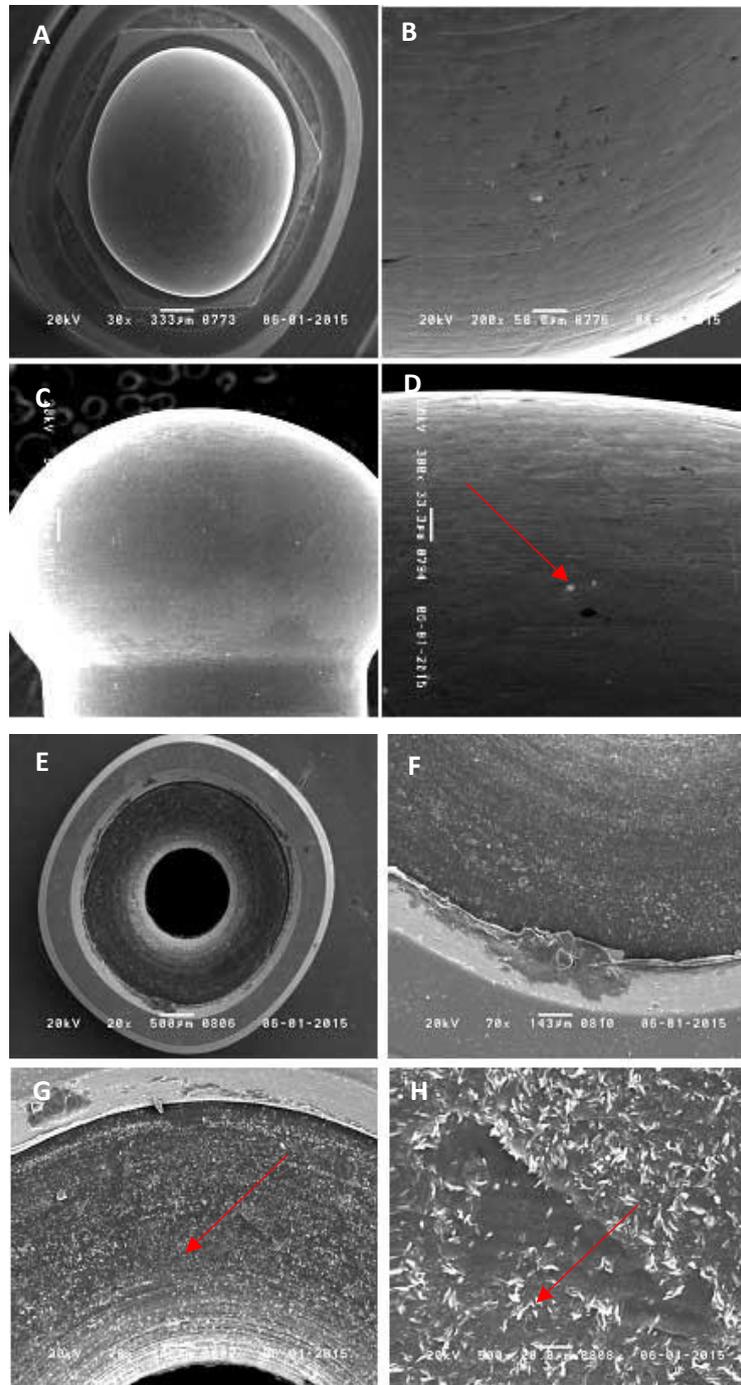
Quando todos os sistemas de encaixe foram comparados entre si de acordo com cada uma das distâncias utilizadas (Tabela 7), o sistema de encaixe Equator apresentou os maiores valores de retenção para todas as distâncias durante todos os períodos de avaliação, seguido pelo sistema de encaixe Bola Mini e O´ring.

### **5.3 Resultados Obtidos da Análise de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)**

Após uma visão geral dos pilares e anéis de retenção dos sistemas de encaixe (O'ring, Bola Mini e Equator), áreas com alterações de superfície identificadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV) foram selecionadas e avaliadas com maior ampliação.

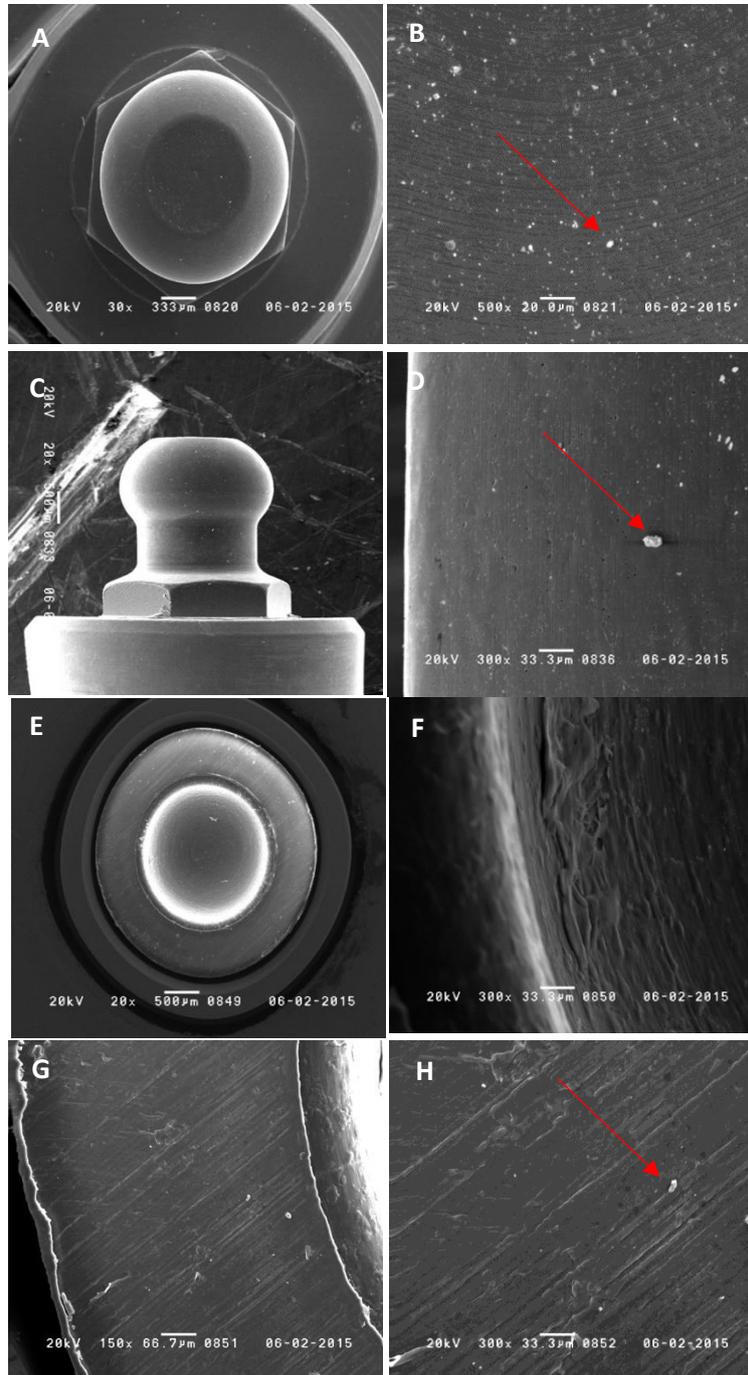
As Figura 16, 17 e 18 representam as imagens dos pilares e anéis de retenção para cada sistema de encaixe, utilizando uma distância de 22 mm, avaliado previamente ao ensaio de resistência a fadiga. Foi possível observar o acabamento superficial realizado pelos instrumentais de confecção, tanto no pilar de titânio como nos anéis de retenção, assim como, a contaminação por material orgânico, como poeira, que pode ter sido incluída no momento da metalização.

**Figura 16-** Grupo 1 – Sistema de Encaixe O´ring avaliado através de MEV antes do ensaio mecânico. As imagens A, B, C e D representam o pilar O´ring e as imagens E, F, G e H representam o anel de retenção (borracha). A seta vermelha representa a presença de material orgânico



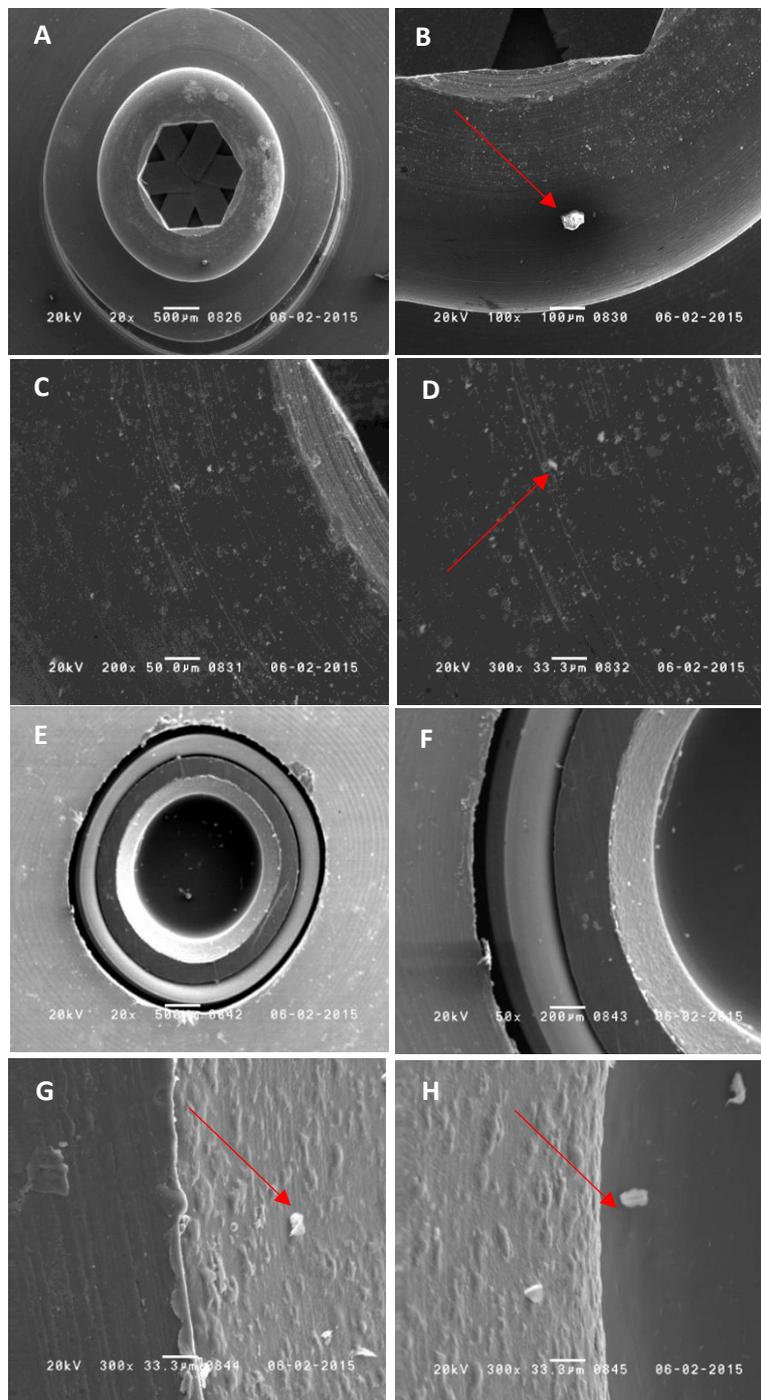
Fonte: Elaboração própria.

**Figura 17-** Grupo 2 – Sistema de encaixe Bola Mini avaliado através de MEV antes do ensaio mecânico. As imagens A, B, C e D representam o pilar Bola Mini e as imagens E, F, G e H representam o anel de retenção (poliamida). A seta vermelha representa a presença de material orgânico



Fonte: Elaboração própria.

**Figura 18-** Grupo 3 – Sistema de encaixe Equator avaliado através de MEV antes do ensaio mecânico. As imagens A, B, C e D representam o pilar Equator e as imagens E, F, G e H representam o anel de retenção (poliamida). A seta vermelha representa a presença de material orgânico

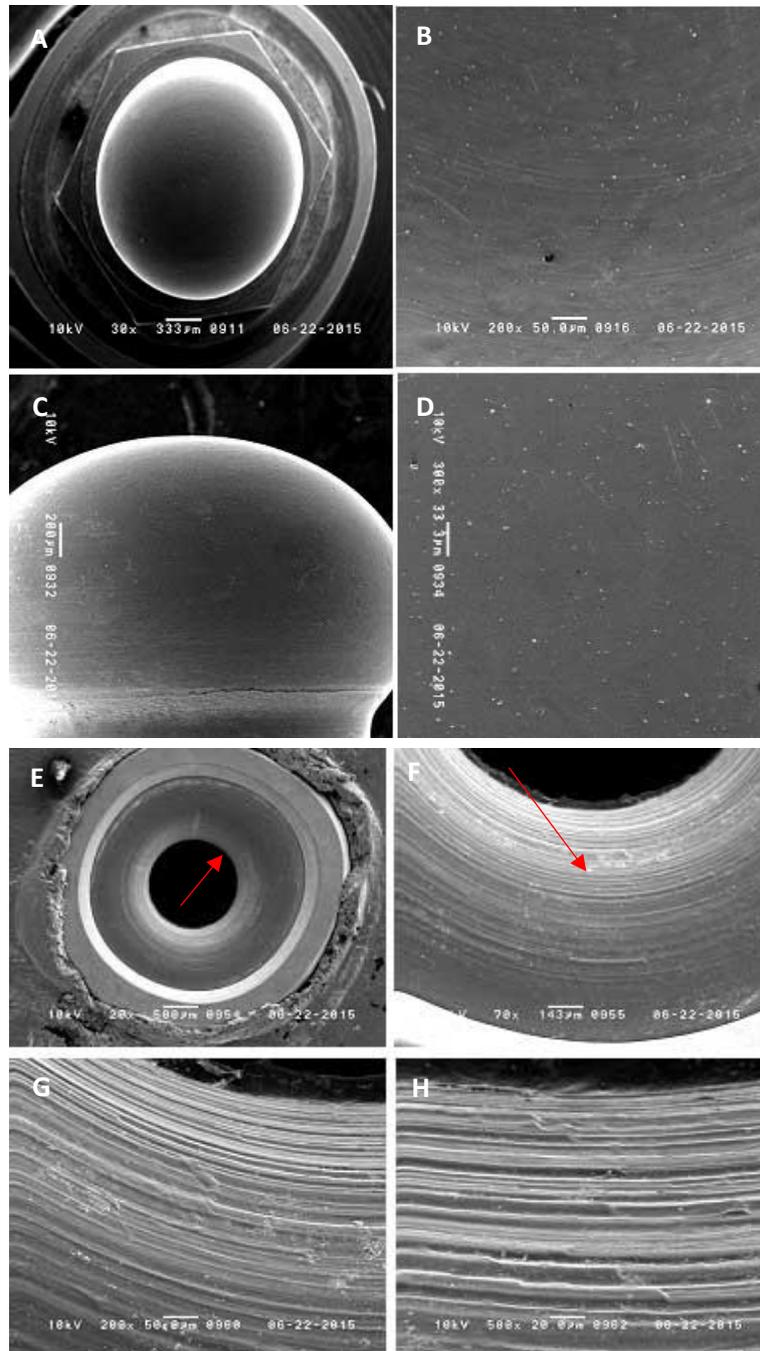


Fonte: Elaboração própria.

As Figuras 19, 20 e 21 representam as imagens dos pilares de titânio e anéis de retenção para cada sistema de encaixe, utilizando uma distância de 22 mm, após o ensaio de resistência à fadiga (5500 ciclos), imersos em saliva artificial. Pelas imagens geradas, foi possível observar a preservação da superfície dos pilares de titânio, com presença de contaminação em alguns pontos, como ocorreu antes do ensaio de resistência à fadiga. Entretanto, no pilar Bola Mini foi possível observar uma deformação no hexágono, possivelmente gerada pela aplicação do torque, o que dificultaria a sua remoção se fosse necessário a troca do pilar.

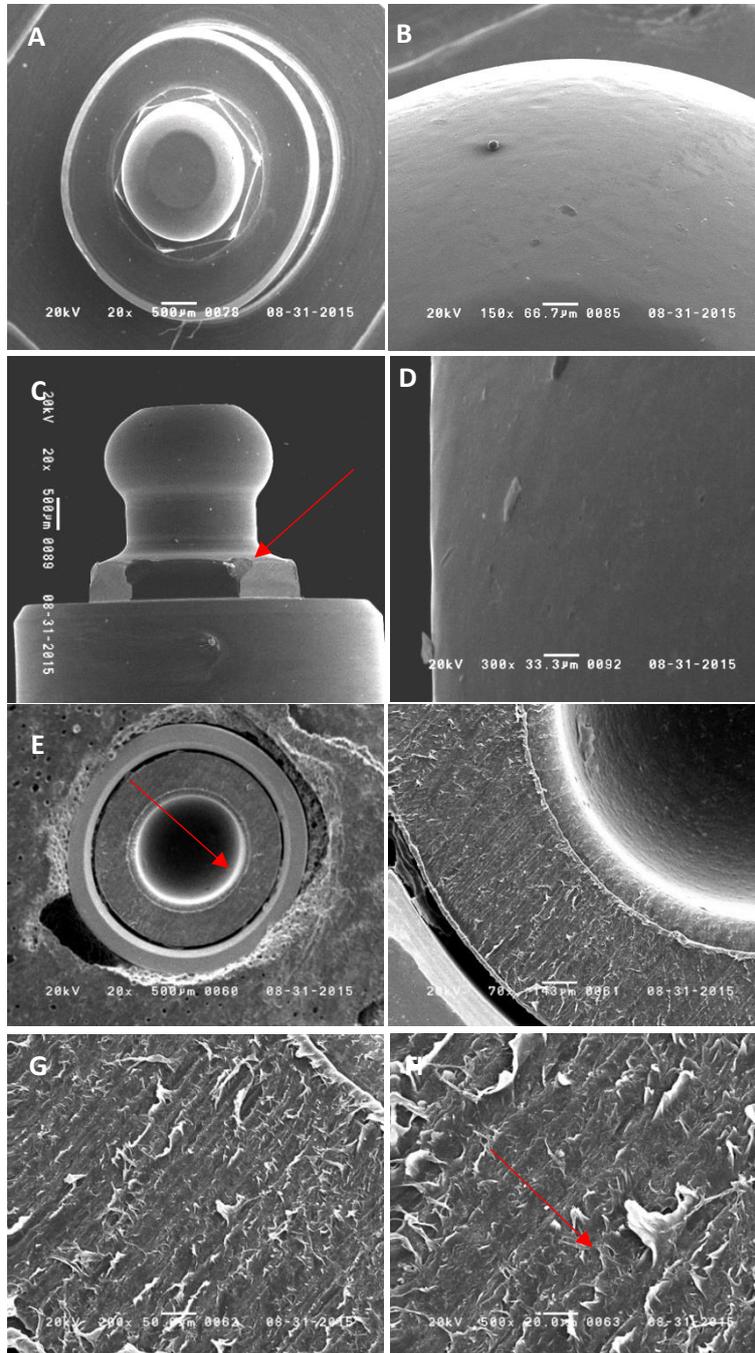
Nos anéis de retenção do sistema de encaixe O'ring, observou-se preservação das características originais do espécime, sem danos ou rompimento do anel de borracha. Nos sistemas de encaixe Bola Mini e Equator, observou-se alterações na superfície interna e externa dos anéis de poliamida sem rompimentos dos mesmos e um aumento de rugosidade na superfície do anel. Porém, uma deformação no anel interno de ambos sistemas pode ser observada, especialmente com maior nitidez no sistema Equator.

**Figura 19-** Grupo 1 – Sistema de encaixe O´ring avaliado através de MEV após do ensaio mecânico (5500 ciclos). As imagens A, B, C e D representam o pilar O´ring e as imagens E, F, G e H representam o anel de retenção (borracha). As setas indicam áreas preservadas, sem danos ou rompimento do anel de retenção



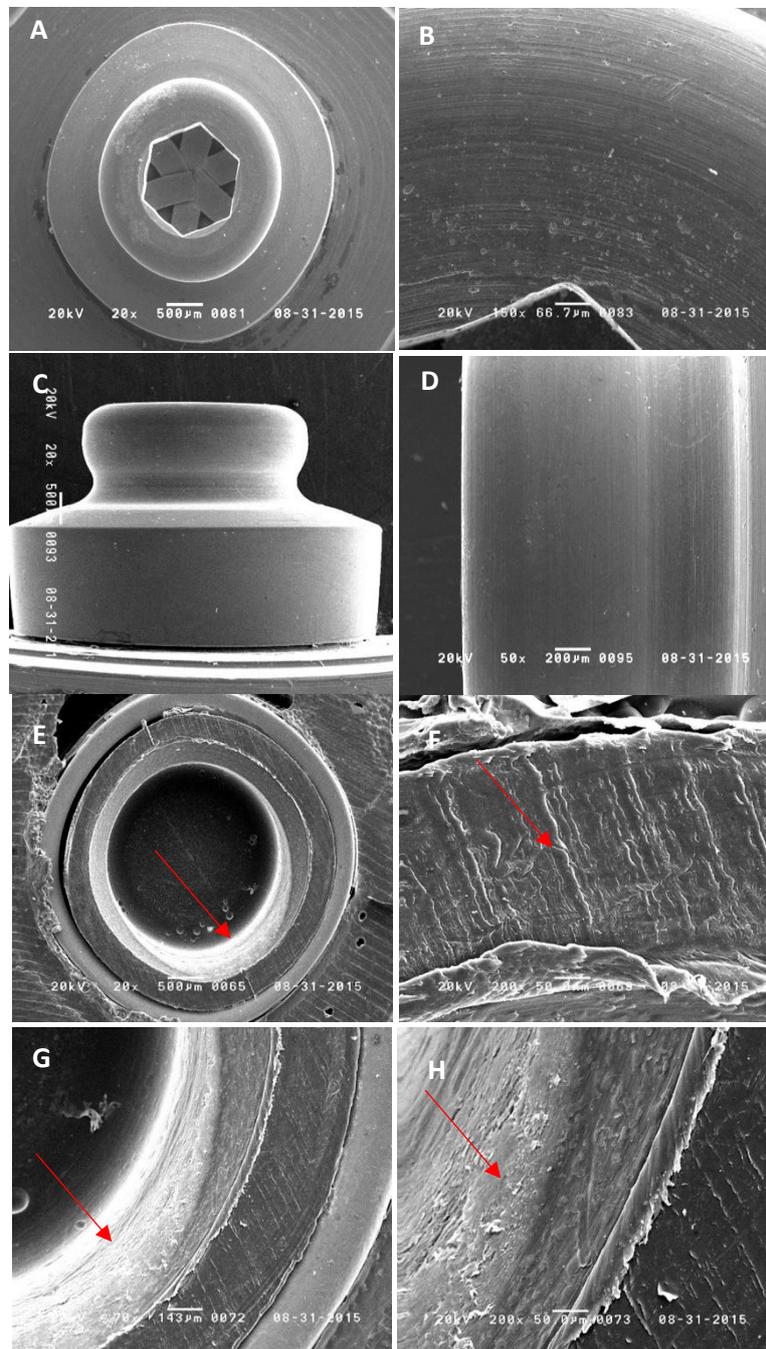
Fonte: Elaboração própria.

**Figura 20-** Grupo 2 – Sistema de encaixe Bola Mini avaliado através de MEV após do ensaio mecânico (5500 ciclos). As imagens A, B, C e D representam o pilar Bola Mini e as imagens E, F, G e H representam o anel de retenção (poliamida). As setas indicam áreas de desgaste e aumento da rugosidade na superfície do anel de retenção após o ensaio mecânico



Fonte: Elaboração própria.

**Figura 21-** Grupo 3 – Sistema de encaixe Equator avaliado através de MEV após do ensaio mecânico (5500 ciclos). As imagens A, B, C e D representam o pilar Equator e as imagens E, F, G e H representam o anel de retenção (poliamida). As setas indicam áreas de desgaste e aumento da rugosidade na superfície do anel de retenção após o ensaio mecânico



Fonte: Elaboração própria.

## 6 DISCUSSÃO

No presente estudo, uma máquina de ensaio mecânicos e um microscópio eletrônico de varredura foram utilizados para avaliar a força de retenção, resistência à fadiga, características de desgaste e a influência da distância entre os implantes na força de retenção antes e após 1500, 3000 e 5500 ciclos de inserção/remoção de três diferentes sistemas de encaixe. A hipótese nula de que não haveria diferenças significativas entre as variáveis de estudo foi rejeitada. Observou-se uma diferença significativa quando os sistemas de encaixe foram comparados entre si e esta diferença poderia influenciar na manutenção, no aumento ou na diminuição da força de retenção, dependendo do tipo de sistema de encaixe utilizado.

Um dos principais requisitos no uso de um sistema de encaixe é aumentar a retenção e estabilidade da sobredentadura implanto-muco-suportada, melhorando a função mastigatória assim como a satisfação e conforto do paciente<sup>13</sup>. Além disso, durante a seleção do sistema de encaixe fatores como o custo benefício, retenção adequada, conforto do paciente, quantidade de osso disponível, higiene oral, expectativa do paciente, relação entre a maxila e mandíbula, condição da maxila oposta, e a distância entre os implantes devem ser considerados<sup>62</sup>.

A força de retenção é um dos fatores mais importante que devemos considerar durante a seleção do sistema de encaixe porque está relacionado diretamente com a satisfação do paciente<sup>48</sup>. No entanto, as necessidades de previsibilidade e manutenção de uma sobredentadura implanto-muco-suportada estão associadas com a capacidade de retenção a longo prazo do sistema de encaixe<sup>47</sup>.

Mudanças na capacidade retentiva dos sistemas de encaixe é esperado já que a sobredentadura é sujeita a um período de uso na cavidade oral sob a influência de fluídos como a saliva, alimentos e líquidos durante a mastigação, inserção/remoção da sobredentadura. Além disso, micro e macro-movimentos entre as superfícies retentivas de um sistema de encaixe durante a mastigação, leva a desgaste e diminuição das forças retentivas a longo prazo<sup>45</sup>. Nesse caso, a perda de retenção do sistema de encaixe é a complicação mais comum no tratamento com sobredentaduras implanto-muco-suportadas<sup>32</sup>.

Quando uma distância de 22 mm entre os implantes foi utilizada, a simulação de ciclos de inserção/remoção não influenciou significativamente na força de retenção do sistema de encaixe O´ring. Este sistema de encaixe apresentou os menores valores de retenção durante todos os ciclos testados e foram estatisticamente diferentes quando comparados com os outros sistemas de encaixe (Bola Mini e Equator). Estes resultados estão de acordo com outros estudos<sup>8,16</sup>, onde o sistema O´ring também se manteve estável durante todos os ciclos testados. A estabilidade deste sistema poderia ser explicada pela elasticidade do anel de borracha e o desenho do pilar, assim como a resistência friccional entre eles<sup>8</sup>. Além disso, a análise de MEV revelou uma pequena quantidade de desgaste, uma superfície lisa, e a preservação das características originais do anel borracha após 5500 ciclos, achados que explicariam os valores consistentes de retenção.

Em relação ao sistema de encaixe Bola Mini, o aumento na força de retenção poderia ser explicado pela possível associação entre a deformação e o aumento da rugosidade e dureza dos anéis de poliamida. Esta associação resultaria numa diminuição do diâmetro do anel retentivo interno e, conseqüentemente, num aumento da força de retenção<sup>8</sup>. Além disso, a dimensão e geometria do pilar (bola de pequeno diâmetro, o qual apresenta na parte superior uma superfície plana o que permite um melhor assentamento do anel de retenção) poderia ter influenciado na deformação do anel de poliamida, melhorando assim o contato superficial entre os componentes. Esse aumento foi mínimo (3N - 14%); e tornou-se significativo apenas após 5500 ciclos em relação ao baseline (0 ciclos) e foi consistente nos outros períodos testados. A análise de MEV do sistema Bola Mini revelou algumas alterações microscópicas, que são sinais de deformação, desgaste e rugosidade aumentada no anel de retenção. Essas mudanças são mais leves do que aquelas encontradas no sistema Equator, mas foram suficientes para aumentar a força de retenção do acessório.

O sistema Equator mostrou uma perda significativa e progressiva na força de retenção após cada período de ciclo testado. A força de retenção experimentou uma perda de aproximadamente 33,08% após 5500 ciclos de inserção/remoção em relação ao baseline (0 ciclos). Outros estudos<sup>6,15,30</sup> encontraram perda na força de retenção em outros sistemas de encaixe

baseados em pilares com desenho cilíndrico e anéis de retenção poliméricos usando ciclos de inserção/remoção. A perda de retenção encontrada no sistema Equator poderia ser explicada pela maior deformação e desgaste nas superfícies interna e externa sem ruptura do anel de poliamida, como confirmado pelo MEV. Podemos supor que o desenho do sistema Equator contribuiu para uma maior deformação e desgaste, supondo que o atrito entre os componentes foi maior do que o sistema Bola Mini e levou a uma diminuição nos valores de retenção.

Estes resultados estão de acordo com os de outros estudos<sup>34,47</sup>, que associaram a perda de retenção dos sistemas de encaixe à deformação e desgaste do anel polimérico, como confirmado pelo MEV<sup>47</sup>. No entanto, apesar da perda de retenção ao longo do tempo, o sistema Equator exibiu os maiores valores de retenção em todos os períodos testados quando comparado com os outros sistemas de encaixe, esta diferença pode ser explicada pelas características da poliamida e da dimensão e geometria do pilar. Esta escolha seria uma vantagem na prática clínica, na medida em que reduziria as visitas de controle, as substituições do anel de retenção e os custos de manutenção para os pacientes.

Os resultados deste experimento demonstram que a força de retenção dos 3 sistemas de encaixe avaliados foi influenciada pelos ciclos de inserção/remoção. Desgaste e perda de retenção são uns dos principais critérios para o sucesso clínico de um sistema de encaixe desenhado para reter uma sobredentadura. Não somente a perda de retenção requer um maior número de visitas de retorno no consultório, mas também a substituição do anel de retenção, o qual pode causar custos consideráveis para o paciente<sup>57</sup>. Portanto, o conhecimento do comportamento biomecânico do sistema de encaixe ao longo do tempo torna-se necessária para uma melhor compreensão e correta seleção do sistema.

O material e o desenho do sistema de encaixe podem influenciar a força de retenção<sup>2</sup>. O anel de retenção do sistema O'ring é fabricado de borracha de nitrilo, e suas características incluem propriedades elásticas, resistência ao desgaste, resistência à compressão e resistência contra o aço<sup>8</sup>. O anel de retenção utilizado nos sistemas Bola Mini e Equator são fabricados de uma poliamida (Rilsan® PA 11) e possuem um acabamento superficial liso, resistência química, resistência ao impacto, baixa densidade, peso leve,

resistência à ruptura e resistência à abrasão e ao rasgamento. Além disso, oferecem flexibilidade, resistência ao envelhecimento, permeabilidade e temperatura, bem como estabilidade dimensional; também são mais rígidos do que a borracha de nitrilo. Essas características poderiam explicar os altos valores de retenção desses sistemas de encaixe quando comparados com o anel de borracha de nitrilo.

Em geral, polímeros são conhecidos por serem susceptíveis a diferentes tipos de desgaste tais como abrasão, adesão e fadiga. As mudanças na sua superfície surgem de estresse mecânico, temperatura e reação química<sup>39</sup>. No entanto, em sistemas de encaixe para sobredentaduras, o fator de estresse mecânico é o fator mais importante já que ciclos de inserção/remoção resulta em estresse mecânico. Como os sistemas de encaixe estão integrados dentro da base protética, eles são expostos somente a uma quantidade mínima de mudanças de temperatura ou reações químicas na cavidade oral<sup>41</sup>.

Como demonstram os resultados, a força de retenção varia entre os sistemas de encaixe. Quando os sistemas de O'ring e Bola Mini são comparados, ambos podem ser classificados como um sistema de encaixe tipo bola/esfera, mas eles apresentam características diferentes. Botega et al.<sup>8</sup> concluíram que os sistemas de encaixe tipo bola com pilares de maior diâmetro apresentam maiores valores de força de retenção do que sistemas com pilares semelhantes de menores dimensões usando o mesmo material no anel de retenção, isso devido a um aumento no contato friccional entre o pilar e o anel de retenção. No entanto, segundo Branchi et al.<sup>9</sup> diferentes tipos de anéis de retenção para o mesmo tipo de pilar fornecem diferentes valores de retenção. O presente estudo demonstrou que o material utilizado no anel de retenção de sistemas de encaixe tipo bola/esférica tem mais influência na força de retenção, independentemente das dimensões e geometrias do pilar. Contudo, quando sistemas de encaixe com diferentes dimensões e geometrias no pilar utilizam o mesmo material no anel de retenção, verifica-se que estas características influenciam na força de retenção, como demonstrado quando os sistemas Bola Mini e Equator foram comparados. De acordo com Passia et al.<sup>41</sup> a melhora na força de retenção poderia estar relacionada com o desenho e material utilizado no anel de retenção, o qual estaria de acordo com os resultados obtidos.

Outro aspecto importante é a relevância clínica do efeito da distância entre os implantes na força de retenção. Alsabeeha et al.<sup>2</sup> por meio de uma revisão de literatura de estudos in vitro que avaliaram a retenção de sistemas de encaixe, concluíram que os fatores que influenciam na retenção devem ser avaliados separadamente sob condições bem controladas para limitar a influência de outras variáveis nos resultados. Além disso, a retenção da sobredentadura mandibular é a maior preocupação dos pacientes desdentados totais, devido a isso, eles preferem o sistema de encaixe que forneça a maior retenção possível<sup>12</sup>. Portanto, um dos maiores desafios que enfrenta o profissional é oferecer um tratamento protético que forneça a retenção que o paciente deseja<sup>52</sup>, e a distância entre os implantes poderia melhorar a capacidade retentiva do sistema.

Este estudo também avaliou a influência da distância entre os implantes na força de retenção utilizando diferentes sistemas de encaixe quando submetidos a forças de deslocamento e teste de fadiga. Estudos que avaliam a influência da distância entre os implantes na força de retenção ainda é escassa e controversa. Doukas et al.<sup>19</sup> e Michelinakis et al.<sup>38</sup> concluíram que a distância entre os implantes tem um papel importante na força de retenção somente nos sistemas de encaixe tipo Hader bar/red-yellow clip, sem apresentar influência em sistemas de encaixe tipo Bola e Magneto. No entanto, apesar de não ter uma influência significativa, os sistemas Bola e Magneto apresentaram maiores valores de força de retenção quando uma distância entre os implantes de 29 mm foi utilizada, e valores similares quando os implantes foram posicionados a uma distância de 19 mm ou 23 mm.

A maioria dos estudos<sup>38,51,52,61</sup> somente avaliaram o efeito da distância na força de retenção de maneira estática, no sentido vertical, horizontal e/ou oblíqua, e somente um estudo<sup>19</sup> utilizou teste de fadiga para avaliar o efeito da distância na força de retenção a longo prazo, no entanto, foram realizados ciclos de inserção/remoção manual. Alguns desses estudos<sup>51,52</sup> mostram que a força de retenção vertical e horizontal da sobredentadura aumenta quando os implantes são posicionados para distal na região dos pré-molares, independentemente do tipo de sistema de encaixe (sem esplintagem). Já outro estudo<sup>61</sup> mostra que a distância entre os implantes não afeta a força de retenção vertical e oblíqua, mas afeta a força de retenção horizontal.

No presente estudo, os resultados demonstraram que a influência da distância entre os implantes na força de retenção foi evidente somente nos sistemas de encaixe Bola Mini e Equator quando comparados com o sistema O´ring, sendo estatisticamente significativa. Portanto, a segunda hipótese nula foi rejeitada. O sistema O´ring apresentou os menores valores de força de retenção para todas as distâncias avaliadas, sendo constante (7 N), em todas as distâncias e ciclos avaliados sem mostrar uma diferença estatisticamente significativa. Para o sistema Bola Mini os maiores valores de força de retenção foram observados quando uma distância de 29 mm seguido de 22 mm foi utilizada, e os menores valores com 16 mm, mostrando uma diferença significativa entre eles. Já o sistema Equator foi o sistema de encaixe, entre os três, que apresentou os maiores valores de retenção independentemente da distância utilizada, fazendo dele o sistema de escolha para todos as situações avaliadas. As distâncias de 29 e 22 mm, apresentaram os maiores valores de retenção, no entanto, somente foram estatisticamente significantes quando comparadas com uma distância de 16 mm. Além disso, independentemente da distância todos os sistemas de encaixe apresentaram o mesmo comportamento de retenção durante todos os períodos avaliados ao longo do tempo: estabilidade (O´ring), aumento (Bola Mini) e diminuição (Equator).

Nossos resultados estão de acordo com o estudo de Scherer et al.<sup>52</sup> onde concluem que os sistemas de encaixe respondem de diferentes maneiras, dependendo da sua localização na arcada edêntula. Os benefícios clínicos desses achados são facilmente evidentes uma vez que implantes com um paralelismo adequado e a uma distância óptima ao longo do rebordo residual não sempre pode ser alcançado, devido as características anatômicas de cada paciente. Portanto, sistemas de encaixe que tolerem a variação da distância entre os implantes seria certamente uma vantagem clínica. Enquanto, o sistema O´ring pode ser utilizado em qualquer distância sem apresentar um aumento ou diminuição na força de retenção, a posição ideal do sistema Bola Mini seria na região dos pré-molares (29 mm) e do sistema Equator na região dos caninos (22 mm) ou pré-molares (29 mm), dependendo das características anatômicas.

Quando posicionada na cavidade oral, a sobredentadura mandibular se movimenta de forma complexa, especificamente em 6 direções: oclusal, gengival, mesial, distal, vestibular e lingual. Uma limitação deste estudo foi o uso

de uma força vertical unidirecional, o que não representa inteiramente uma situação clínica. Forças horizontais e oblíquas irão atuar sobre o sistema de encaixe durante os movimentos funcionais, mas essas forças são muito difíceis de simular em um estudo *in vitro*<sup>55</sup>. Embora forças de deslocamento unidirecional raramente ocorrem em uma situação clínica, o teste de tração é uma forma efetiva de mensurar a retenção e estabilidade de uma prótese durante uma avaliação laboratorial *in vitro*<sup>6,48,52</sup>.

Um total 5500 ciclos de inserção/remoção em uma direção vertical foram aplicados. Vários estudos<sup>34,43,52,57,63</sup> têm utilizado diferentes números de ciclos para simular o desgaste clínico de diferentes sistemas de encaixe. Porém, a literatura atual não tem um consenso em relação ao número de ciclos necessários para simular uma situação de desgaste clínico ideal em estudos *in vitro* que avaliam a força de retenção ao longo do tempo. No presente estudo, 5500 ciclos foram utilizados para simular uma função *in vivo* de 5 anos, uma vez que esta quantidade corresponde ao uso clínico de uma sobredentadura implanto-muco-suportada ao longo de cinco anos com três ciclos de inserção/remoção por dia, período considerado suficiente para a substituição da sobredentadura<sup>30,43</sup>.

Além disso, de acordo com Bayer et al.<sup>5</sup>, o uso de um lubrificante é necessário para simular condições clínicas durante o teste de simulação de desgaste devido a que afeta a força de retenção. Neste estudo, saliva artificial foi utilizada durante todos os testes de fadiga e de tração. Alguns estudos<sup>5,34,47</sup> utilizaram água desmineralizada, solução fisiológica de cloreto de sódio (NaCl) ou composição diferente de saliva artificial como lubrificante. Porém, o uso de qualquer lubrificante diferente da saliva não proporcionaria resultados realistas quanto ao comportamento clínico de um sistema de encaixe<sup>5</sup>. O comportamento reológico da saliva é determinado pelos seus componentes de mucina, que reduzem a tensão superficial para umedecer a superfície intraoral, e este efeito pode ser simulado por substitutos da saliva<sup>5</sup>. No entanto, não há um consenso em relação à qual é o lubrificante ideal para os testes *in vitro*, e mais estudos comparando todos os lubrificantes disponíveis são necessários para determinar quais substitutos da saliva devem ser usados<sup>5</sup>.

Os três sistemas de encaixe apresentaram comportamentos diferentes em relação aos valores de força de retenção, mas nenhum valor de retenção foi

menor que 7 N. Mesmo que a retenção e o seu efeito nos fatores associados a sobredentaduras estejam relacionados, os estudos não têm estabelecido um consenso em relação de quanto é considerado um valor de retenção suficiente. Alguns estudos in vitro relatam que as forças de retenção de 5 N a 7 N são necessárias para que um sistema de encaixe consiga manter uma sobredentadura na posição durante o seu uso<sup>6,43</sup>. Já alguns estudos in vivo demonstraram que sistemas de encaixe sem esplintagem possuem uma força de retenção vertical de 7 a 31 N<sup>12,64</sup>, e no presente estudo uma força de retenção de 7N foi considerada como o nível de retenção que permite a manutenção e estabilidade da sobredentadura em uma situação clínica. Portanto, independentemente do tipo de sistema de encaixe utilizado, todas as forças de retenção aqui encontradas seriam ainda aceitáveis, mesmo após 5500 ciclos.

Em geral, os resultados deste estudo in vitro demonstraram que a força de retenção depende do desenho e material utilizado no sistema de encaixe, e que implantes posicionados na região dos pré-molares pode ser a posição mais eficaz para o tratamento com sobredentaduras mandibulares retidos por dois implantes, quando utilizado determinados sistemas de encaixe (Bola Mini e Equator). Além disso, estudos clínicos devem ser conduzidos para validar os resultados in vitro de cada sistema de encaixe testado neste estudo, já que os testes utilizados são limitados por métodos e condições específicas que não representam a realidade clínica. Estudos clínicos também são sugeridos para medir os resultados centrados no paciente, tais como a satisfação, qualidade de vida relacionada à saúde bucal, assim como a necessidade de manutenção e possíveis desvantagens ou complicações associadas com o uso desses sistemas de encaixe.

## 7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo in vitro, podem ser feitas as seguintes conclusões:

1. A força de retenção é influenciada pelo desenho, material utilizado no anel de retenção e pela dimensão e geometria do pilar do sistema de encaixe;
2. O sistema Equator apresentou os maiores valores de retenção durante todos os períodos testados seguido pelo Bola Mini e O´ring;
3. A simulação de ciclos de inserção/remoção resultou em um ligeiro desgaste no anel de retenção do sistema de O-ring, com valores de retenção consistentes ao longo do tempo;
4. Observou-se deformação e desgaste no componente de poliamida dos sistemas Bola Mini e Equator para aumentar significativamente a força de retenção do sistema Bola Mini e para diminuir as forças de retenção do sistema Equator;
5. A força de retenção é influenciada pela distância entre os implantes dependendo do tipo de sistema de encaixe utilizado.
6. O sistema O´ring pode ser utilizado em qualquer distância sem apresentar um aumento ou diminuição na força de retenção.
7. O sistema Bola Mini apresentou os maiores valores de retenção quando uma distância de 29 mm foi utilizada.
8. O sistema Equator apresentou os maiores valores de retenção quando distâncias de 22 mm e 29 mm foram utilizadas.

**REFERÊNCIAS\***

1. Abi Nader S, de Souza RF, Fortin D, De Koninck L, Fromentin O, Albuquerque Junior RF. Effect of simulated masticatory loading on the retention of stud attachments for implant overdentures. *J Oral Rehabil.* 2011; 38(3): 157-64.
2. Alsabeeha NH, Payne AG, Swain MV. Attachment systems for mandibular two-implant overdentures: a review of in vitro investigations on retention and wear features. *Int J Prosthodont.* 2009; 22(5): 429-40.
3. Andreiotelli M, Att W, Strub JR. Prosthodontic complications with implant overdentures: a systematic literature review. *Int J Prosthodont.* 2010; 23(3): 195-203.
4. Assuncao WG, Barao VA, Delben JA, Gomes EA, Tabata LF. A comparison of patient satisfaction between treatment with conventional complete dentures and overdentures in the elderly: a literature review. *Gerodontology.* 2010; 27(2): 154-62.
5. Bayer S, Keilig L, Kraus D, Gruner M, Stark H, Mues S, et al. Influence of the lubricant and the alloy on the wear behaviour of attachments. *Gerodontology.* 2011; 28(3): 221-6.
6. Besimo CE, Guarneri A. In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *J Oral Rehabil.* 2003; 30(7): 671-8.
7. Botega DM. Avaliação da força de retenção de sistemas de encaixes para overdentures em função do número de ciclos de união e separação dos componentes. [dissertação de mestrado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba da UNICAMP; 2002.
8. Botega DM, Mesquita MF, Henriques GE, Vaz LG. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. *J Oral Rehabil.* 2004; 31(9): 884-9.
9. Branchi R, Vangi D, Virga A, Guertin G, Fazi G. Resistance to wear of four matrices with ball attachments for implant overdentures: a fatigue study. *J Prosthodont.* 2010; 19(8): 614-9.
10. 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.
11. British Society for the Study of Prosthetic D. The York consensus statement on implant-supported overdentures. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2009; 17(4): 164-5.

\* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/#biblioteca/manual>.

12. Burns DR, Unger JW, Elswick RK, Jr., Beck DA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I--Retention, stability, and tissue response. *J Prosthet Dent.* 1995; 73(4): 354-63.
13. 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.
14. Choi JW, Bae JH, Jeong CM, Huh JB. Retention and wear behaviors of two implant overdenture stud-type attachments at different implant angulations. *J Prosthet Dent.* 2016 Nov 15. Epub ahead of print.
15. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ, Jr. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont.* 2004; 13(4): 221-6.
16. da Fontoura Frasca LC, Castro Mattia PR, Botega DM, Rivaldo EG. Evaluation of retention forces and resistance to fatigue of attachment systems for overdentures: plastic and metal components. *Implant Dent.* 2014; 23(4): 451-5.
17. Daou EE. Biomaterial aspects: A key factor in the longevity of implant overdenture attachment systems. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2015; 5(4): 255-62.
18. Donatsky O. Osseointegrated dental implants with ball attachments supporting overdentures in patients with mandibular alveolar ridge atrophy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8(2): 162-6.
19. Doukas D, Michelinakis G, Smith PW, Barclay CW. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: 6-month fatigue retention values. *Int J Prosthodont.* 2008; 21(2): 152-4.
20. Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK. The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *J Am Dent Assoc.* 2003; 134(11): 1455-8.
21. ELSyad MA, Agha NN, Habib AA. Retention and stability of implant-retained mandibular overdentures using different types of resilient attachments: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016; 31(5): 1040-8.
22. Emami E, Heydecke G, Rompre PH, de Grandmont P, Feine JS. Impact of implant support for mandibular dentures on satisfaction, oral and general health-related quality of life: a meta-analysis of randomized-controlled trials. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20(6): 533-44.

23. Evtimovska E, Masri R, Driscoll CF, Romberg E. The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time. *J Prosthodont*. 2009; 18(6): 479-83.
24. Fatalla AA, Song K, Du T, Cao Y. An in vitro investigation into retention strength and fatigue resistance of various designs of tooth/implant supported overdentures. *J Huazhong Univ Sci Technolog Med Sci*. 2012; 32(1): 124-9.
25. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002; 17(4): 601-2.
26. Felipucci DNB. Avaliação da força de retenção de encaixes o'ring submetidos a submetidas a soluções de higienização diárias. [tese de doutorado]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da USP; 2013.
27. Fermanian J. Measure de l'accord entre deux juges: cas quantitatif. *Rev Epidemiol Sante Publique (Paris)*. 1984; 32(3): 408-13.
28. Fisher RA. Intraclass correlations and the analysis of variance. In: Fisher RA. *Statistical methods for research workers*. 14 th ed. Edinburg: Oliver and Boyd. 1970; p. 213-49.
29. Fromentin O, Picard B, Tavernier B. In vitro study of the retention and mechanical fatigue behavior of four implant overdenture stud-type attachments. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1999; 11(3): 391-7; quiz 98.
30. 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.
31. Gulizio MP, Agar JR, Kelly JR, Taylor TD. Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *J Prosthodont*. 2005; 14(1): 3-11.
32. Hemmings KW, Schmitt A, Zarb GA. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a 5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9(2): 191-6.
33. Kim SM, Choi JW, Jeon YC, Jeong CM, Yun MJ, Lee SH, et al. Comparison of changes in retentive force of three stud attachments for implant overdentures. *J Adv Prosthodont*. 2015; 7(4): 303-11.
34. Kobayashi M, Srinivasan M, Ammann P, Perriard J, Ohkubo C, Muller F, et al. Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force and removal torque

- of three overdenture attachment systems. *Clin Oral Implants Res.* 2014; 25(4): 426-34.
35. Lee DJ. Performance of attachments used in implant-supported overdentures: review of trends in the literature. *J Periodontal Implant Sci.* 2013; 43(1): 12-7.
  36. Ma S, Tawse-Smith A, Thomson WM, Payne AG. Marginal bone loss with mandibular two-implant overdentures using different loading protocols and attachment systems: 10-year outcomes. *Int J Prosthodont.* 2010; 23(4): 321-32.
  37. Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990; 5(4): 375-83.
  38. Michelinakis G, Barclay CW, Smith PW. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: initial retention values. *Int J Prosthodont.* 2006; 19(5): 507-12.
  39. Myshkin NK, Petrokovets MI, Kovalev AV. Tribology of polymers: adhesion, friction, wear, and mass-transfer. *Tribol Int.* 2005; 38(11–12): 910-21.
  40. Naert I, Quirynen M, Hooghe M, van Steenberghe D. A comparative prospective study of splinted and unsplinted Branemark implants in mandibular overdenture therapy: a preliminary report. *J Prosthet Dent.* 1994; 71(5): 486-92.
  41. Passia N, Ghazal M, Kern M. Long-term retention behaviour of resin matrix attachment systems for overdentures. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016; 57: 88-94. Epub 2015 Dec 7.
  42. Petropoulos VC, Smith W. Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17(4): 526-35.
  43. Pigozzo MN, Mesquita MF, Henriques GE, Vaz LG. The service life of implant-retained overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent.* 2009; 102(2): 74-80.
  44. Prasad DK, Prasad DA, Buch M. Selection of attachment systems in fabricating an implant supported overdenture. *J Dent Implant* 2014; 4(2): 176-81.
  45. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Evaluation of stable retentive properties of overdenture attachments. *Stomatologija.* 2005; 7(4): 115-20.

46. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. *J Oral Rehabil.* 2007; 34(1): 41-51.
47. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H, Iwasaki N. Wear simulation effects on overdenture stud attachments. *Dent Mater J.* 2011; 30(6): 845-53.
48. Sadig W. A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures. *Quintessence Int.* 2009; 40(4): 313-9.
49. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2001; 86(5): 468-73.
50. Savabi O, Nejatidanesh F, Yordshahian F. Retention of implant-supported overdenture with bar/clip and stud attachment designs. *J Oral Implantol.* 2013; 39(2): 140-7.
51. Scherer MD, McGlumphy EA, Seghi RR, Campagni WV. Comparison of retention and stability of implant-retained overdentures based upon implant number and distribution. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013; 28(6): 1619-28.
52. Scherer MD, McGlumphy EA, Seghi RR, Campagni WV. Comparison of retention and stability of two implant-retained overdentures based on implant location. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(3): 515-21.
53. Schweyen R, Beuer F, Arnold C, Hey J. Retentive characteristics of a vinylpolysiloxane overdenture attachment system. *Clin Oral Investig.* 2015; 19(4): 947-53.
54. Setz I, Lee SH, Engel E. Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(3): 323-9.
55. Shastry T, Anupama NM, Shetty S, Nalinakshamma M. An in vitro comparative study to evaluate the retention of different attachment systems used in implant-retained overdentures. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016; 16(2): 159-66.
56. Siadat H, Alikhasi M, Mirfazaelian A, Geramipanah F, Zaery F. Patient satisfaction with implant-retained mandibular overdentures: a retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008; 10(2): 93-8.
57. Srinivasan M, Schimmel M, Badoud I, Ammann P, Herrmann FR, Muller F. Influence of implant angulation and cyclic dislodging on the retentive force of two different overdenture attachments - an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2016; 27(5): 604-11.

58. Srinivasan M, Schimmel M, Kobayashi M, Badoud I, Ammann P, Herrmann FR, et al. Influence of different lubricants on the retentive force of LOCATOR((R)) attachments - an in vitro pilot study. *Clin Oral Implants Res.* 2016; 27(7): 771-5.
59. Svetlize CA, Bodereau EF, Jr. Comparative study of retentive anchor systems for overdentures. *Quintessence Int.* 2004; 35(6): 443-8.
60. Tabatabaian F, Alaie F, Seyedan K. Comparison of three attachments in implant-tissue supported overdentures: an in vitro study. *J Dent (Tehran).* 2010; 7(3): 113-8.
61. Tabatabaian F, Saboury A, Sobhani ZS, Petropoulos VC. The effect of inter-implant distance on retention and resistance to dislodging forces for mandibular implant-tissue-supported overdentures. *J Dent (Tehran).* 2014; 11(5): 506-15.
62. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dent.* 2006; 15(1): 24-34.
63. Turk PE, Geckili O, Turk Y, Gunay V, Bilgin T. In vitro comparison of the retentive properties of ball and locator attachments for implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014; 29(5): 1106-13.
64. van Kampen F, Cune M, van der Bilt A, Bosman F. Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: an in vivo comparison after 3 months of function. *Clin Oral Implants Res.* 2003; 14(6): 720-6.
65. Wolf K, Ludwig K, Hartfil H, Kern M. Analysis of retention and wear of ball attachments. *Quintessence Int.* 2009; 40(5): 405-12.

**Autorizo a reprodução deste trabalho**

**(Direitos de publicação reservados ao autor)**

**Araraquara, 06 de fevereiro de 2017.**

**Danny Omar Mendoza Marin**