

Carlos Alberto Fujiwara

AVALIAÇÃO DA INTERFACE DE CINCO SISTEMAS DE IMPLANTES E SEUS RESPECTIVOS ABUTMENTS COM AUXÍLIO DO MÉTODO DE MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho”, - UNESP, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia, área de Concentração em Implantodontia

Orientador : **Prof. Dr. Osvaldo Magro Filho**

Araçatuba/SP
2005

Dedicatória

*A minha esposa e companheira,
Edna,
que muito me ajudou a enfrentar novos
desafios, dando-me forças e apoio,
muito amor e compreensão*

*As minhas filhas
Andressa e Lívia
pelo carinho, amor e
felicidade que sempre me
deram*

*Aos meus pais,
Toshiyuki Fujiwara (in memoriam) e Sílvia,
por toda formação de vida e amor de vocês*

*Aos meus irmãos,
Sueli, Eduardo, Ricardo e
Cláudio,
por estarem sempre
perto de mim*

Agradecimento

Ao Prof. Dr. Osvaldo Magro Filho

Por toda a sabedoria e experiência transmitida, pela paciência e tranquilidade quando se fez necessário, por tudo que vivi e aprendi neste curso, muito obrigado.

Agradecimentos Especiais

Ao coordenador do programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba-UNESP, Wilson Roberto Poi, por toda experiência transmitida durante o curso.

Aos Professores da Pós-graduação, por todo o ensinamento e o alto nível de conhecimento.

Ao Prof. Dr. Luiz Carlos Pardini, pelo apoio, pela amizade e orientações transmitidas.

Ao Prof. Dr. Paulo Sérgio Perri de Carvalho, pelo ensinamento e total apoio despendido em todo o programa da pós-graduação.

Aos meus novos amigos do Curso de Mestrado em Implantodontia: Karin Hellen Sist e Valter Moura , pela amizade, carinho, e cumplicidade.

Ao meu grande amigo Marcelo Sabbag Abla, companheiro de todas as horas, parceiro e cúmplice.

Aos meus amigos, Paulo Aguiar, Gilberto Chagas, Laércio Bianchini e Sebastião Moreira pelo constante apoio recebido.

Aos Mestrandos e Doutorandos do curso de Implantodontia e Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial, pela troca de conhecimento e informações.

Às secretárias da pós-graduação, Marina e Valéria que tão pacientemente me atenderam, orientando-me sempre.

Às empresas Conexão, Neodent e AS Technology - que cederam implantes e abutments.

Às empresas SternGold Implamed e 3i Implant Innovation - que cederam os implantes.

Ao Instituto de Pesquisa Tecnológicas (IPT - USP), pela análise realizada, especialmente ao Sr. Gustavo S. Alves.

Ao Instituto de Pesquisa e Estudos Industriais (IPEI) da Faculdade de Engenharia Industrial, especialmente ao Sr. Airton L. Morassi.

À Rejane Figueiredo pelo trabalho de análise estatística realizado.

Agradeço a todos que colaboraram direta ou indiretamente na elaboração deste trabalho.

FUJIWARA, C. A. **Avaliação da interface de cinco sistemas de implantes e seus respectivos abutments com auxílio do método de microscopia eletrônica de varredura.** 2005. 125f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de Concentração em Implantodontia), Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba – Universidade “Júlio de Mesquita Filho”, Araçatuba.

Resumo

A adaptação entre a plataforma do implante e seu respectivo abutment deve ser precisa, isto é, sem nenhuma fenda, que é denominada microgap, entre as estruturas.

A presença do microgap permite que microorganismos presentes na microbiota bucal migrem para o interior do implante, o que pode ocasionar problemas de natureza inflamatória e ou infecciosa, e, conseqüentemente, causar a perda do implante.

Neste estudo utilizamos uma amostragem de 26 (vinte e seis) implantes e seus respectivos abutments provenientes de 5 (cinco) marcas comerciais diferentes: AS Technology, Conexão Sistema de Prótese, Neodent Implante Osteointegrado, Sterngold Implamed, e 3i Implant Innovation. Os abutments receberam um torque de 20Ncm. Os cortes longitudinais da interface implante/abutment foram mensurados em 6 (seis) locais com o auxílio da microscopia eletrônica de varredura.

Os resultados das mensurações foram submetidos à análise estatística.

Foi possível concluir que:

- 1) A seqüência dos grupos, em relação ao gap encontrado, do menor para o maior, foram:

- a) abutment cônico - grupo Neodent, seguido pelos grupos Titanium fix, Conexão, Sterngold Implamed e 3i Implant Innovation;
 - b) abutment gold ucla - grupo Sterngold Implamed, seguido pelos grupos 3i Implant innovation, Conexão, Neodent e Titanium fix;
 - c) abutment mult unit - grupo Conexão, seguido pelos grupos Neodent e Titanium fix.
- 2) O abutment cônico e o abutment mult unit apresentaram gaps menores que o abutment gold ucla.
 - 3) O ponto interno apresentou gap menor em relação ao ponto médio, o qual foi menor que o ponto externo, portanto, as peças tenderam a convergir para o ponto interno.

Palavras-chaves: Implante, abutment, adaptação ou microgap, infiltração.

FUJIWARA, C. A. Evaluation of the interface of five systems of implants and their respective abutments using the method of scanning electron microscope. 2005. 125f. Dissertation (Master's Degree in Odontology – Area of Implant Concentration), College of Odontology at Araçatuba – “Júlio de Mesquita Filho” University, Araçatuba

Abstract

The adaptation of the implant platform and its respective abutment must be precise, with no space denominated microgap, between the structures. The presence of a microgap allows microorganisms that are present in the buccal microbiology to migrate into the implant, what could cause inflammatory and/or infectious problems, and consequent loss of the implant. In this study, a sample of 26 (twenty six) implants and their respective abutments was taken: conic, multi unit, and the gold ucla – together with their respective fixing screws. The abutments received a manual torque of 20Ncm. After the manual preparation, the interface implant/abutment longitudinal cuts were measured on 6 (six) different points through an Scanning Electron Microscope (SEM).

The results of such measurements were statistically analyzed, and according to the experimental conditions of this study, was possible to conclude:

1) The sequential groups of implants/abutments, in relation to the gap found, from the smaller to the biggest, were:

- a) conic abutment – Neodent group, followed by Titanium Fix, Conexão, Sterngold Implamed, and 3i Implant Innovation groups;
- b) gold ucla abutment – Sterngold Implamed group, followed by 3i Implant Innovation, Conexão, Neodent and Titanium Fix groups;
- c) multi unit abutment – Conexão group, followed by Neodent and Titanium Fix groups.

2) The conic and the multi unit abutments showed smaller gaps than the gold ucla abutments.

3) The internal point showed a smaller gap than the middle point, and the middle point, in return, also showed a smaller gap in relation to the external point; therefore, the pieces tended to converge to the internal point.

Key-words: implant, abutment, adaptation or micro gap, infiltration.

Lista de Figuras

| | | |
|-----------|--|----|
| Figura 1 | Da esquerda para direita implantes das marcas AS (Titanium fix), Conexão e Neodent. | 65 |
| Figura 2 | Da esquerda para direita implantes das marcas Sterngold e 3i Implant Innovation. | 65 |
| Figura 3 | Pilares cônicos. | 66 |
| Figura 4 | Pilares mult unit | 66 |
| Figura 5 | Pilares gold ucla. | 66 |
| Figura 6 | Pilares cônicos. | 66 |
| Figura 7 | Pilares gold ucla. | 66 |
| Figura 8 | Plataforma de metal para fixação do implante. | 68 |
| Figura 9 | Torquímetro manual. | 68 |
| Figura 10 | Abutment pilar cônico fixado ao implante. | 68 |
| Figura 11 | Abutment pilar mult unit fixado ao implante. | 68 |
| Figura 12 | Abutment pilar gold ucla fixado ao implante. | 68 |
| Figura 13 | Medição da amostra com paquímetro. | 69 |
| Figura 14 | Equipamento para inclusão das peças. | 69 |
| Figura 15 | Plataforma de inclusão do implante. | 69 |
| Figura 16 | Base é levantada para a câmara de aquecimento. | 69 |
| Figura 17 | A amostra é inspecionada pelo orifício. | 70 |
| Figura 18 | O baquelite em pó é colocado para dentro da câmara. | 70 |
| Figura 19 | Pino é posicionado para local central da câmara de aquecimento. | 70 |
| Figura 20 | Operador eleva a pressão da câmara de 10 para 15Kgf. | 70 |
| Figura 21 | Remoção da base para expor a amostra. | 71 |
| Figura 22 | Retirada da amostra da câmara. | 71 |
| Figura 23 | Lixadeira rotativa com granulação de 200 à 600 granas. | 71 |
| Figura 24 | Checagem do diâmetro da amostra. | 71 |
| Figura 25 | As amostras foram lavadas com álcool. | 72 |
| Figura 26 | As amostras foram secas com secador. | 72 |
| Figura 27 | Vista frontal do M.E.V. | 73 |
| Figura 28 | Vista do monitor do M.E.V. | 73 |
| Figura 29 | Fotomicrografia representativa das amostras, mostrando o conjunto abutment (1), implante (2) e o gap (3) para obtenção das mensurações no Microscópio Eletrônico de Varredura. | 73 |

| | | |
|-----------|---|----|
| Figura 30 | Implante 3i com abutment cônico, amostra 1, aumento de 500x. | 77 |
| Figura 31 | Vista do gap em maior aumento 5000x. | 77 |
| Figura 32 | Implante Neodent com abutment gold ucla, amostra 2,70 aumento de 500x. | 77 |
| Figura 33 | Vista do gap em maior aumento 5000x. | 77 |
| Figura 34 | Implante Sterngold Implamed com abutment cônico, amostra 2, 70 aumento de 500x. | 77 |
| Figura 35 | Vista do gap em maior aumento 5000x. | 77 |
| Figura 36 | Implante Neodent com abutment cônico, amostra 1, aumento | 78 |
| Figura 37 | Vista do gap em maior aumento 5000x. | 78 |
| Figura 38 | Implante 3i com abutment gold ucla, amostra 1, aumento de 500x. | 78 |
| Figura 39 | Vista do gap em maior aumento 5000x. | 78 |
| Figura 40 | Implante Titanium fix com abutment mult unit, amostra 2, aumento de 500x. | 78 |
| Figura 41 | Vista do gap em maior aumento 5000x. | 78 |
| Figura 42 | Implante Titanium fix com abutment mult unit, amostra 1, aumento de 500x. | 79 |
| Figura 43 | Vista do gap em maior aumento 5000x. | 79 |
| Figura 44 | Implante Conexão com abutment gold ucla, amostra 1, aumento de 500x. | 79 |
| Figura 45 | Vista do gap em maior aumento 5000x. | 79 |
| Figura 46 | Implante Neodent com abutment mult unit, amostra 1, aumento de 500x. | 79 |
| Figura 47 | Vista da amostra em maior aumento 5000x. | 79 |
| Figura 48 | Implante Conexão com abutment cônico, amostra 1, aumento 500x. | 80 |
| Figura 49 | Vista da amostra em maior aumento 5000x. | 80 |
| Figura 50 | Implante Conexão com abutment mult unit, amostra 1, aumento de 500x. | 80 |
| Figura 51 | Vista da amostra em maior aumento 5000x. | 80 |
| Figura 52 | Implante Conexão com abutment gold ucla, amostra 2, aumento de 500x. | 80 |
| Figura 53 | Vista da amostra em maior aumento 5000x. | 80 |
| Figura 54 | Implante Neodent com abutment cônico, amostra 2, aumento de 500x, degrau no implante. | 81 |
| Figura 55 | Implante Conexão com abutment gold ucla, amostra 2, | |

| | | |
|-----------|--|----|
| | aumento de 500x, degrau no implante. | 81 |
| Figura 56 | Implante Neodent com abutment mult unit, amostra 1, aumento de 500x, degrau no implante. | 81 |
| Figura 57 | Implante Titanium fix com abutment mult unit, amostra 1, aumento de 500x, degrau no implante. | 81 |
| Figura 58 | Implante Neodent com abutment gold ucla, amostra 1, aumento de 500x, degrau no implante. | 81 |
| Figura 59 | Implante Neodent com abutment mult unit, amostra 2, aumento de 500x, degrau no implante. | 81 |
| Figura 60 | Implante Conexão com abutment mult unit, amostra 1, aumento de 500x, degrau no implante. | 82 |
| Figura 61 | Implante Conexão com abutment cônico, amostra 1, aumento de 500x, degrau no implante. | 82 |
| Figura 62 | Implante 3i com abutment cônico, amostra 1, aumento de 500x, degrau abutment. | 82 |
| Figura 63 | Implante Neodent com abutment gold ucla, amostra 2, aumento de 500x, degrau abutment | 82 |
| Figura 64 | Implante Sterngold Implamed com abutment cônico, amostra 1, aumento de 500x, degrau abutment. | 82 |
| Figura 65 | Implante Sterngold Implamed com abutment gold ucla, amostra 2, aumento de 500x, degrau abutment. | 82 |
| Figura 66 | Implante Titanium fix com abutment cônico, amostra 1, aumento de 500x, degrau Abutment. | 83 |
| Figura 67 | Implante Titanium fix com abutment gold ucla, amostra 2, aumento de 500x, degrau abutment. | 83 |
| Figura 68 | Implante Conexão com abutment gold ucla, amostra 1, aumento de 500x, acabamento. | 83 |
| Figura 69 | Implante Titanium fix com abutment gold ucla, amostra 1, aumento de 500x, acabamento | 83 |
| Figura 70 | Resultado da média geral das medidas de todos os abutments em micrometros (μm). | 90 |
| Figura 71 | Representação gráfica das variações de formas encontradas após as mensurações realizadas nas amostras. | 91 |
| Figura 72 | Valores das médias do ponto interno direito. | 95 |
| Figura 73 | Valores das médias do ponto interno esquerdo. | 96 |
| Figura 74 | Medição em M.E.V. do abutment cônico. | 97 |
| Figura 75 | Medição em M.E.V. do abutment gold ucla. | 98 |
| Figura 76 | Medição em M.E.V. do abutment mult unit. | 99 |
| Figura 77 | Matrix ortogonal segundo Tagushi. | 99 |

Lista de Tabelas

| | | |
|-----------|--|----|
| Tabela 1 | Implante Conexão com abutment cônico. | 84 |
| Tabela 2 | Implante Conexão com abutment gold ucla. | 84 |
| Tabela 3 | Implante Conexão com abutment mult unit. | 85 |
| Tabela 4 | Implante Neodent com abutment cônico. | 85 |
| Tabela 5 | Implante Neodent com abutment gold ucla. | 86 |
| Tabela 6 | Implante Neodent com abutment mult unit. | 86 |
| Tabela 7 | Implante Titanium fix com abutment cônico. | 87 |
| Tabela 8 | Implante Titanium fix com abutment gold ucla. | 87 |
| Tabela 9 | Implante Titaniumfix com abutment mult unit. | 87 |
| Tabela 10 | Implante Sterngold Implamed com abutment cônico. | 88 |
| Tabela 11 | Implante Sterngold Implamed com abutment gold ucla. | 88 |
| Tabela 12 | Implante 3i Implant Innovation com abutment cônico. | 89 |
| Tabela 13 | Implante 3i Implant Innovation com abutment gold ucla. | 89 |
| Tabela 14 | Média geral. | 90 |
| Tabela 15 | Comparação entre grupos no p.e.d. | 92 |
| Tabela 16 | Comparação entre grupos no p.e.e. | 93 |
| Tabela 17 | Comparação entre grupos no p.m.d. | 93 |
| Tabela 18 | Comparação entre grupos no p.m.e. | 94 |
| Tabela 19 | Comparação entre grupos no p.i.d. | 94 |
| Tabela 20 | Comparações múltiplas. | 95 |
| Tabela 21 | Comparação entre grupos no p.i.e. | 95 |
| Tabela 22 | Comparações múltiplas. | 96 |

Lista de Abreviaturas

M.E.V. = Microscópio Eletrônico de Varredura

μm = Micrometro

p.e.d. = Ponto externo direito

p.e.e. = Ponto externo esquerdo

p.m.d. = Ponto médio direito

p.m.e. = Ponto médio esquerdo

p.i.d. = Ponto interno direito

p.i.e. = Ponto interno esquerdo

Sumário

| | | |
|---|---|------|
| 1 | Introdução | 17 |
| 2 | Revisão da Literatura | 21 |
| 3 | Proposição | 622 |
| 4 | Material e Método | 644 |
| | 4.1) Implantes: | 655 |
| | 4.2) Componentes protéticos: | 655 |
| | 4.3) Montagem dos implantes aos abutments | 677 |
| | 4.4) Instalação do abutment ao implante | 68 |
| | 4.5) Preparo das peças | 68 |
| | 4.6) Análise da Microscopia Eletrônica de Varredura | 722 |
| | 4.7) Análise Estatística | 744 |
| 5 | Resultado | 766 |
| | 5.1) Avaliação da interface dos abutments/implantes com o auxílio da Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). | 766 |
| | 5.3) Resultados Estatísticos | 922 |
| 6 | Discussão | 1022 |
| 7 | Conclusão | 1100 |
| 8 | Referências | 1122 |
| | Anexo | 1244 |

1 Introdução

15.0kV

50.0 μ m

1 Introdução

A implantodontia é uma realidade como especialidade. Após anos de pesquisa em entidades de ensino da mais alta respeitabilidade e de acompanhamentos clínicos em longo prazo, os implantes dentários tornaram-se uma opção para grande parte do tratamento reabilitador.

Com a evolução natural da implantodontia, podemos reabilitar nossos pacientes, realizando um trabalho previsível, recuperando desde a perda de um elemento dentário até uma reabilitação total fixa cimentada ou parafusada. As próteses sobre implante são bastante estéticas, confortáveis e seguras.

Todo tratamento reabilitador em implantodontia, quer seja com próteses totais ou parciais, removíveis ou fixas, unitárias ou múltiplas, requer critérios clínicos baseados na preparação do leito cirúrgico sem traumas, planejamento protético bem elaborado, com bom assentamento da prótese sobre o implante, sem movimento sobre o abutment (Zarb & Zarb, 1985), e saúde local e sistêmica em perfeita harmonia.

Problemas com microinfiltração de bactérias entre a plataforma do implante e o abutment (Quirynen et al., 1994; Binon, 1995; Ericsson et al.,

1995; Persson et al., 1996; Jansen et al., 1997; Keller et al., 1998; Gross et al., 1999; Barboza et al., 2002) tornaram-se mais comuns em virtude da sua grande demanda.

Jansen; Conrads; Richter (1997) relataram que o microgap entre implante e abutment pode agir como nichos de bactérias, possibilitando as reações inflamatórias nos tecidos periimplantares. Os autores observaram a presença da bactéria *Escherichia coli* e um gap medido por microscopia eletrônica de varredura menor que 10 μ m em todos os sistemas de implantes.

O grau da microinfiltração no gap pode variar significativamente, dependendo do torque (aperto) dado no parafuso de fixação do abutment no implante. Quanto menor o torque, maior será o gap, e quanto maior o torque, menor será o gap (Gross; Abramovich; Wiess, 1999).

Sabemos que, em decorrência da grande variedade de sistemas de implantes e de componentes protéticos, em muitas vezes, o profissional pouco ou mal instruído utiliza implantes de uma determinada marca comercial com componentes protéticos de uma outra marca. A adaptação dos componentes, tanto em situação de intra-sistema (mesma marca) como entre-sistema (marcas diferentes), pode ocorrer, porém, a compatibilidade segura é obtida quando se utiliza componentes do mesmo sistema (Hagiwara et al., 1997; Kano et al., 1998; Sartori et al., 2000).

O desajuste entre a base do implante e o pilar protético e a falta de adaptação passiva pode levar às fraturas e à distribuição inadequada das forças ao osso de suporte (Guimarães et al., 2001).

Portanto, existe a necessidade de verificação da interface dos implantes/abutments em decorrência das inúmeras falhas possíveis.

Assim, é oportuno estudar a interface entre os implantes e seus respectivos abutments, à medida que eles são lançados no mercado, para dar um *feedback* aos profissionais, às empresas fabricantes e, principalmente, aos pacientes.

2 Revisão da Literatura

15.0kV

50.0 μ m

2 Revisão da Literatura

A partir do momento em que os implantes osseointegrados se tornaram realidade, o número de implantes instalados aumentaram sensivelmente no mundo todo, e os problemas protéticos advindos deles surgiram também.

Estudos sobre tais problemas têm sido feitos para entendermos e conseqüentemente descobrirmos as falhas, pois estamos sempre em busca de uma reabilitação estável, durável e eficiente.

Após a instalação da coroa protética, com o passar dos meses, existe um deslocamento ou movimentação no conjunto implante-abutment devido ao afrouxamento do parafuso de fixação, provocando uma mobilidade na coroa protética.

Esse afrouxamento leva a uma perda de estabilidade, possibilidade de fratura, penetração bacteriana, inflamação gengival, podendo até comprometer a interface abutment-tec.mole.

O sistema de 2 estágios cirúrgicos tornou-se o mais confiável para a reabilitação dos problema de edentulismo.

Lekholm et al. (1985) afirmaram que, no sistema de implante, a fratura do parafuso do intermediário e do implante seriam as complicações que poderiam existir, e ainda, em 3% dos casos, ocorreria a fratura do parafuso do intermediário. Essa fratura estaria ligada, talvez, na falta de adaptação da prótese, e a prótese também poderia ser responsável pela ocorrência de fratura dos implantes.

Zarb & Zarb (1985), em uma revisão na metodologia que envolve a prótese sobre implantes, apresentam os critérios clínicos para o sucesso do implante: preparação do leito cirúrgico sem traumas; planejamento protético bem elaborado, com assentamento e adaptação bem firmes, rígidos sobre o abutment, o que proporcionaria ao tecido ósseo a resistência necessária para as cargas funcionais e parafuncionais.

Jemt (1986) apresentou um novo sistema de componente protético denominado CeraOne ou Single Tooth. Este componente possui um desenho que permite: a) um contato máximo entre o titânio puro e o tecido mole; b) A cinta transmucosa fica a um mm intrasulcular, e não fica clinicamente visível, deixando condições confortáveis de estética e de higienização; c) Como todos os componentes são do mesmo material, ou seja, titânio, não existe problema de corrosão; d) Um planejamento da prótese que pode ser cimentada ou parafusada; e) Apresenta soluções protéticas para os casos de distância inter-oclusal reduzida.

Cox & Zarb (1987) relataram que entre as complicações protéticas há um número alto de fraturas das infra-estruturas (12 das 26 infra-estruturas sofreram fratura). Essas falhas foram atribuídas ao tipo de liga e ao desenho da infra-estrutura. O problema foi resolvido com a substituição da liga (liga de prata paládio tipo III para tipo IV) e modificando o desenho da prótese.

Lewis et al. (1988) afirmaram que as restaurações de dentes unitários apresentam um desafio na reabilitação com implantes. Com a utilização deste intermediário “UCLA”, tal procedimento pode prover uma estética e função adequada. Este componente possui, na sua parte inferior, um hexágono interno que se encaixa no hexágono externo da plataforma do implante, fazendo com que o componente não tenha nenhum movimento de rotação. Com a utilização deste componente são eliminados o componente intermediário e o cilindro de liga áurea. O cilindro UCLA plástico é personalizado no modelo de gesso, através de recorte em altura e enceramento para prover uma estrutura de acordo com o dente a ser reabilitado. Posteriormente à fundição do padrão em cera, a cerâmica é aplicada para completar os procedimentos de laboratório. Se bem indicada, esta técnica proporciona um bom resultado estético e menor oportunidade de rotação e afrouxamento do parafuso, quando se compara aos métodos convencionais de conexão de restauração com o intermediário cilíndrico.

Lewis et. al. (1988) desenvolveram uma nova técnica ou método para proceder a restauração: não se usa mais um intermediário entre o implante e a prótese, pois a prótese é instalada diretamente sobre o implante. Com a utilização desta nova metodologia, consegue-se resultados estéticos e funcionais adequados, solucionando problemas também de limite interoclusal. A aplicação desta nova tecnologia em pacientes parcialmente edêntulos requer considerações de alguns fatores interrelacionados. A colocação do implante, em uma posição inadequada, causa resultado danoso à coroa protética. Quando usamos seus componentes para pacientes parcialmente edêntulos, alguns problemas ocorrem, tal como a limitação do espaço interoclusal para comportar o intermediário, o cilindro e a cerâmica da coroa a ser restaurada. Ressalte-se ainda a exposição da margem do intermediário, que permanece supragengival, e o contorno da restauração definitiva, limitada com o uso dos componentes convencionais. A experiência do autor, na fase inicial de fabricação de restauração fixada diretamente no implante requer a utilização de um modelo de gesso, com transferência do implante em posição exata, no qual será encerado o padrão restaurador. O padrão restaurador é um componente pré usinado em plástico, com o nome de “UCLA”, onde é eliminado no processo de fundição. A base interna deste componente é circular para uma melhor adaptação ao implante, diferindo

do contorno hexagonal dos intermediários convencionais, o que limita sua utilização em restaurações unitárias. Isso permite a rotação do componente que não é travado no hexágono do implante. A observação do comportamento clínico foi realizada durante dois anos, em 45 pacientes, com a utilização do componente “UCLA”.

Lewis et al. (1989) desenvolveram uma técnica para solucionar dificuldades de angulações de implantes com a utilização do componente protético UCLA. Os autores discutem o problema do orifício para corrigir pequenas inclinações e a fabricação de coroas telescópicas para as angulações mais severas. O “UCLA” é um componente protético plástico que é conectado diretamente ao implante, eliminando-se, portanto o componente intermediário, fato que proporciona estética, com a emergência da cerâmica subgingivalmente e a possibilidade de corrigir angulações do implante. Quando o implante é instalado com moderada inclinação para vestibular, a restauração fica prejudicada pela localização do conduto de acesso do parafuso de fixação que estará localizado em local indevido. No modelo de gesso obtido com uma moldagem de transferência do implante, podemos corrigir angulações com o enceramento do componente protético “UCLA”, personalizando-o para cada implante.

Angulações severas em implantes múltiplos podem ser compensadas com coroas telescópicas, sendo que, para este caso o

componente “UCLA” deverá ser com base hexagonal, a fim de não permitir movimento durante a função, pois pela constante colocação e retirada funcionam como elemento isolado. O metal utilizado é sempre uma liga de ouro e este, em contato com o titânio, não resulta em problema eletrolítico na cavidade oral. A adaptação do padrão deve ser muito bem determinada no modelo de gesso, e o polimento, realizado cuidadosamente com pasta de diamante para não danificar a adaptação. Afirma o autor que discrepância de 4 a 8 micra tem sido notada na adaptação entre implante e padrão.

Johansson & Palmqvist (1990) avaliaram complicações ocorridas em 49 próteses fixas implanto-suportadas, num período de 9 anos, utilizando o sistema da Nobelpharma. Relataram que a ausência de fratura nos parafusos de ouro pode ser o resultado de boa adaptação das próteses.

Kallus & Bessig (1994) avaliaram a ocorrência de parafusos de ouro e do intermediário soltos após 5 anos da instalação das próteses, e nas próteses confeccionadas em ouro tipo III e com dentes de resina utilizaram componentes do sistema Branemark e tiveram os parafusos de ouro apertados manualmente, com força máxima em seqüência padronizada. Os autores concluíram que parece haver uma correlação clinicamente significativa, entre a desadaptação protética e o afrouxamento

dos parafusos, mas os resultados não são conclusivos, já que as próteses bem adaptadas podem apresentar parafusos soltos e próteses com pobre adaptação também podem ter parafusos bem apertados. As falhas dos parafusos de ouro puderam ser relacionadas com a desadaptação das próteses e considerada dependente do operador de alguma forma.

Lazzara (1994) relatou a vantagem do hexágono externo no momento da transferência, quando este tipo de dispositivo transfere a posição do implante diretamente para o modelo de trabalho, possibilitando uma boa estética e função. O autor concluiu que deve existir uma interação entre o cirurgião, o protesista e o protético, para um melhor planejamento, facilitando a seleção do abutment e, com isto, a construção de uma restauração ideal.

Quirynen et al. (1994) realizaram um estudo, no qual examinaram, *in vitro*, a existência de infiltração microbiana através dos componentes do sistema Branemark. Trinta e dois implantes foram conectados aos abutments com aperto de 10Ncm e foram colocados em meio líquido de cultura à base de sangue e previamente inoculado com microorganismos do meio bucal. A amostra foi dividida de dois em dois grupos, sendo o primeiro composto por 16 elementos imersos parcialmente no líquido, até a altura da metade do abutment, cobrindo a união implante/abutment, e o restante, imerso totalmente para avaliar a infiltração

através da parte superior do componente. Após sete dias de incubação anaeróbica, os microorganismos da parte interna dos implantes foram coletados e incubados em placas de agar sangue em condições anaeróbias.

Microorganismos foram encontrados em ambos os grupos, sendo em maior número naqueles imersos totalmente. A importância clínica deste fato é que a infiltração bacteriana na junção abutment/implante pode ter um papel relevante na ocorrência de peri-implantite nos implantes osseointegrados, contudo, são necessários outros estudos para esclarecer o mecanismo etiológico, bem como o tratamento.

Schulte (1994) realizou estudos sobre níveis de tolerância na manufatura do hexágono externo de seis sistemas de implantes e concluiu que há diferenças consideráveis no controle de qualidade entre eles. Afirma que um bom controle de qualidade permite que problemas sejam prevenidos, tais como fraturas, afrouxamento do parafuso de retenção, contaminação bacteriana e perda de estética.

Bafour et al. (1995) compararam e avaliaram a conexão implante-abutment rosqueado quanto à torção, flexão e fadiga cíclica. Três grupos de implantes, com diferentes desenhos foram testados com seus respectivos abutments para coroa unitária. O grupo 1 foi composto por implantes com hexágono externo de 0,7mm, de titânio comercialmente puro; o grupo 2, composto por implantes com octógono interno de 0,6mm,

de liga de titânio, e o grupo 3, composto por implantes com hexágono interno de 1,7mm de liga de titânio. Todas as amostras foram conectadas em seus respectivos abutments, recebendo 22,6Ncm, conforme os fabricantes. Com carga lateral, os grupos 2 e 3 revelaram concentração de falhas apenas nos abutments, deixando os implantes ílesos.

Estes grupos de hexágono interno, mostraram também uma resistência maior à fadiga que o grupo 1, de hexágono externo, em mais de 50%. O grupo 3 mostrou ser o desenho testado mais efetivo, com maior estabilidade lateral, talvez seja devido ao alargamento de um grau na base do hexágono. Em todos os grupos testados, sob carga acima do limite tolerado, exceto no teste de flexão compressiva, o implante fraturou entre o maior diâmetro da rosca e o menor diâmetro da superfície externa do implante. Os autores concluíram que as diferenças no desenho do implante afetam a resistência e durabilidade dos componentes.

Dixon et al. (1995) desenvolveram um sistema para gerar níveis de forças controlados sobre o complexo implante/abutment/coroa, medindo e registrando os micromovimentos neste complexo. Três grupos de implantes foram criados para esta pesquisa: 10 implantes 4mm x 13mm com hexágono externo (Minimatic); 5 implantes 3,5mm x 10mm e 5 implantes 3,5mm x 15mm com hexágono interno (Spectra Sistem); e 10 implantes 4mm x 13mm com octógono interno (Calcitek Omniloc). Para

cada sistema foram obtidos 5 abutment retos e 5 angulados (Minimatic e Calcitec: 25°, Spectra Sistem:30°) e cada um foi intercambiado a um dos 10 implantes de cada sistema. Estas conexões foram montadas em anéis de 14 polegadas com resina composta fotopolimerizável, cujo módulo de elasticidade de 10,5Gpa era similar ao osso mandibular, simulando, desta forma, as condições orais onde o osso absorve as forças transmitidas à união implante/abutment. Foram aplicadas medidas de torque manuais nos parafusos dos abutment (29Ncm) e, após 10 minutos, cada amostra foi novamente submetida ao mesmo valor de torque.

Três minutos após, a força necessária para soltar cada parafuso de abutment foi registrada. Depois disto, cada parafuso de abutment foi registrado (29Ncm) e, 10 minutos após, foi submetido ao mesmo torque inicial. Cada acesso ao parafuso foi selado com Reprovil, e cada amostra foi colocada sobre uma máquina que gerava uma carga constante. Sondas conectadas em um computador foram montadas em cada lado da porção da coroa em resina, que simulava um primeiro pré molar superior, registrando movimentos rotacionais e de inclinação. A máquina foi calibrada para aplicar uma carga de 26,69N a uma distancia de 2,5mm do centro do parafuso do abutment. O grupo Spectra Sistem exibiu uma média significativa maior de deflexão e rotação que o Minimatic. A quantidade média de torque para soltar os parafusos do abutment foi similar

ou maior no grupo Spectra-System que nos demais. Não houve diferença significativa entre abutment retos e angulados para rotação, deflexão e torque requeridos para soltar os parafusos. Para os autores, as pequenas mudanças no torque requerido para perder os parafusos do abutment não foram grandes o suficiente para causar a perda da união implante/abutment, portanto, não seriam de importância clínica. A separação da união entre as duas partes do abutment que foi observada, em algumas das amostras do abutment angulado Spectra-system, durante a carga, poderia resultar, segundo eles, em irritação do tecido mole, fadiga do parafuso ou ambos.

Engquist et al. (1995) fizeram uma avaliação retrospectiva dos resultados dos implantes de Branemark realizados em dois centros de pesquisa durante o período de 1984-1989. Cinquenta e oito pacientes, com 82 implantes foram observados por dois anos. Além dos implantes standard (25 implantes), foram instalados também 29 implantes auto rosqueantes standart, 19 implantes auto rosqueantes cônicos e 9 implantes auto rosqueantes MK II. Dois tipos de abutments foram usados em poucos casos (8). O terceiro tipo foi usado para a maioria das coroas (58).

O ultimo tipo de abutment (CeraOne) foi usado em 14 casos. Sessenta e seis coroas foram parafusadas às funções através de perfurações de acesso na face palatina. Quatorze abutments CeraOne foram fixados com parafusos de liga de ouro (32Ncm) e as coroas foram, então,

cimentadas com fosfato de zinco. Quarenta e uma coroas foram feitas de porcelana fundida ao metal ou à cápsula cerâmica, e 39 foram de acrílico ou de ouro-acrílico. Dois dos 82 implantes foram perdidos. Um deles (região 45) não estava integrado na conexão do abutment. O outro (região 13) tinha uma área radiolúcida, ao redor da porção apical da fixação, um mês após a conexão do abutment. A média de perda óssea marginal foi de 0,6mm (variação de 4,5 a + 1,0mm) no primeiro ano, e de 0,1mm no segundo ano. Uma perda óssea maior foi observada ao redor de fixações cônicas, concluiu-se que, devido ao curto período de avaliação (1 a 2 anos), o índice de sucesso não foi calculado, entretanto, os resultados para um só dente seriam tão favoráveis como aqueles para a maxila edêntula.

Ericsson et al. (1995) realizaram um estudo em cães, e nele foi verificada reação inflamatória em tecido ao redor dos implantes, utilizando neste estudo, 5 cães. Deles foram removidos os pré-molares e o 1º molar, e, após um período de 3 meses, foram instalados 3 implantes de titânio (Nobelfarma). Os abutments foram colocados após 3 meses e o controle de placa por mais 3 meses. Ao término do período de estudo principal, de 12 meses após instalação dos abutments, os cães foram sacrificados. Os resultados da experiência demonstraram que a mucosa do periimplante, onde os implantes estavam expostos era clinicamente saudável e que o tecido conjuntivo era destituído de células inflamatórias,

notando a presença de microorganismo na parte interna do implante (Traversy & Birek, 1992). Em estudo *in vitro*, notaram um vazamento de fluido e transmissão de *s. sanguis* ao longo da junção entre implante e abutment do sistema da Nobelfarma. Este estudo também confirma dados informados recentemente por Quirynen & Van Steenberghe (1993), que estudaram a presença de micro-organismo na parte interna da fixação de Branemark (Nobelfarma). Os autores observaram que todos os parafusos de fixação abrigavam uma quantidade significante de micro-organismos, tais como células cocoides e espiroquetas.

Haas et al. (1995) relataram que 76 implantes de dentes unitários foram colocados em um período de 6 anos. Dois implantes (2,63%) foram removidos durante todo o período. Todos os outros implantes receberam coroas de dentes unitários, implantados estéticos e funcionais, colocados em abutment único ou em abutment CeraOne. A complicação mais comum observada foi o afrouxamento do parafuso, ocorrida com 12 coroas. Foram apresentados resultados de 76 implantes dentais unitários Branemark colocados durante 6 anos. As estatísticas de sucesso foram analisadas para todos os 76 implantes, e todos os outros parâmetros clínicos (índice de placa simplificado, índice gengival, profundidade de bolsa, mobilidade dental e exame radiográfico) foram completados para 56 implantes em função, por mais de um ano.

A complicação mais comum observada foi o afrouxamento do parafuso. Apesar da margem submucosa da coroa, a mucosite peri-implantar não foi o maior problema. Devido aos resultados clínicos e estéticos favoráveis encontrados no estudo a de implantes para restaurações dentais unitárias pode ser recomendada.

Vidigal Jr. et al. (1995) realizaram um estudo, verificando a interface de conexão implante/abutment através da microscopia eletrônica, onde utilizaram cinco diferentes tipos de implantes em titânio comercialmente puro disponível no mercado brasileiro. BranemarK System TM, Screw-vent, IMZ, TF e SR-Press. Os implantes foram fixados em um suporte, com seus intermediários acoplados. As amostras foram analisadas por meio de Microscopia Eletrônica (DSM-960, Carl Zens), com uma aceleração de 20Kv e a média distância focal de 29mm. O resultado da análise variou de acordo com cada fabricante. O Sr-Press mostrou um gap de 50 μ m e o TF implante mostrou um gap de até 150 μ m, o que facilita o acúmulo de placa bacteriana no meio bucal. O implante Branemark apresentou boa adaptação entre as partes, com gap de 20 μ m. O Screw-vent e IMZ mostraram a melhor adaptação, não apresentando gap entre as partes. Este estudo propõe que a interface entre implante e abutment deve ser considerada da mesma forma que as próteses com término sub gengival, provocando efeitos nos tecido periodontais. Portanto, a adaptação da

interface é importante para evitar o crescimento bacteriano, que causa periimplantite e prejudica a manutenção da osseointegração.

Binon (1996) estudou o hexágono externo de três sistemas de implantes, avaliando a precisão de adaptação dos componentes. A dimensão média entre as faces opostas dos hexágonos dos implantes foi de 2,685 a 2,700 mm. A folga rotacional entre abutment e implante variou de 1,6 a 5,3 graus. Foram avaliados os hexágonos externos de implantes parafusados da Steri-Oss (Hexlock 3,8x14mm), Lifecore 4,9x13mm e Calcitek 3,75x 13mm. Análogos e dois diferentes tipos de abutments Steri-Oss e Calcitek e 3 da Lifecore também foram avaliados.

As amostras de um total de 10 de cada grupo foram analisadas com micrômetro digital com precisão de 1 μ m. A avaliação implante/abutment foi realizada com um transferidor calibrado com precisão de + ou - 0,25°. Os três sistemas de implantes avaliados demonstraram bom padrão de usinagem e a liberdade rotacional variou de 1,6 a 5,3° com o sistema Lifecore, variando de 1,6 a 2,2°; Hexlock, com 2,4 a 2,6°, e a Calcitek, com 3,5 a 5,2°. Esses valores foram melhores quando comparados com a literatura, segundo Binon (1996) que apresentou valores de 4,0 a 6,7°.

Persson et al. (1996) examinaram a microbiota da superfície interna dos componentes de 28 implantes Branemark, em 10 pacientes

parcialmente desdentados que foram tratados com próteses parciais fixas, onde posteriormente os abutments removidos, apresentaram amostras bacterianas das seguintes localidades: área abaixo do anel de silicone no parafuso do abutment e dentro do abutment abaixo do nível do anel de silicone. As amostras foram coletadas com bastão de plástico esterilizado (Quick-stick, Dentinova AB), adaptado com uma bolinha de algodão com 1x1mm. As amostras microbiológicas das superfícies internas de todos os implantes mostraram um crescimento de bactéria muito intenso. A flora era constituída, principalmente, por *Streptococcus facultativos* anaeróbicos, bacilos anaeróbicos Gram-positivos tais como, *Propionibacterium*, *Eubacterium* e *Actinomyces* e bacilos anaeróbicos Gram-negativos incluindo *Fusobacterium*, *Prevotella* e *Porphyromonas*. Todas as amostras obtidas das superfícies internas dos implantes continham grande quantidade de microorganismos. Os tipos morfológicos presentes na maioria das amostras tinham uma distribuição similar àquela descrita por Quirynen et al. (1994). Além disso, a composição da microbiota dentro do sistema de implante estudado tinha muitas características em comum com a flora encontrada em outros pequenos e semi fechados compartimentos da cavidade oral, tais como câmaras pulpares e canais radiculares infectados (Moller et al. 1981; Fabricius et al. 1982).

A maioria das espécies identificadas nas amostras podem ser encontrada também nas bolsas periodontais profundas, em humanos com periodontite (Moore et al. 1991).

Ma et al. (1997) avaliaram a tolerância de usinagem ou ausência de adaptação entre os componentes utilizados em prótese sobre implantes. Através da análise da adaptação horizontal entre intermediário/cilindro de ouro, intermediário/componente de transferência quadrado, os autores puderam observar uma tolerância variando entre 22 e 100 μ m. A diferença de tolerância entre cilindro de ouro/intermediário (23,1 μ m) e replica/cilindro de ouro (37,1 μ m) mostra que a adaptação passiva no laboratório não define uma adaptação passiva clinicamente.

Segundo os autores, embora essa tolerância possa ser vista como desadaptação, a sua magnitude de tolerância também é importante, pois distorções poderão ser suportadas, sem indução de estresse, se esta for menor ou igual aos valores medidos para tolerância. Os autores também sugeriram a inclusão dos valores de tolerância entre os componentes nos futuros estudos de adaptação, já que é uma característica inerente aos componentes em si.

Hagiwara et al. (1997) estudaram a compatibilidade de 3 (três) sistemas de implantes, para avaliar as interfaces implante/intermediário e intermediário/cilindro de ouro. Os resultados das

medidas do desajuste vertical para a interface intermediário/cilindro de ouro na análise intra-sistema foram: 10,12 μ m (3i), 14,31 μ m (Nobelbiocare), 27,15 μ m (Sterioss). Na análise entre-sistemas, a combinação intermediária 3i-cilindro de ouro Nobelbiocare houve um desajuste de 8,67 μ m, e a combinação intermediário Nobelbiocare-cilindro de ouro 3i apresentou um desajuste vertical de 15,62 μ m.

Os autores concluíram que a adaptação dos componentes, tanto na análise intra-sistema como na análise entre-sistema, pode ser considerada clinicamente aceitável, mas uma compatibilidade segura é obtida com componentes do mesmo sistema.

Jansen et al. (1997) relataram que os implantes de 2 (dois) estágios resultaram em fendas e espaços entre implante e abutment, podendo agir como nichos para desenvolvimento de bactérias, com possibilidade de reações inflamatórias nos tecidos periimplantares. As fendas entre implante e componentes protéticos são inevitáveis e seu significado clínico está sob responsabilidade dos cuidados de industrialização e de negligências clínicas. O objetivo deste estudo foi determinar se existem fendas na interface implante/abutment. Foram analisadas 13 (treze) diferentes combinações entre implantes e abutments, in vitro, com penetração de bactéria *Escherichia coli*, observada em 10 (dez) amostras de cada tipo. Todos os sistemas de implantes apresentaram

infiltração e a largura do espaço entre componentes pré-fabricados foram medidas por meio de microscopia eletrônica de varredura e o resultado foi menor que 10 μ m em todos os sistemas.

Keller et al. (1998) compararam, clínica e microbiologicamente, a área que fica com uma prótese com parafuso retida e outra que fica com a prótese cimento retida, e avaliaram a microbiota do periimplante e a microbiota na superfície interna da supraestrutura. Foi pesquisado em 15 pacientes, parcialmente edêntulos, onde instalaram implantes ITI. Foram colhidos materiais da parte mais profunda da bolsa periodontal, da região do sulco dos implantes e da superfície interna do parafuso de retenção da prótese. Oito homens e sete mulheres participaram deste estudo, cuja idade variava de 25 a 82 anos de idade (média de 52 anos). Os pacientes receberam implantes ITI e cumpriram os seguintes critérios de seleção primária: pelo menos 1 implante osseointegrado com parafuso de retenção da supraestrutura, pelo menos oito dentes presentes na boca e nenhum tratamento dentário com profilaxia profissional nos dois últimos meses. No presente estudo encontraram uma colonização microbiana nas áreas aonde foram colhidas as amostras. Outros autores acharam a presença de bactérias em superfícies internas de implantes de diferentes desenhos. As bactérias mais populosas eram GRAM+, principalmente varas facultativas, anaeróbicas e cocos. Estes resultados

coincidem com Persson et al. (1996) e Quirynen & Van Steenberghe (1993). A conclusão deste estudo foi: microgap entre abutment e parafuso de retenção das próteses dos implantes ITI foram colonizados por bactérias; a composição da microflora na região do sulco periimplantar é influenciada pela flora dental; o tipo de fixação é de pequena influência microbiológica ou parâmetros clínicos.

Kano et al. (1998), baseados na constante preocupação existente quanto à adaptação passiva dos intermediários protéticos e próteses sobre implantes, elaborou um estudo com o objetivo de avaliar essas interfaces, utilizando componentes de um mesmo sistema e combinações de componentes de sistemas diferentes. Para tanto foram utilizados seis sistemas de implantes compatíveis: 3i, Lifecore, Conexão, Implamed, Nobelbiocare e Napio. Após a adaptação dos mesmos, o aperto dos parafusos foi padronizado em 20Ncm com auxílio de um torquímetro eletrônico.

Os resultados da análise intra-sistema, após a leitura em microscópio, não foram estatisticamente significantes entre os sistemas em relação ao desajuste (médio de 7,85um), mas o melhor ajuste foi encontrado para os sistemas Nobelbiocare (94,44%) e Implamed (90,27%), seguidos dos sistemas Lifecore (33,33%) e 3i (26,38%). Após as análises

entre-sistemas, o autor sugere que nem todas as combinações podem ser consideradas compatíveis.

Goodacre et al. (1999) relacionaram os tipos de complicações clínicas existentes em próteses sobre implantes e a frequência de suas ocorrências, no período de 1981 a 1997. Foram incluídas overdentures, próteses fixas múltiplas e próteses fixas unitárias. As avaliações quanto às perdas foram realizadas, levando-se em consideração o período de perda (antes ou depois da colocação da prótese) e o local do implante (maxila ou mandíbula). Estas considerações não foram válidas para as próteses unitárias. Os resultados encontrados foram: Prótese fixa total: 9,8% na maxila e 2,7% na mandíbula; Overdentures; 21,3% na maxila e 5% na mandíbula; Próteses parciais fixas: 6,6% de perda para a maxila e 6,2% de perda para a mandíbula; Coroas unitárias apresentaram 2,7% de perda. Para estas o número maior de perdas correspondeu à fase pós protética. As análises estatísticas mostraram que o maior número de perda correspondeu ao primeiro ano de uso das próteses, e essa perda decresceu até o terceiro ano de controle. Para a fase pós protética, os autores citam como elementos responsáveis pelas perdas as situações desfavoráveis de carga e a falta de adaptação das próteses.

As complicações mecânicas encontradas foram: a perda e fratura dos parafusos, fratura dos implantes e fratura de próteses. O índice

de fratura de parafusos tem sido maior para a região de pré-molares e molares que na região anterior. Estudos anteriores mostram um índice de fratura de parafusos de 1 a 38% e esse índice diminuiu na medida da troca dos parafusos de titânio pelo de ouro, atingindo uma maior pré-carga durante os torques aplicados.

Gross et al. (1999) afirmaram que a microinfiltração pode ocorrer na interface implante/abutment, provocando odor desagradável e inflamação nos tecidos periimplantares. Foram avaliados cinco sistemas de implantes, variando a condição de torque no aperto do parafuso de fixação do abutment. Em todos os sistemas verificaram a presença da microinfiltração. Houve também variação de sistemas e torque de aperto. O aumento de torque de 10Ncm para 20Ncm, diminuiu significativamente a microinfiltração em todos os sistemas. A análise de variância mostrou interação significativa entre torque e microinfiltração. Os resultados indicam que fluidos e pequenas moléculas são capazes de passar através da interface implante/abutment nas condições estudadas. Presume-se que fluidos, subprodutos bacterianos e nutrientes necessários para o desenvolvimento bacteriano possam passar através do gap, contribuindo, em parte, para as observações clínicas de odor e periimplantite. A mobilidade do componente, no momento funcional, agrava a infiltração pelo afrouxamento do parafuso do abutment.

Abrahamsson et al. (1999) estudaram a resposta do tecido periimplantar em implantes de titânio submergidos (2 fases) e não submergidos (1 fase). O resultado da presente experiência foi que tanto nos casos de implantes submersos como implantes não submersos tiveram características semelhantes, tais como: altura da mucosa, comprimento do epitélio juncional e a área de contato entre a instalação e o osso circunvizinho, como também a densidade óssea do osso periimplantar não se diferenciaram entre implante submerso e implante não submerso. Esta observação está de acordo com Gotfredsen et al. (1991) que compararam tecidos adjacentes em implantes ITI submergidos e não submergidos.

Sartori et al. (2000) pesquisou, comparativamente, a interface que se estabelece entre intermediários do tipo estético e os componentes com os quais se executam as próteses de algumas empresas que os fabricam em ouro e de outras que fabricam os cilindros em plásticos. A análise inicial revelou interfaces com média de 5,7 μ m (Nobelbiocare); 9,16 μ m (3i), 10,49 μ m (Conexão usinada em ouro); 17,82 μ m (Carbontec em plástico) e 19,38 μ m (Conexão em plástico). Após os procedimentos de laboratório, as medidas variavam de 5,8 a 20,4 μ m, quando os cilindros de ouro foram trabalhados com as diversas ligas, as matrizes plásticas receberam tratamento similar, as medidas foram de 23,10 μ m a 141 μ m. Os resultados mostram que os cilindros de plásticos não

apresentam resultados similares aos obtidos com os cilindros de ouro e, componentes fabricados por diversas empresas, apesar de possuírem o mesmo formato, podem apresentar medidas de interface com diferenças estatisticamente diferentes. Com bases nos dados expostos, conclui-se que: existem interfaces de magnitudes diferentes entre componentes de diferentes empresas, e os procedimentos laboratoriais introduzem modificações na interface estabelecida pelo processo de fabricação, em maior ou menor magnitude. Os cilindros pré-fabricados em ouro têm melhor comportamento e são menos susceptíveis à variabilidade técnica. As matrizes plásticas não fornecem resultados equivalentes aos obtidos com cilindros de ouro.

Piattelli et al (2001) observaram que, em implantes com abutment retidos por parafusos, as bactérias podem penetrar dentro da cavidade interna do implante como consequência de vazamento à interface do implante/abutment. Uma possibilidade para melhorar esta situação seria a adoção de abutment cimentado. A infecção bacteriana pode interferir com o processo da osseointegração durante a fase de cicatrização e pode provocar a periimplantite. A flora bacteriana existente no sulco periimplantar é a mesma da flora existente no sulco dental. Neste estudo foram utilizados 2 sistemas de implantes: um com abutment cimentado denominado CRA e um com abutment parafusado denominado SRA. Os

resultados mostraram que, em todos os casos de implantes CRA, não se observou nenhuma infiltração nem fluida nem bacteriana, mas nos casos de implantes SRA, todos eles apresentavam infiltração de fluidos e bactérias dentro da cavidade interna de cada implante. A migração bacteriana é facilitada pela presença de um microgap que sempre se forma quando se utiliza abutment retido por parafuso.

Guimarães et al. (2001) considerando a importância de uma longevidade maior dos implantes osseointegrados e da necessidade de se obter a melhor adaptação possível entre a base do implante e pilar protético, realizou uma revisão de literatura sobre a importância do perfeito ajuste entre esses dois componentes, suas implicações biomecânicas, funcionais, biológicas e clínicas e, ainda, realizou um levantamento dos diferentes métodos para estudo dessa interface de união.

A margem da união implante/abutment é tida, hoje, como uma área de muita importância, devido, principalmente, à localização do microgap. Essa união, dependendo de seu tamanho, pode levar à perda da reabilitação protética. O desajuste entre a base do implante e o pilar protético, e a falta de adaptação passiva entre a prótese e os pilares podem levar a fraturas, tanto dos componentes protéticos quanto do parafuso do pilar ou do próprio implante; pode também levar à distribuição inadequada das forças ao osso de suporte, ao acúmulo de placa bacteriana e até mesmo

à perda da osseointegração. Foram usados muitos métodos para analisar a adaptação entre o abutment e o implante. Exames radiográficos dão nos somente a informação de duas dimensões, sendo um método efetivo para avaliação longitudinal da perda de osso e também para medir o ajuste marginal implante / abutment (Plotnick et al, 1978; Hollender & Rockler, 1980). A análise de microscopia de elétron esquadrihado é outro método efetivo para verificar o desajuste entre componentes do sistema, porém, este método não é viável para aplicação clínica. Binon (1995) achou uma distância de cerca de 49 μ m após fazer um esquadrihamento de elétrons para o sistema Branemark. Este resultado era totalmente diferente do achado por Jansen et al. (1997). Ele mediu a distância em 5,0 μ m. Essa diferença existe porque Binon mediu o abutment, incluindo sua extremidade arredondada que não influencia na interface entre implante e abutment, onde ocorre a penetração bacteriana.

Segundo Gratton et al. (2001), as cargas clínicas podem resultar em micromovimentação e fadiga metálica em junções aparentemente estáveis. Foram utilizadas 15 restaurações de ouro, unitárias com abutments UCLA, e foram testadas quanto à movimentação e fadiga mecânica da junção parafusada quando da variação da pré-carga aplicada ao parafuso do abutment. Para medir a tensão e micromovimentação do parafuso foi utilizado um dispositivo de metal liquido de medidor de

tensão, disposto a uma certa distância da interface do parafuso, evitando qualquer alteração nesta área. Os resultados desse estudo sugerem que a pré-carga baixa de 16Ncm, embora possa proporcionar uma aceitável adaptação de interfaces, esses valores devem ser reconsiderados. Os autores citam que durante a função há formação de microgaps, predispondo à inflamação da área periimplantar. Neste trabalho são feitas citações de que a fratura do parafuso não ocorreu até uma média de cinco milhões de ciclos com parafusos apertados em 30Ncm e, quando foram utilizados no torque 20Ncm, a perda ocorreu aos 357 e 162 ciclos. Neste estudo, aumentando a pré-carga para 48Ncm, obtiveram uma significativa diminuição da micromovimentação. Os autores concluíram que, aos 100.000 ciclos, a micromovimentação foi constante e permaneceu constante.

Hermann et al (2001) estudaram a influência do tamanho do microgap na mudança do nível da crista óssea e verificaram que a perda do nível ósseo está influenciada significativamente por causa de possíveis movimentos existentes entre o abutment e a plataforma de assentamento do implante, mas não pelo tamanho do microgap. Assim, uma perda significativa de osso da crista acontece em configurações de implantes de 2 peças com microgap < de 10 μ m em combinação com possíveis movimentos entre os componentes de implantes. Uma das conclusões deste estudo experimental foi de que em toda configuração de implantes de 2

peças, o grau de perda de osso da crista depende significativamente do local da interface em relação à crista do osso. Foi verificado que ocorreu uma perda mais severa da crista óssea e um grau mais severo de inflamação na região periimplantar quando a interface foi posicionada 1mm abaixo da crista óssea. Menor perda óssea e menos inflamação foram verificados quando a interface abutment/implante foi colocada no nível da crista óssea e quando a interface situava-se acima da crista óssea, não se verificou perda óssea.

Tsai et al (2001) tiveram como propósito de estudo determinar se a presença ou ausência de um microgap no osso alveolar alteraria o infiltrado de células inflamatórias adjacentes a implantes de 1 peça e de 2 peças. Foram utilizados, neste estudo, cinco cães da raça foxhound, com três tipos diferentes de abordagem. Implantes de duas peças foram colocados na crista óssea alveolar, onde um tipo estava coberto durante três meses antes da colocação do abutment (submergido) e o outro tipo teve ambas as partes conectadas imediatamente (não submergido). Na terceira abordagem, um implante de uma peça foi utilizado, e após seis meses da colocação inicial, os cães foram sacrificados e os tecidos preparados para a histomorfometria. Observaram que as células inflamatórias eram neutrófilos. Além disso, este estudo conclui que em casos de implantes de 2 peças, estando eles submersos ou não, existe a

presença de células inflamatórias em número muito maior que em implantes de 1 peça. A ausência de um microgap em um implante de 1 peça é associada a uma significativa redução de infiltrado de células inflamatórias.

Keson et al (2001) utilizaram neste estudo 7 diferentes abutments com seus respectivos parafusos de fixação: abutment Standart da Nobelbiocare, abutment Estheticone da Nobelbiocare, abutment Miruscone da Nobelbiocare, abutment Post de Titânio da 3i implant innovation, abutment Ceraone da Nobelbiocare, abutment de ouro da Nobelbiocare e abutment Tiadapt da Nobelbiocare. No abutment Standart foi dado um torque de 60.0Ncm; no abutment Estheticone ou cônico foi dado um torque de 41.2Ncm; no abutment Miruscone foi dado um torque de 44.0Ncm; no abutment post de titânio foi dado um torque de 32.9Ncm, no abutment Ceraone foi dado um torque de 143.1Ncm; no abutment cilindro de ouro foi dado um torque de 68.6Ncm e; por ultimo, no abutment Tiadapt foi dado um torque de 145.6Ncm. Na análise de variância, encontraram diferença significativa entre os sistemas de abutment ($P < .001$) e entre as chaves de torque rápidas ($P < .001$). Geralmente o desejo de um ajuste passivo de prótese fixa sobre implantes é reconhecido.

Em longo prazo, vários estudos observaram complicações protéticas, como: falha no parafuso de fixação, fraturas de cilindros de ouro

e fratura de implante. Este estudo mostrou que o parafuso em comum à interface do implante/abutment pode ser mensurado por medidas de tensão que usam um procedimento de calibração.

Segundo Sahin & Cehreli (2001) o assentamento passivo é sinônimo de passividade ideal e, com a tecnologia atual, pode-se concluir que passividade absoluta não foi ainda alcançada. Complicações protéticas, como perda e/ou fratura dos parafusos de retenção, fratura dos parafusos do abutment e da supra-estrutura têm sido documentadas e podem ser relatadas como uma adaptação pobre implante/abutment. Contudo, não há um estudo longitudinal clínico registrando que as perdas desses componentes possam ser atribuídas ao desajuste da estrutura especificamente clínica, pois uma aceitável adaptação marginal não é sinal de assentamento passivo. Citaram ainda, que um torque pode ser anulado quando conectamos uma estrutura imperfeita ao abutment.

Algumas distorções podem chegar em um nível de desadaptação marginal de 500 μ m e não ser detectadas pela sonda exploradora, e citam também, que as respostas biológicas são semelhantes tanto para desadaptações de 38 μ m como 345 μ m.

Carvalho et al. (2002) avaliaram, neste estudo, o assentamento dos componentes protéticos do tipo GOLD UCLA à plataforma do implante e UCLA em teflon, fundidos em liga níquel-cromo-

titânio. As próteses sobre implantes osseointegrados requerem, como requisito básico para a manutenção da osseointegração, um planejamento protético que permitam o assentamento passivo de seus intermediários protéticos aos implantes, favorecendo a manutenção da estrutura unificada prótese-tecido ósseo-implante (Skalak, 1983; Adell, 1990). Na atualidade, contamos com inúmeros componentes protéticos utilizados, não somente para as próteses fixas múltiplas, como também para as unitárias.

As mensurações obtidas neste trabalho resultaram em pontos favoráveis aos intermediários GOLD UCLA em relação às fundições, o que, de certa forma, são as mesmas obtidas por Weinberg (1993). Os pilares protéticos GOLD UCLA apresentaram os melhores resultados de adaptação à plataforma do implante. Os pilares protéticos UCLA calcináveis, fundidos em TILITE, apresentaram resultados de adaptação à plataforma do implante inferiores ao grupo GOLD UCLA. Os pilares protéticos UCLA calcináveis, fundidos em TITANIO cp, apresentaram resultados inferiores aos grupos GOLD UCLA e ao grupo fundido em TILITE.

Barboza et al. (2002) observaram o nível da crista óssea adjacente para implantes submergidos e expostos durante a fase curativa, sendo que neste estudo foram instalados implantes bilaterais na mandíbula de 10 pacientes, durante 4 meses. Foram obtidas culturas dos locais dos

implantes expostos. Todos os pacientes apresentaram perda do osso da crista nos implantes que ficaram expostos, em comparação aos implantes submersos. Na maioria dos locais onde foi realizada a coleta, encontraram, principalmente, *Prevotella sp*, *Streptococcus beta-hemoliticus* e *Fusobacterium sp*. Devido à exposição dos implantes, ficou mais propício o acúmulo de placa bacteriana, principalmente na região microgap, favorecendo a reabsorção da crista.

King et al. (2002) realizaram um estudo radiográfico longitudinal para determinar se o tamanho da interface implante/abutment ou microgap seria determinante para ocorrer perda de osso da crista. Vários tamanhos de microgap foram analisados (<10µm, 50µm, 100µm). Estas interfaces situaram a 1mm sobre a crista óssea alveolar. Nessa posição, independente do tamanho do microgap, o nível de reabsorção óssea foi o mesmo. A reabsorção da crista óssea observada era o equivalente a normalidade. Apenas os implantes de 2 peças tiveram uma perda óssea mais acentuada nos 2 meses iniciais em relação aos implantes de 1 peça e que no 3º mês, a reabsorção da crista óssea, tanto nos implantes de 2 peças quanto nos implantes de 1 peça, não havia valores significativos; sugerindo que a estabilidade da interface entre os componentes ocorra durante este período.

Todescan et al. (2002) tiveram o propósito de identificar a dimensão de tecido macio em implantes de duas fases. Utilizaram quatro cães, com seis implantes cada um, neste estudo. Os implantes foram instalados (1) 1mm acima da crista óssea sem countersink (2), no nível da crista óssea, conforme o recomendado pelo fabricante (3), e 1mm abaixo da crista óssea com countersink. Os implantes ficaram submersos durante três meses antes dos abutments serem instalados. Os resultados deste estudo foram que no grupo I e II a largura biológica foi de 2,8 a 2,9mm; considerando que o grupo III apresentou uma largura biológica de 4,4mm.

Um padrão semelhante foi achado para tecido conjuntivo no grupo III (1,6mm), portanto, maior que os grupos I e II (1,1mm e 0,9mm respectivamente). Todavia, olhando para a distância dos abutments da margem da crista óssea, o grupo III (1,7mm) teve menor distância que o grupo I (2,5mm) e II (2,3mm). Os autores relatam que não houve nenhuma inflamação significativa ao redor de qualquer dos implantes.

Ding et al. (2003) utilizaram, neste estudo, o cone Morse do sistema ITI, com modificação interna de 8°, chamada de synOcta 2, e concluíram que não houve diminuição significativa de força na conexão do implante com o abutment, frente às cargas mastigatórias.

Assenza et al. (2003) estudaram a remodelação da crista óssea em implantes submersos e não submersos. Os resultados prévios

apontam que a reabsorção da crista óssea depende do local onde se encontra o microgap e está presente ao redor de tipos diferentes de implantes dentais. Foi mostrada uma perda de 2mm nos implantes submersos de duas peças, dependendo do local do microgap e que o mínimo de reabsorção acontecerá com implantes não submersos de uma peça. Os mecanismos precisos da reabsorção de osso ao redor dos implantes não são completamente conhecidos. A perda de osso pode se relacionar com o desenho do implante, a densidade óssea, o trauma cirúrgico à inserção do implante, sobrecarga oclusal, interrupção do suprimento sanguíneo ou o desenvolvimento de um biofilme bacteriano patogênico. Hoshaw et al. notaram reabsorção óssea aumentada ao redor do colarinho dos implantes ativados, e sugeriram que a reabsorção da crista óssea observada seria em decorrência de uma sobrecarga e trauma do osso que está apoiando o implante. Outros investigadores informaram que a perda óssea ao redor dos implantes estaria relacionada às tensões excessivas que sobrecarregam o osso. Os autores deste estudo não concordam que a reabsorção do osso periimplantar esteja relacionada com o fato de ativar o implante. Nenhum dado estatístico aponta diferenças significantes na quantidade de perda óssea em implantes ativados ou não.

Broggini et al. (2003) avaliaram, histomorfometricamente, o tempo da conexão do abutment e a influência do microgap. Foram

instalados 3(três) desenhos de implantes nas mandíbulas de cães. Os implantes de 2 peças foram colocados na crista óssea alveolar e os abutments foram colocados imediatamente após a cirurgia (não submersos) ou três meses depois (submergido). O terceiro implante era de uma peça.

Os tecidos intersticiais foram analisados, sendo que os dois implantes de duas peças apresentaram resultados de reação de células inflamatórias, aproximadamente 0,50mm para coronal em relação ao microgap, sendo neutrófilos polimorfonucleares e leucócitos. Nos implantes de uma peça não se notou nenhuma reação, mas houve maior perda do osso em ambos os implantes de duas peças em relação aos implantes de uma só peça. As amostras utilizadas eram compostas de três diferentes desenhos: duas peças submersas; duas peças não submersas e uma peça não submersa. Essas espécies de implantes foram obtidas de um estudo maior realizado por Hermann et al., 1997, que seguindo a aprovação do protocolo de estudos do Comitê e Instituto de Cuidados Animais (Universidade de Texas Centro de Saúde e Ciência em San Antonio), criaram vários desenhos experimentais (todos com ataque ácido em sua superfície). Os implantes foram instalados na mandíbula edêntula de 5 cães da raça foxhound. Cada tipo de implante foi colocado em duplicidade em cada animal, sendo uma instalação do lado esquerdo e outra do lado direito do animal. O controle de placa químico e mecânico foi realizado 3 vezes

por semana, com uma escova de dente macia e gel de clorexidina a 0,2%. Os abutments foram instalados, na cirurgia inicial, nos implantes de duas peças não submersos e, 3 meses depois, nos implantes de duas peças submersos. Após 6 meses da colocação dos implantes, as peças foram preparadas conforme descrita por Schenk et al. 1984.

Baseados nos resultados obtidos, Brogini et al. (2003) levantaram a hipótese de que a existência de um microgap pode proporcionar um acúmulo de bactérias onde haverá um crescimento em seu número. Por um fenômeno denominado chemotaxia, estimulará o acúmulo contínuo de neutrófilos, além de células mononucleares. A combinação e ativação das células contínuas inflamatórias promovem o crescimento e a formação de osteoclastos que provocarão a reabsorção óssea.

Lang et.al (2003) utilizaram o abutment procera com parafusos de retenção, em conjunto com outros sistemas de implantes, para verificar a adaptação do encaixe do hexágono interno do abutment procera e o hexágono externo dos implantes. Para este estudo foram utilizados os implantes das marcas comerciais: Branemark Sistem, Lifecore Restore, Implant Innovation, SternGold Implamed, Paragon Taper-lock.

Foram feitas mensurações diretas do hexágono interno em relação à superfície de cada abutment Procera, e o hexágono externo em relação à superfície dos implantes. Além disso, foram realizadas

mensurações radiográficas imediatamente após o apertamento com 32Ncm determinado para a precisão de assentamento entre o abutment Procera e a plataforma de assentamento dos implantes. Neste estudo, chegou-se à conclusão de que o abutment Procera obteve uma adaptação de assentamento muito boa em todos os sistemas de implantes utilizados, e tal abutment pode ser considerado uma referência para aplicação universal entre os sistemas de implantes estudados.

Piatelli et al, (2003) levantaram a hipótese de que há necessidade de uma certa largura de gengiva presente em volta do abutment/implante, proporcionando proteção a esse conjunto, haja vista que, quando não há essa largura de tecido, ocorre reabsorção óssea em decorrência disso. Foram realizados 3 estudos em macacos, avaliando a resposta para implantes quando ativados num período mais cedo; implantes ativados imediatamente, e por fim; implantes inseridos imediatamente após a exodontia. Nesses estudos, 108 implantes foram colocados e histologicamente avaliados. Desses implantes instalados e examinados, 40 foram instalados na mandíbula e escolhidos para o presente estudo. Eles foram selecionados em virtude da característica do osso cortical mandibular ser melhor para avaliar o nível da crista óssea preexistente. Os implantes foram divididos em 3 grupos: grupo 1: implantes inseridos em 1 a 2mm da crista óssea alveolar (15 implantes); grupo 2: implantes inseridos no nível

da crista óssea (12 implantes); grupo 3: implantes inseridos em 1 a 1,5mm abaixo da crista óssea (13 implantes).

Os micromovimentos entre abutment e implante, além da contaminação microbiana, parecem influenciar na reabsorção da crista óssea. Nesses experimentos, nenhum infiltrado inflamatório ou reabsorção óssea foi observada nos implantes do grupo 1. No grupo 2, um infiltrado inflamatório no nível do microgap, e perda de osso vertical em torno de 2,1mm estavam presentes. No grupo 3, a perda de osso vertical foi maior, em torno de 3mm e um infiltrado inflamatório estava presente na região de periimplante. Os resultados também demonstram que a remodelação óssea não depende da carga imediata e nem de inserção imediata pos extração.

Weng et al. (2003) verificaram o nível de reabsorção óssea por radiografias, durante 6 meses, em dois sistemas de implantes diferentes em animais. Após três meses da extração do dente, foi instalado, em oito cães, um implante de hexágono externo (3,75 x 8,5mm TiUnite, Nobelbiocare) e, ao seu lado, foi instalado um implante com cone Morse (3,5 x 8,5mm Ankylos Friadent). Os implantes foram instalados 1,5mm abaixo da crista óssea. Após três meses, os implantes foram cirurgicamente expostos e os abutments colocados. Radiografias unificadas foram tiradas imediatamente após a colocação do abutment e, depois controladas mensalmente. Após seis meses, os níveis de reabsorção da crista óssea

havia diminuído e, logo depois de um mês, essas diferenças já eram notadas. Dentro dos limites deste estudo, em animais, concluíram que os desenhos diferentes do microgap têm influência significativa na reabsorção do nível da crista óssea para mais ou para menos. Isto é de interesse clínico especial sempre que implantes forem instalados abaixo da crista óssea por razões estéticas.

Valle et al. (2003) analisaram a precisão do ajuste entre intermediários e estrutura protética, sendo um fator importante a ser considerado nas próteses sobre implante. Verificaram o desajuste da interface intermediário/cilindro de ouro, *in vitro*, em função da aplicação da porcelana. Através da análise dos dados obtidos, diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,001$) foram encontradas entre as fases analisadas, em relação ao ajuste obtido entre intermediário/cilindro de ouro, sendo que os desajustes maiores foram encontrados na aplicação do opaco ($x = 14,01\mu\text{m}$) e aplicação da porcelana ($x = 11,84\mu\text{m}$), revertendo-se, parcialmente, na vitrificação ($x = 9,47\mu\text{m}$), e aproximando da fundição ($x = 5,79\mu\text{m}$).

Joly et al. (2003) analisaram a existência de fendas em componentes de implantes de dois estágios e de um estágio. Os espécimens foram montados em stubs e analisados em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Nos implantes de dois estágios, os intermediários foram

adaptados ao hexágono externo e travados com parafuso, com torque definitivo de 20N/cm. Nos casos dos implantes de um estágio, foram utilizados intermediários sólidos que foram adaptados e fixados por travamento flexional, com torque definitivo de 30N/cm. A grande diferença entre estes sistemas relaciona-se com a localização da fenda entre os componentes secundários. Nos implantes de dois estágios, as fendas estão localizadas no nível ou abaixo da crista óssea alveolar e nos tecidos moles, facilitando a disseminação da contaminação bacteriana. A extensão média da fenda foi em torno de $3,89 (\pm 0,36\mu\text{m})$ nos implantes de dois estágios. Esses resultados são condizentes com Piatelli et al., que encontraram variações entre $2\mu\text{m}$ e $9\mu\text{m}$ neste tipo de implante. Devido ao gap existente, a presença de problema inflamatório na região da crista óssea proporcionará uma reação no tecido ósseo, fazendo que o mesmo sofra um processo de reabsorção óssea ao seu redor. A partir desse momento, problemas periimplantares poderão se instalar na região e causar a perda do implante.

3 Proposição

15.0kV

50.0 μ m

3 Proposição

O objetivo deste trabalho foi avaliar, por meio da Microscopia Eletrônica de Varredura, a interface existente entre a plataforma dos cinco sistemas de implantes -AS Technology, Conexão, Neodent, Stergold Implamed e 3i Implant Innovation - e de seus respectivos abutments.

4 Material e Método

15.0kV

50.0 μ m

4 Material e Método

Este trabalho foi desenvolvido no Departamento de Cirurgia e Clínica Integrada da Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba-Unesp da “Universidade Julio de Mesquita Filho”, com o apoio do Instituto de Pesquisas Tecnológicas (IPT-Universidade de São Paulo) e do Instituto de Pesquisa e Experimentos Industriais (IPEI-Faculdade de Engenharia Industrial-São Bernardo do Campo).

Para este estudo foram utilizados os sistemas de implantes nacionais e importados que apresentam grande consumo no Brasil (Figuras 1 e 2), oriundos das seguintes empresas:

- 1) AS Technology¹ - Implante Titanium fix
- 2) Conexão² Sistema de Prótese - Implante Conexão
- 3) Neodent³ Implante Osteointegrável - Implante Neodent
- 4) Sterngold Implamed⁴ - Implante Implamed
- 5) 3i Implant Innovations⁵ - Implante 3i

¹ AS Tecnología - São Jose dos Campos - São Paulo

² Conexão Sistema de Prótese - São Paulo - São Paulo

³ Neodent Implante Osteointegrado - Curitiba - Paraná

⁴ Sterngold Implamed - Attleboro - Boston - USA

⁵ 3i Implant Innovation - West Palm Beach - Miami - USA

Seleção da amostra

4.1) Implantes:

Todos os implantes são do tipo Standart (liso), com comprimento de 13mm, largura de 3,75mm com plataforma protética de 4,1mm e hexágono externo.



FIGURA 1 - Da esquerda para a direita: implantes das marcas AS Technology (Titanium fix), Conexão, Neodent



FIGURA 2 - Da esquerda para a direita: implantes das marcas Sterngold Implamed e 3i Implant Innovation

4.2) Componentes protéticos:

Foram utilizados três tipos de componentes protéticos: CÔNICO, GOLD UCLA, MULTI UNIT, de plataforma padrão 4.1mm, com sistema antirotacional, de hexágono externo e parafuso de fixação em titânio.

4.2.1) Componentes das marcas Conexão, Neodent e Titanium fix (Figuras 3, 4 e 5)

3 marcas comerciais participaram deste estudo cedendo 2 abutments cônicos, 2 abutments gold ucla e 2 abutments mult unit. Os componentes protéticos, utilizado neste estudo estão citados a seguir (Figuras 3, 4 e 5) :



4.2.2) Componentes das marcas Sterngold Implamed e 3i Implant Innovation (Figuras 6 e 7).

As empresas Sterngold Implamed e 3i Implant Innovation participaram deste estudo, fornecendo 4 unidades de componentes protéticos, pois elas não possuem o abutment mult unit. Os componentes protéticos utilizados neste estudo estão citados a seguir (Figura 6 e 7).



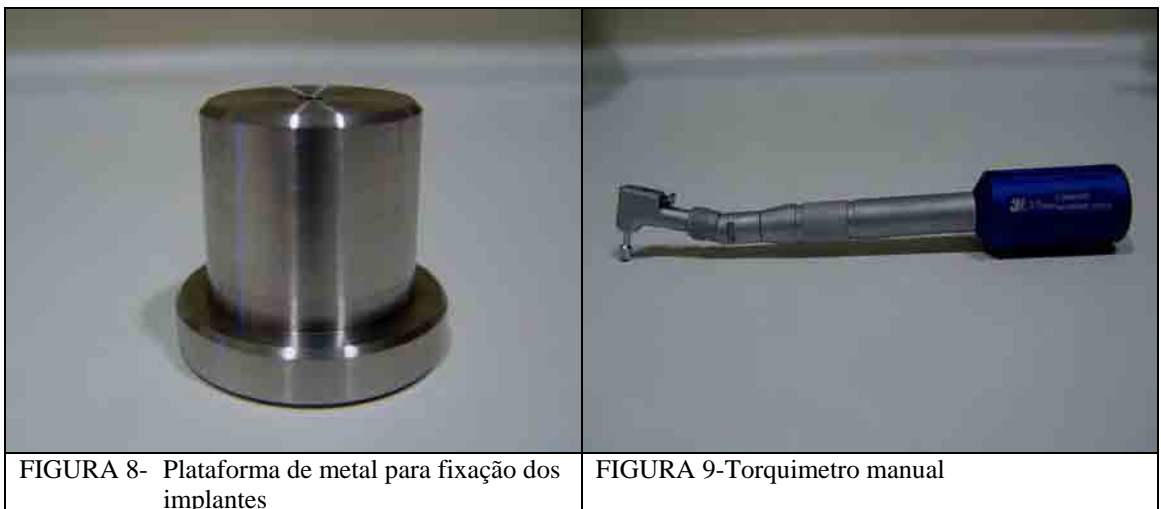
Assim, os grupos Conexão, Neodent e Titanium fix forneceram 6 implantes, sendo 2 implantes conectados com abutments cônicos, 2 implantes conectados com abutments gold ucla e 2 implantes conectados com abutments mult unit. Os grupos Sterngold Implamed e 3i Implant Innovation forneceram 4 implantes, sendo 2 implantes conectados com abutments cônicos e 2 implantes conectados com abutments gold ucla.

4.3) Montagem dos implantes aos abutments

A montagem dos implantes aos abutments foi realizada utilizando uma plataforma metálica maciça, desenvolvida para fixar o implante (Figura 8), possuindo dois furos, situado na sua parte superior e o outro na sua parte inferior, para fixar o implante.

A partir daí, um torquímetro⁶ (Figura 9) foi utilizado para fixar os abutments nos respectivos implantes com torque de 20Ncm.

⁶ torquímetro manual de 20 Ncm, marca 3i Implant Innovation – West Palm Beach, USA



4.4) Instalação do abutment ao implante

4.4.1) Os implantes foram estabilizados e fixados na plataforma metálica e os abutments instalados (Figuras 10, 11 e 12), com um torque de 20Ncm.



4.5) Preparo das peças

Inicialmente, cada implante foi mensurado com paquímetro digital (Figura 13) para a obtenção de seu diâmetro e, em seguida, cada conjunto de implante/abutment foi colocado no equipamento para inclusão das peças (Figura 14).



FIGURA 13-Medição da amostra com paquímetro

FIGURA 14-Equipamento para inclusão das peças

As imagens a seguir mostraram o implante posicionado na plataforma para inclusão das peças (Figura 15) e a base sendo elevada para câmara de aquecimento (Figura 16).

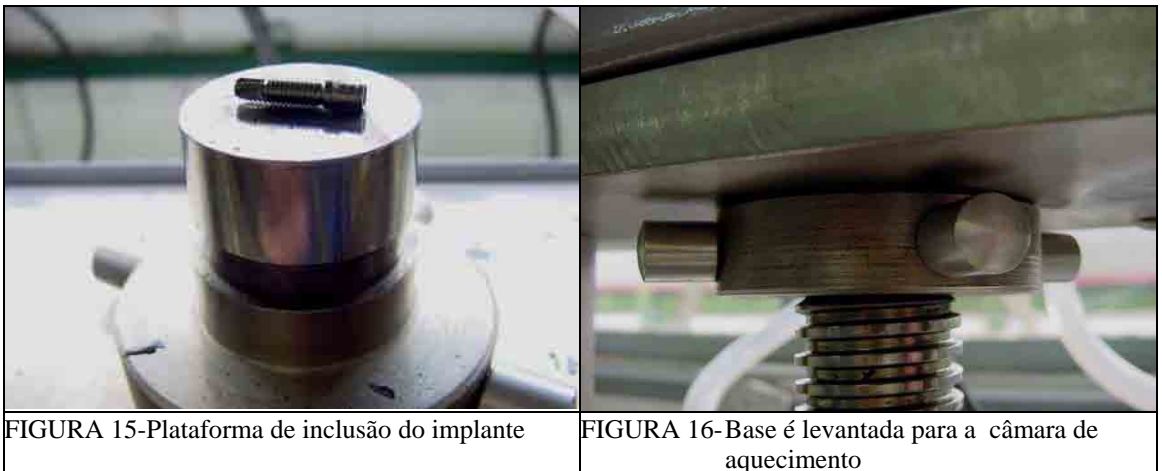


FIGURA 15-Plataforma de inclusão do implante

FIGURA 16-Base é levantada para a câmara de aquecimento

Os implantes foram observados através de um orifício, a fim de verificarmos seu posicionamento para a inclusão (Figura 17). O baquelite em pó foi colocado dentro da câmara de aquecimento (Figura 18).



FIGURA 17-A amostra é inspecionada pelo orifício



FIGURA 18-O Baquelite em pó é colocado para dentro da câmara

O pino central foi deslocado (Figura 19) e, depois, o processo de bombeamento foi iniciado até se chegar em uma pressão de 10 a 15 kgf (Figura 20).



FIGURA 19-Pino é posicionado para local central da câmara de aquecimento



FIGURA 20-Operador eleva a pressão da câmara, de 10 a 15Kgf

A base do equipamento foi abaixada e a amostra foi conduzida para dentro da câmara de aquecimento, girando-se a manopla (Figura 21), para a retirada da amostra (Figura 22).



FIGURA 21- Remoção da base para expor a amostra, girando a manopla



FIGURA 22- Retirada da amostra da câmara

As amostras foram preparadas com disco de lixa (Figura 23) e o polimento foi feito com diamante em pó de 6 μ m de diâmetro, sendo que a mensuração da amostra é realizada com paquímetro e lupa estereoscópica (Figura 24).



FIGURA 23- Lixadeira rotativa com granulação de 220, 320, 400 e 600 granas



FIGURA 24- Checagem do diâmetro da amostra

Todas as amostras foram lavadas com álcool para remover impureza e gordura (Figura 25) e secas com secador de cabelo (Figura 26).



FIGURA 25-As amostras foram lavadas com álcool

FIGURA 26-As amostras foram secas com secador

Foi realizado, em cada implante/abutment incluso em baquelite, vários desgastes no sentido longitudinal, utilizando para isto, as lixas de diferentes granulações, de 200 até 600 granas. Posteriormente, fizemos o polimento com pó de diamante, cuja granulação era de $6\mu\text{m}$ e granulação de $1\mu\text{m}$ de diâmetro. Em seguida, utilizamos óxido de alumínio, em pasta, para dar o polimento final, removendo todo vestígio de gordura e impureza, e depois, cada amostra foi lavada com álcool 96 gl e seca com secador de cabelo. Após todo o procedimento de limpeza as peças foram conduzidas à análise em microscopia eletrônica de varredura.

4.6) Análise da Microscopia Eletrônica de Varredura

Foi analisada a interface da plataforma do implante com a base de cada abutment, cortada ou desgastada até o meio da amostra com Microscópio Eletrônico de Varredura⁷ (Figuras 27 a 28), do lado direito e

⁷ microscópio de varredura – marca JEOL, modelo JSM 5200

do lado esquerdo em três pontos: externo, médio, interno. Portanto, obtivemos seis medidas (μm). Cada implante foi mensurado em 6 pontos diferentes (Figura 29), sendo assim foram realizadas 156 medidas ao todo.



FIGURA 27-Vista frontal do M.E.V



FIGURA 28-Vista do monitor do M.E.V

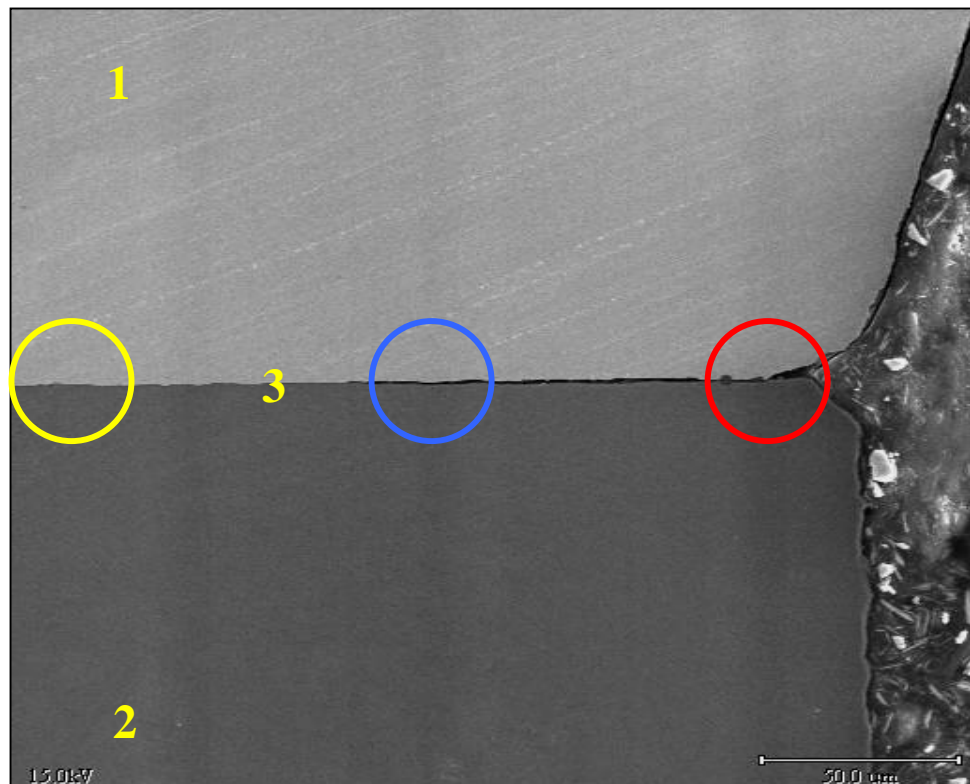


FIGURA 29-Fotomicrografia representativa das amostras mostrando o conjunto abutment (1), implante(2) e o gap (3) para obtenção das mensurações no Microscópio Eletrônico de Varredura: Os círculos, vermelho (externo), azul (médio) e amarelo (interno) do lado esquerdo e direito, corresponde aos pontos onde foram feitas as medidas. Aumento de 500x

4.7) Análise Estatística

Para comparar os resultados encontrados em diferentes locais da interface dos vários grupos de implantes e abutments utilizamos o teste estatístico, não paramétrico, de Kruskal-Wallis, que corresponde ao teste estatístico ANOVA. Fizemos esta escolha devido ao pequeno tamanho da amostra, sempre considerando diferença estatística quando o nível descritivo (p-valor) fosse menor que 0,05 (nível de significância de 5%).

5 Resultado



5 Resultado

5.1) Avaliação da interface dos abutments/implantes com o auxílio da Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).

Foram mensurados valores cujas medidas foram de zero até 15,267 μ m. A seguir, apresentamos algumas imagens para que se possa observar as condições encontradas nas amostras quando da realização das mensurações. Podemos verificar amostras que apresentaram gaps (Figuras 30 a 45), amostras onde não se encontraram os gaps (Figuras 46 a 53), amostras que apresentaram degraus no implante (Figuras 54 a 61), amostras que apresentaram degraus nos abutments (Figuras 62 a 67), e também amostras que apresentaram problemas de acabamento (Figuras 68 a 69), na sua área externa, em aumento de 500x e 5000x.

Figuras 30 a 45 Amostras que apresentam gaps entre abutment e implante

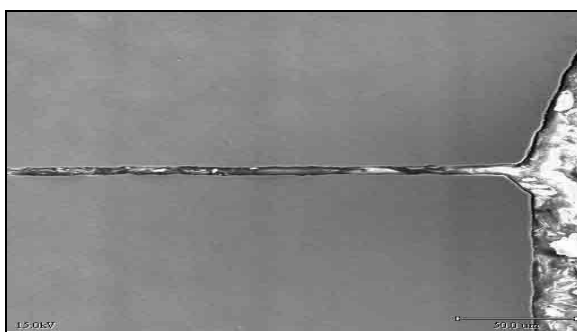


FIGURA 30-Implante 3i com abutment cônico - amostra 1. Aumento de 500x



FIGURA 31-Vista do gap aumentado em 5000x.



FIGURA 32-Implante Neodent com abutment gold ucla - amostra 2. Aumento 500x

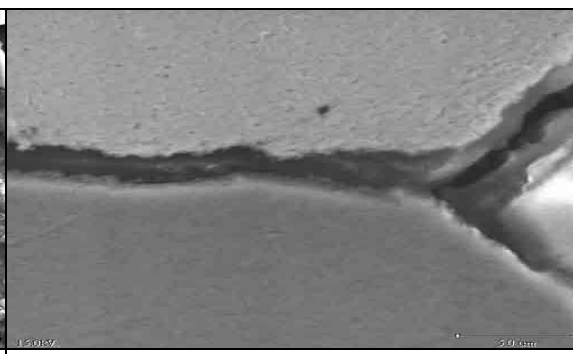


FIGURA 33-Vista do gap aumentado em 5000x

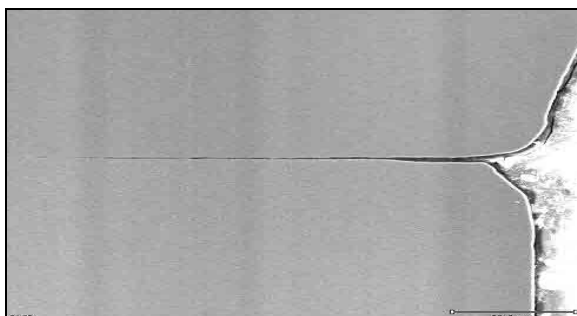


FIGURA 34-Implante Sterngold Implamed com abutment cônico - amostra 2. Aumento 500x

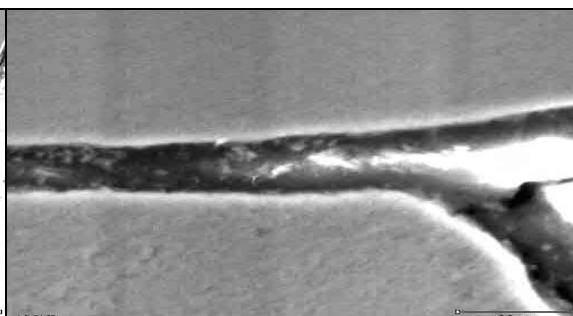


FIGURA 35-Vista do gap aumentado em 5000x

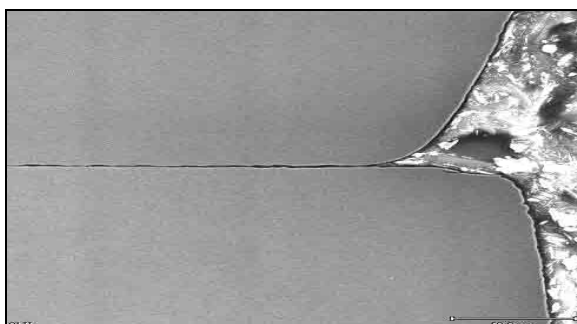


FIGURA 36-Implante Neodent com abutment cônico - amostra 1. Aumento 500x

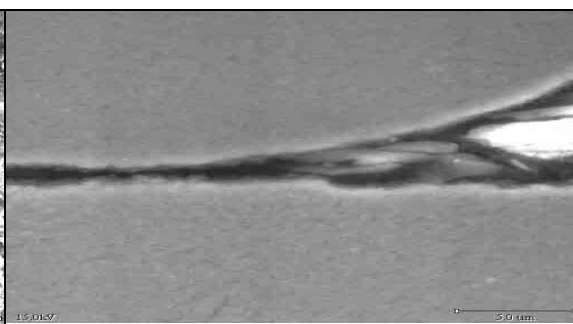


FIGURA 37-Vista do gap aumentado em 5000x



FIGURA 38-Implante 3i com abutment gold UCLA - amostra 1. Aumento 500x



FIGURA 39-Vista do gap aumentado em 5000x

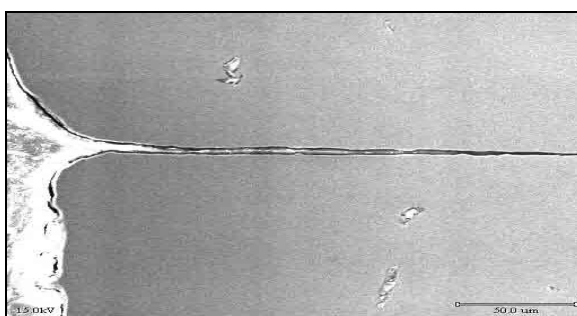


FIGURA 40-Implante Titanium fix com abutment mult unit - amostra 2. Aumento 500x

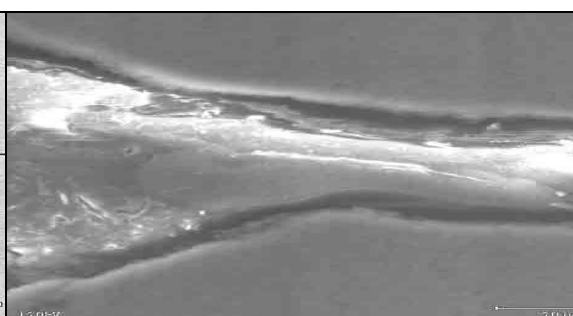
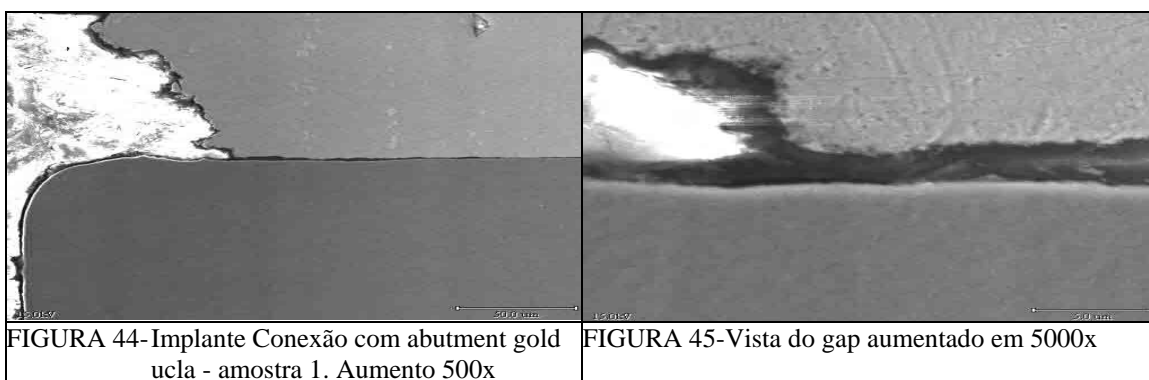
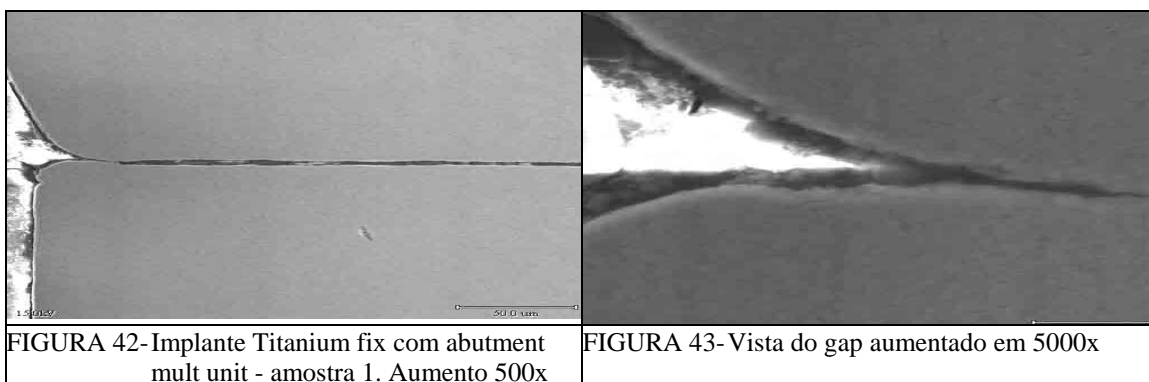
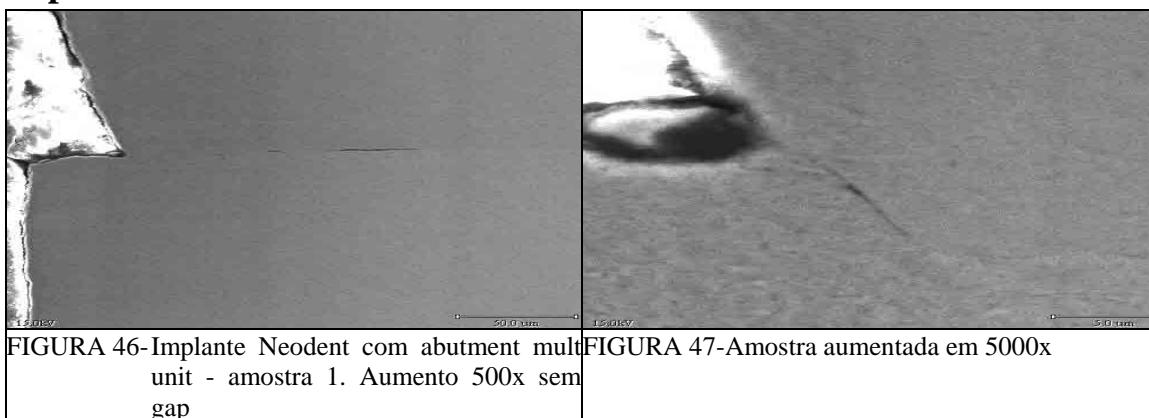


FIGURA 41-Vista do gap aumentado em 5000x



Figuras 46 a 53 Amostras que não apresentam gaps entre abutment e o implante



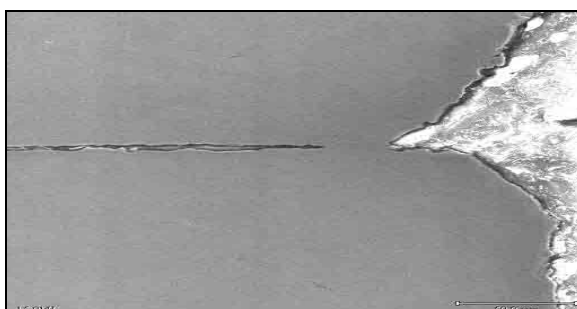


FIGURA 48-Implante Conexão com abutment cônico - amostra 1. Aumento 500x sem gap



FIGURA 49- Amostra aumentada em 5000x

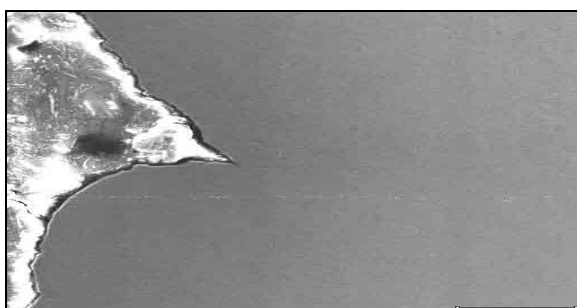


FIGURA 50-Implante Conexão com abutment mult unit - amostra 1. Aumento 500x sem gap



FIGURA 51- Amostra aumentada em 5000x

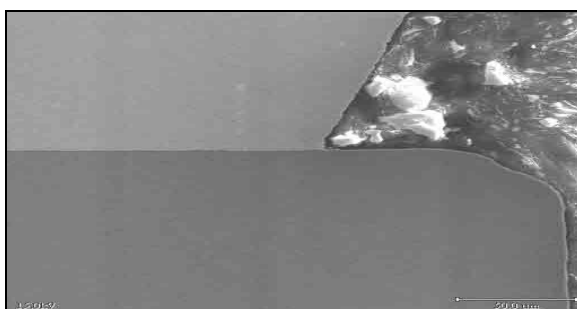


FIGURA 52-Implante Conexão com abutment gold ucla - amostra 2. Aumento 500x sem gap



FIGURA 53- Amostra aumentada em 5000x

Figuras 54 a 61 Amostras que apresentam degrau no implante

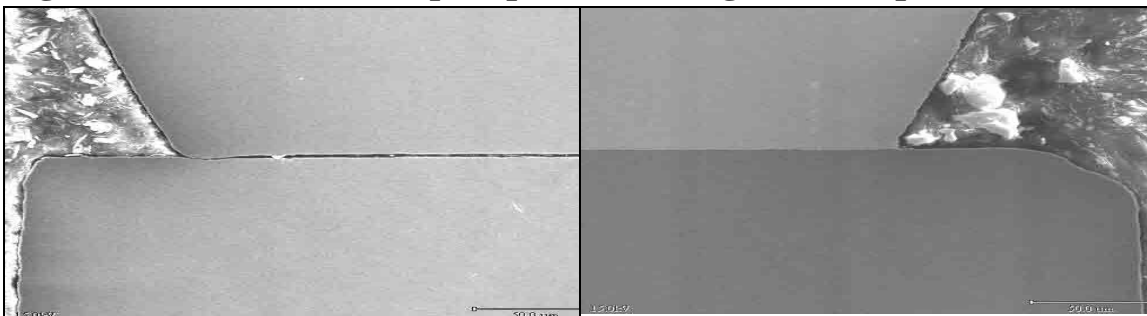


FIGURA 54-Implante Neodent com abutment cônico - com degrau no implante - amostra 2. Aumento 500x.

FIGURA 55-Implante Conexão com abutment gold ucla - com degrau no implante - amostra 2. Aumento 500x.

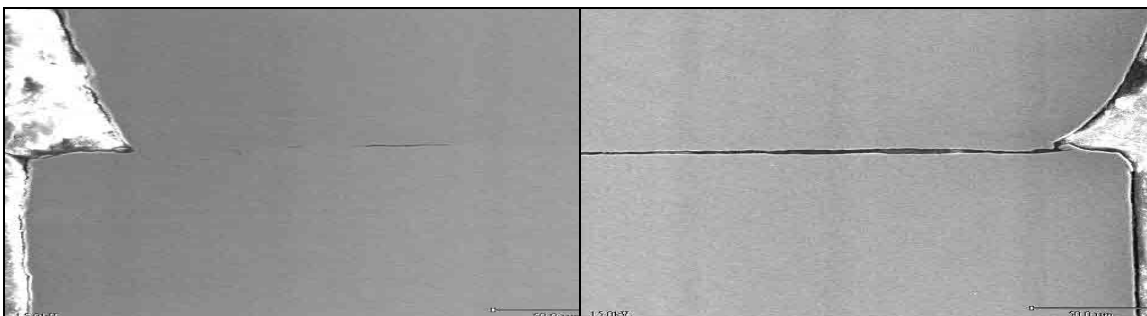


FIGURA 56-Implante Neodent com abutment mult unit - com degrau no implante - amostra 1. Aumento 500x.

FIGURA 57-Implante Titanium fix com abutment mult unit - com degrau no implante - amostra 1. Aumento 500x.

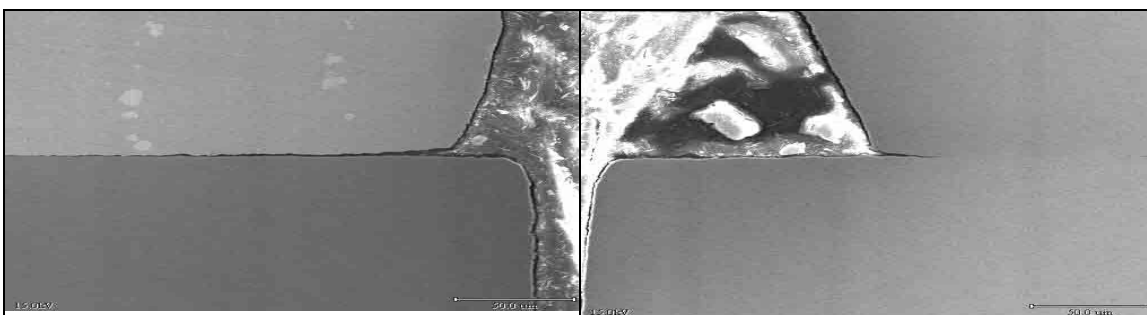
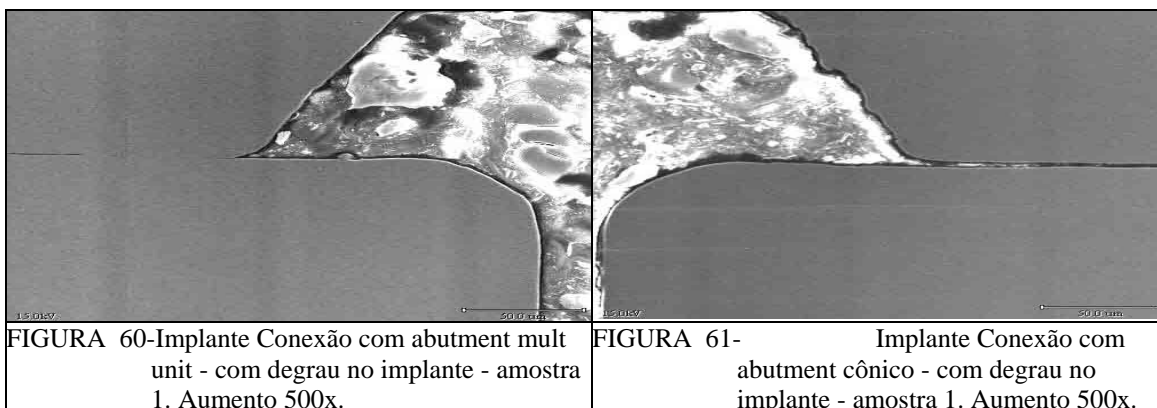
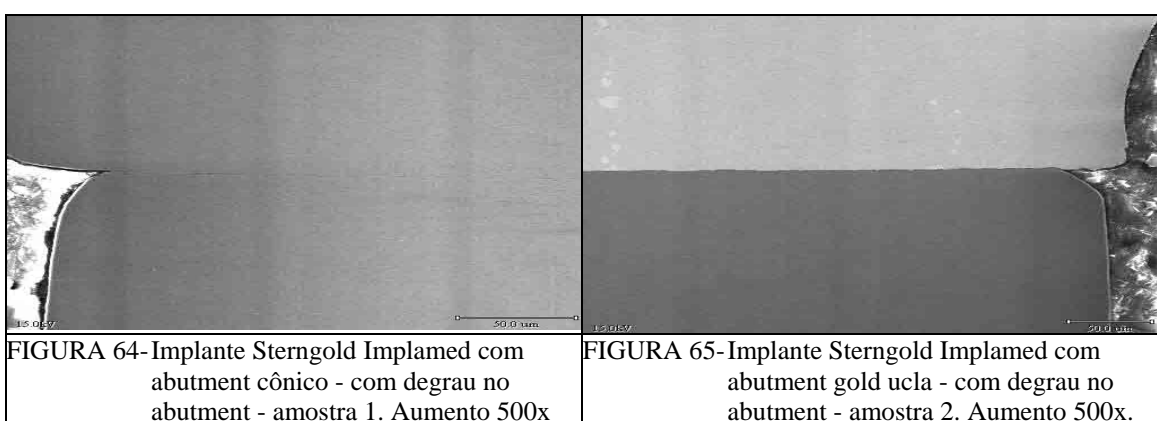
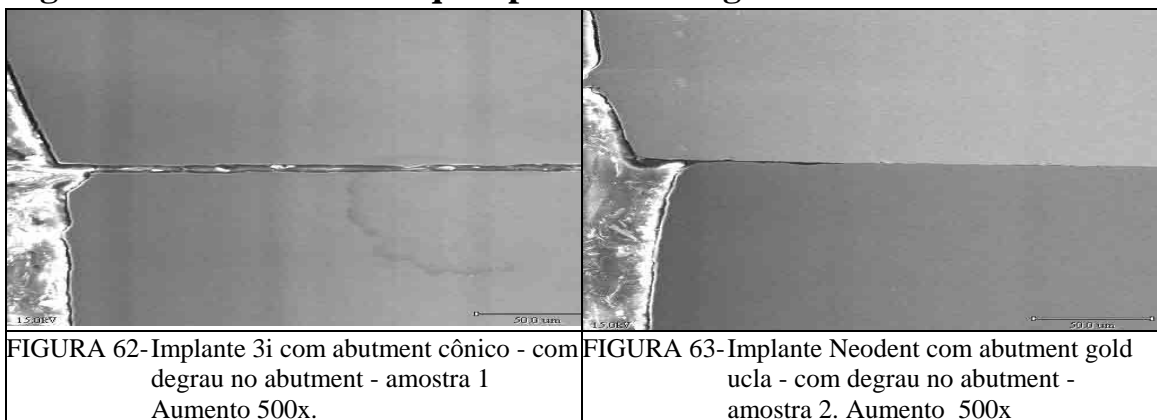


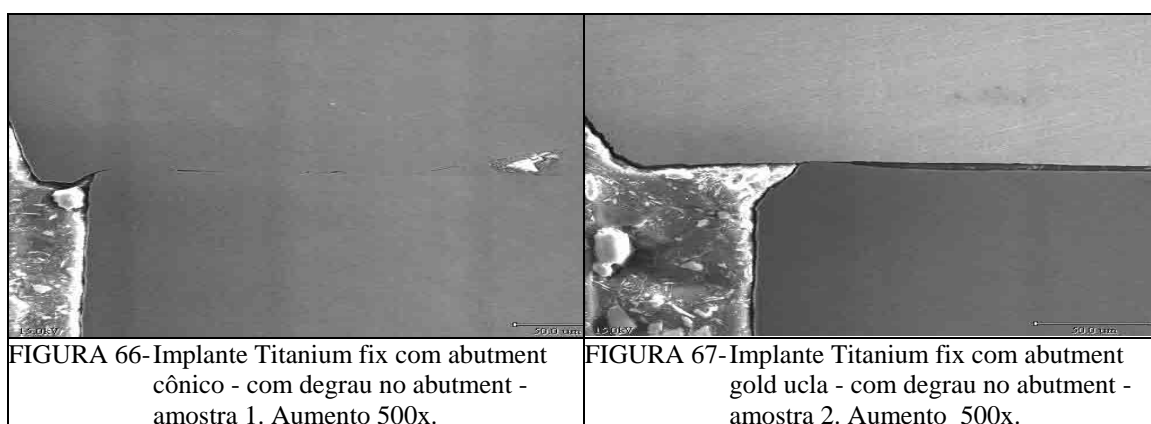
FIGURA 58-Implante Neodent com abutment gold ucla - com degrau no implante - amostra 1. Aumento 500x.

FIGURA 59-Implante Neodent com abutment mult unit - com degrau no implante - amostra 2. Aumento 500x.

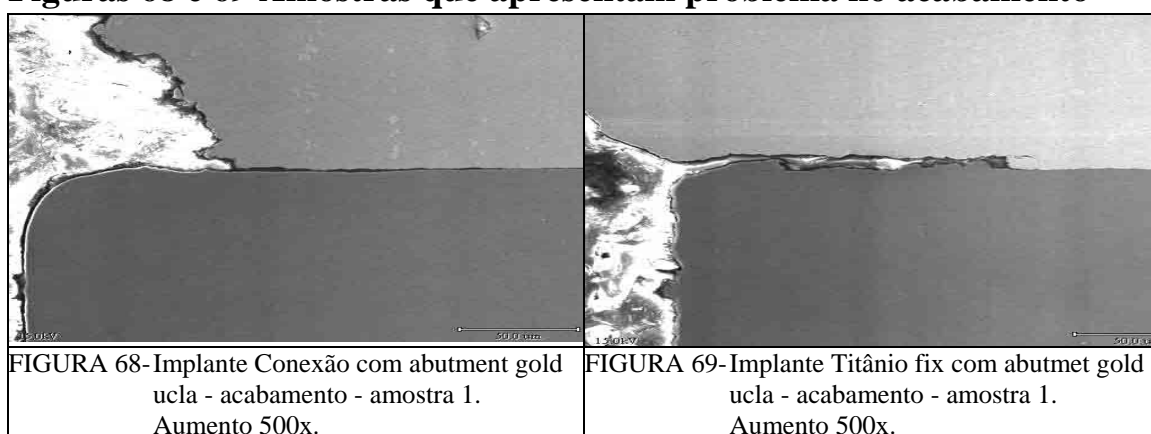


Figuras 62 a 67 Amostras que apresentam degrau no abutment.





Figuras 68 e 69 Amostras que apresentam problema no acabamento



Após realizadas as mensurações de todas as amostras, foi elaborado tabelas (tabela 1 à 14), que contém o grupo do implante e o tipo específico do abutment (cônico, gold ucla ou mult unit), mostrando o lado da análise (esquerdo e direito) com respectiva média e o número da amostra analisada (amostra 1 e amostra 2).

As mensurações obtidas na microscopia eletrônica dos implantes do grupo Conexão com abutment cônico, amostra 1 e amostra 2, estão na tabela 1; com abutment gold ucla, amostra 1 e amostra 2, estão na tabela 2; e com abutment mult unit, amostra 1 e amostra 2, estão na tabela 3.

Tabela 1-Implante Conexão com abutments cônico

| Amostra 1 | Esquerdo | Direito | Média |
|-----------|---------------|---------------|---------------|
| Externo | 6,816 μ m | 0 | 3,408 μ m |
| Meio | 3,868 μ m | 3,239 μ m | 3,553 μ m |
| Interno | 0 | 0 | 0 |
| Amostra 2 | Esquerdo | Direito | Média |
| Externo | 0,532 μ m | 0,387 μ m | 0,459 μ m |
| Meio | 0,145 μ m | 3,289 μ m | 1,717 μ m |
| Interno | 0,871 μ m | 0 | 0,435 μ m |

Tabela 2-Implantes Conexão com abutments gold ucla

| Amostra 1 | Esquerdo | Direito | Média |
|-----------|---------------|---------------|---------------|
| Externo | 2,562 μ m | 2,466 μ m | 2,543 μ m |
| Meio | 0,435 μ m | 0,290 μ m | 0,362 μ m |
| Interno | 0,342 μ m | 0,338 μ m | 0,340 μ m |
| Amostra 2 | Esquerdo | Direito | Média |
| Externo | 1,451 μ m | 0,435 μ m | 0,943 μ m |
| Meio | 0,193 μ m | 0,242 μ m | 0,217 μ m |
| Interno | 0 | 2,805 μ m | 1,402 μ m |

Tabela 3-Implantes Conexão com abutments mult unit

| Amostra 1 | Esquerdo | Direito | Média |
|-----------|----------|---------|---------|
| Externo | 0 | 0 | 0 |
| Meio | 0 | 0,242µm | 0,121µm |
| Interno | 0 | 0 | 0 |
| Amostra 2 | Esquerdo | Direito | Média |
| Esquerdo | 1,838µm | 2,707µm | 2,272µm |
| Meio | 0,773µm | 0,483µm | 0,628µm |
| Interno | 0 | 0 | 0 |

Os dados obtidos na microscopia eletrônica dos implantes do grupo Neodent com abutments cônicos, amostra 1 e amostra 2, estão na tabela 4; com abutments gold ucla, amostra 1 e amostra 2, estão na tabela 5; e com abutment mult unit, amostra 1 e amostra 2, estão na tabela 6.

Tabela 4-Implantes Neodent com abutments cônico

| Amostra 1 | Esquerdo | Direito | Média |
|-----------|----------|---------|---------|
| Externo | 2,514µm | 2,321µm | 2,417µm |
| Meio | 0,399µm | 0,435µm | 0,417µm |
| Interno | 0 | 0 | 0 |
| Amostra 2 | Esquerdo | Direito | Média |
| Externo | 0,645µm | 0,939µm | 0,792µm |
| Meio | 1,306µm | 0,242µm | 0,774µm |
| Interno | 0 | 0 | 0 |

Tabela 5-Implantes Neodent com abutments gold ucla

| Amostra 1 | Esquerdo | Direito | Média |
|-----------|---------------|---------------|---------------|
| Externo | 3,926 μ m | 7,687 μ m | 5,806 μ m |
| Meio | 0,290 μ m | 0,560 μ m | 0,425 μ m |
| Interno | 0 | 0 | 0 |
| Amostra 2 | Esquerdo | Direito | Média |
| Externo | 1,891 μ m | 3,875 μ m | 2,883 μ m |
| Meio | 0 | 0,338 μ m | 0,169 μ m |
| Interno | 0 | 0 | 0 |

Tabela 6-Implantes Neodent com abutments mult unit

| Amostra 1 | Esquerdo | Direito | Média |
|-----------|---------------|---------------|---------------|
| Externo | 0 | 1,395 μ m | 0,697 μ m |
| Meio | 0 | 0 | 0 |
| Interno | 0 | 0 | 0 |
| Amostra 2 | Esquerdo | Direito | Média |
| Externo | 4,722 μ m | 1,020 μ m | 2,871 μ m |
| Meio | 0 | 0 | 0 |
| Interno | 0 | 0 | 0 |

Após a realização das mensurações obtidas pela microscopia eletrônica, os dados foram colocados na forma de tabela para os implantes do grupo Titanium fix com abutment cônico, amostra 1 e amostra 2 na tabela 7; com abutment gold ucla, amostra 1 e amostra 2, na tabela 8; e com abutment mult unit, amostra 1 e amostra 2, na tabela 9.

Tabela 7-Implantes Titânium fix com abutments cônico

| Amostra 1 | Esquerdo | Direito | Média |
|-----------|----------|---------|---------|
| Externo | 4,411µm | 1,102µm | 2,765µm |
| Meio | 2,079µm | 0,242µm | 1,160µm |
| Interno | 2,856µm | 0,628µm | 1,742µm |
| Amostra 2 | Esquerdo | Direito | Média |
| Externo | 0,952µm | 0,354µm | 0,653µm |
| Meio | 2,530µm | 0,242µm | 1,386µm |
| Interno | 0,551µm | 0,521µm | 0,536µm |

Tabela 8-Implantes Titânium fix com abutments gold ucla

| Amostra 1 | Esquerdo | Direito | Media |
|-----------|----------|----------|---------|
| Externo | 11,173µm | 3,272µm | 7,222µm |
| Meio | 0,153µm | 0,290µm | 0,221µm |
| Interno | 0,068µm | 0,145µm | 0,106µm |
| Amostra 2 | Esquerdo | Direito | Média |
| Externo | 0,979µm | 10,055µm | 5,517µm |
| Meio | 2,900µm | 8,314µm | 5,607µm |
| Interno | 3,425µm | 0,294µm | 1,859µm |

Tabela 9-Implantes Titânium Fix com abutments mult unit

| Amostra 1 | Esquerdo | Direito | Média |
|-----------|----------|----------|----------|
| Externo | 5,935µm | 3,674µm | 4,804µm |
| Meio | 2,369µm | 2,180µm | 2,274µm |
| Interno | 15,267µm | 13,052µm | 14,159µm |
| Amostra 2 | Esquerdo | Direito | Média |
| Externo | 8,508µm | 6,816µm | 7,662µm |
| Meio | 2,224µm | 2,127µm | 2,175µm |
| Interno | 2,272µm | 7,414µm | 4,843µm |

As mensurações obtidas na microscopia eletrônica dos implantes do grupo Sterngold implamed com abutment cônico, amostra 1 e amostra 2, estão na tabela 10; e com abutment gold ucla, amostra 1 e amostra 2, estão na tabela 11.

Tabela 10-Implantes Sterngold Implamed com abutments cônico

| Amostra 1 | Esquerdo | Direito | Média |
|-----------|---------------|---------------|---------------|
| Externo | 0,775 μ m | 5,187 μ m | 2,981 μ m |
| Meio | 0,290 μ m | 0,193 μ m | 0,241 μ m |
| Interno | 2,272 μ m | 0,260 μ m | 1,266 μ m |
| Amostra 2 | Esquerdo | Direito | Média |
| Externo | 2,958 μ m | 4,642 μ m | 3,800 μ m |
| Meio | 0,580 μ m | 0,628 μ m | 0,604 μ m |
| Interno | 1,261 μ m | 0,294 μ m | 0,777 μ m |

Tabela 11-Implantes Sterngold Implamed com abutments gold ucla

| Amostra 1 | Esquerdo | Direito | Média |
|-----------|---------------|---------------|---------------|
| Externo | 0,368 μ m | 0,870 μ m | 06,19 μ m |
| Meio | 0,145 μ m | 0,145 μ m | 0,145 μ m |
| Interno | 0,153 μ m | 0,242 μ m | 0,197 μ m |
| Amostra 2 | Esquerdo | Direito | Média |
| Externo | 2,417 μ m | 1,035 μ m | 1,726 μ m |
| Meio | 0,193 μ m | 0,145 μ m | 0,169 μ m |
| Interno | 0,108 μ m | 0,338 μ m | 0,223 μ m |

As mensurações obtidas na microscopia eletrônica dos implantes do grupo 3i implant innovation com abutment cônico, amostra 1 e amostra 2, estão na tabela 12; e com abutment gold ucla, amostra 1 e amostra 2, estão na tabela 11.

Tabela 12-Implantes 3i Implant Innovations com abutments cônico

| Amostra 1 | Esquerdo | Direito | Média |
|-----------|----------|---------|---------|
| Externo | 7,058μm | 8,513μm | 7,785μm |
| Meio | 6,574μm | 6,526μm | 6,550μm |
| Interno | 5,367μm | 5,607μm | 5,487μm |
| Amostra 2 | Esquerdo | Direito | Média |
| Externo | 2,087μm | 1,934μm | 2,010μm |
| Meio | 0,290μm | 0,967μm | 0,628μm |
| Interno | 0,174μm | 0,193μm | 0,183μm |

Tabela 13-Implantes 3i Implant Innovation com abutments gold ucla

| Amostra 1 | Esquerdo | Direito | Média |
|-----------|----------|---------|---------|
| Externo | 2,824μm | 1,595μm | 2,209μm |
| Meio | 0,145μm | 0,483μm | 0,314μm |
| Interno | 0,048μm | 0,145μm | 0,096μm |
| Amostra 2 | Esquerdo | Direito | Média |
| Externo | 0,338μm | 3,674μm | 2,006μm |
| Meio | 0,097μm | 0,290μm | 0,193μm |
| Interno | 0,628μm | 0,153μm | 0,390μm |

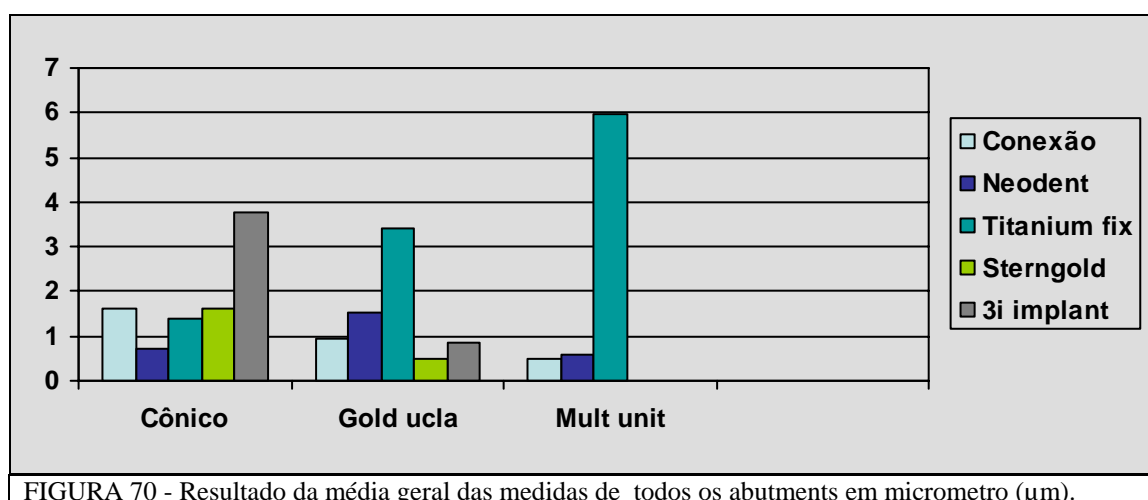
A média dos gaps avaliados nos 6 pontos de cada uma das amostras para cada tipo de abutment estão na tabela 14.

Tabela 14- Média geral

| Grupo Abutment | Neodent | Conexão | Titanium fix | Sterngold Implamed | 3i Implant Innovation |
|----------------|---------------|---------------|---------------|--------------------|-----------------------|
| Cônico | 0,733 μ m | 1,595 μ m | 1,372 μ m | 1,611 μ m | 3,773 μ m |
| Gold ucla | 1,547 μ m | 0,963 μ m | 3,421 μ m | 0,513 μ m | 0,868 μ m |
| Mult unit | 0,594 μ m | 0,503 μ m | 5,986 μ m | ----- | ----- |

Após a elaboração das tabelas, verificamos que no ponto externo houve variação de medida de 0 a 11,173 μ m; no ponto médio houve variação de 0 a 8,314 μ m e no ponto interno houve variação de 0 a 15,267 μ m.

A figura abaixo mostra as médias gerais das medidas das amostras de cada grupo de implante e de cada grupo de abutment.



Pelas médias gerais apontadas nesta figura, podemos fazer a seguinte classificação:

- A) O abutment cônico obteve um gap menor com o grupo Neodent, seguido dos grupos Titanium fix, Conexão, Stergold Implamed e 3i Implant Innovation.
- B) O abutment gold ucla obteve um gap menor com o grupo Sterngold Implamed, seguido dos grupos 3i Implant Innovation, Conexão, Neodent e Titanium fix.
- C) O abutment mult unit obteve um gap menor com o grupo Conexão, seguido dos grupos Neodent e Titanium fix.

Das 52 amostras, vinte e três (23) amostras apresentavam degrau nos implantes em relação ao abutment, quatorze (14) amostras apresentavam degrau nos abutments, nove (9) amostras apresentavam um acabamento deficiente nos implantes e dez (10) amostras apresentavam um acabamento deficiente nos abutments. Representação gráfica das variações (Figura 71).

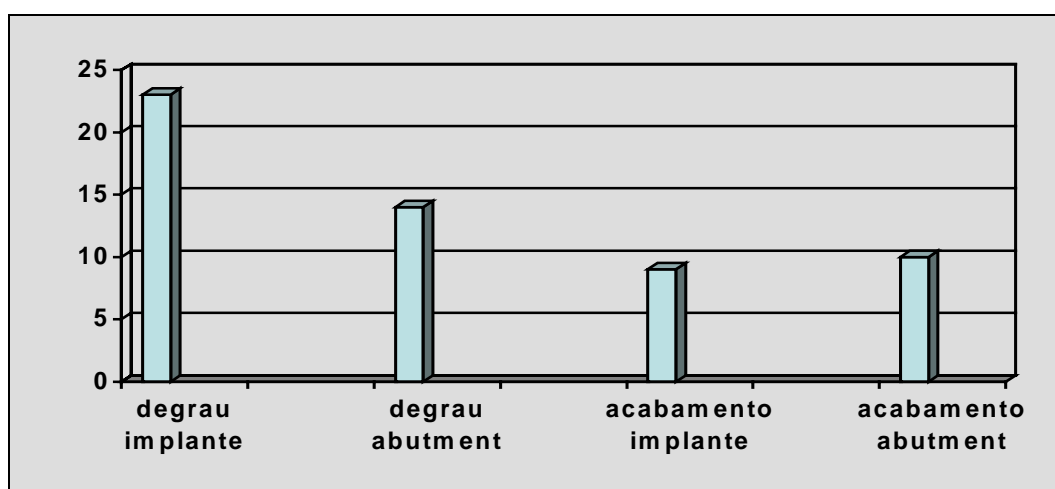


FIGURA 71 - Representação gráfica das variações de formas encontradas após as mensurações realizadas nas amostras

5.3) Resultados Estatísticos

Os cálculos estatísticos foram utilizados neste estudo para compararmos se havia diferença nos espaços medidos entre os 5 grupos diferentes. Quando houve diferença entre grupos, foram realizadas as comparações múltiplas, assim, realizamos os testes comparando dois a dois grupos. Para estas situações optamos pelo teste de comparações múltiplas para Kruskal-Wallis.

Construímos tabelas, que estão apresentadas em anexo, para melhor interpretação destes resultados.

5.3.1) Comparações entre os grupos para as medidas do ponto externo direito

Tabela 15-Comparação entre grupos no P.E.D.

| | <i>Neodent</i> | <i>Conexão</i> | <i>Titanium fix</i> | <i>S. gold</i> | <i>3i</i> |
|---------------|----------------|----------------|-------------------------|----------------|-----------|
| Média | 2,87 | 1,00 | 4,21 | 2,93 | 3,93 |
| Mediana | 1,86 | 0,41 | 3,47 | 2,84 | 2,80 |
| Desvio Padrão | 2,60 | 1,25 | 3,65 | 2,30 | 3,19 |
| Mínimo | 0,94 | 0,00 | 0,35 | 0,87 | 1,60 |
| Máximo | 7,69 | 2,71 | 10,06 | 5,19 | 8,51 |

p-valor = 0,208

Pelo resultado da tabela 15, para $p < 0,05$, podemos observar que não houve diferença estatisticamente entre os grupos.

5.3.2) Comparações entre os grupos para as medidas do ponto externo esquerdo

Tabela 16-Comparação entre grupos no P.E.E.

| | <i>Neodent</i> | <i>Conexão</i> | <i>Titanium fix</i> | <i>S. gold</i> | <i>3i</i> |
|---------------|----------------|----------------|-------------------------|----------------|-----------|
| Média | 2,28 | 2,20 | 5,33 | 1,63 | 3,08 |
| Mediana | 2,20 | 1,64 | 5,17 | 1,60 | 2,46 |
| Desvio Padrão | 1,83 | 2,44 | 4,09 | 1,25 | 2,85 |
| Mínimo | 0,00 | 0,00 | 0,95 | 0,37 | 0,34 |
| Máximo | 4,72 | 6,82 | 11,17 | 2,96 | 7,06 |

p-valor = 0,452

Pelo resultado da tabela 16, para $p < 0,05$, podemos observar que não houve diferença estatisticamente entre os grupos.

5.1.3) Comparações entre os grupos para as medidas ponto médio direito

Tabela 17-Comparação entre grupos no P.M.D.

| | <i>Neodent</i> | <i>Conexão</i> | <i>Titanium fix</i> | <i>S. gold</i> | <i>3i</i> |
|---------------|----------------|----------------|-------------------------|----------------|-----------|
| Média | 0,27 | 1,30 | 2,23 | 0,28 | 2,07 |
| Mediana | 0,29 | 0,39 | 1,21 | 0,17 | 0,73 |
| Desvio Padrão | 0,23 | 1,53 | 3,12 | 0,23 | 2,99 |
| Mínimo | 0,00 | 0,24 | 0,24 | 0,14 | 0,29 |
| Máximo | 0,58 | 3,29 | 8,31 | 0,63 | 6,53 |

p-valor = 0,165

Pelo resultado da tabela 17, para $p < 0,05$, podemos observar que não houve diferença estatisticamente entre os grupos.

5.3.4) Comparações entre os grupos para as medidas do ponto médio esquerdo

Tabela 18-Comparação entre grupos no P.M.E

| | <i>Neodent</i> | <i>Conexão</i> | <i>Titanium fix</i> | <i>S. gold</i> | <i>3i</i> |
|------------------|----------------|----------------|-------------------------|----------------|-----------|
| Média | 0,33 | 0,90 | 2,04 | 0,30 | 1,78 |
| Mediana | 0,14 | 0,31 | 2,30 | 0,24 | 0,22 |
| Desvio Padrão | 0,51 | 1,48 | 0,97 | 0,19 | 3,20 |
| Mínimo | 0,00 | 0,00 | 0,15 | 0,14 | 0,10 |
| Máximo | 1,31 | 3,87 | 2,90 | 0,58 | 6,57 |

p-valor = 0,172

Pelo resultado da tabela 18, para $p < 0,05$, podemos observar que não houve diferença estatisticamente entre os grupos.

5.3.5) Comparações entre os grupos para as medidas do ponto interno direito

Tabela 19-Comparação entre grupos no P.I.D

| | <i>Neodent</i> | <i>Conexão</i> | <i>Titanium fix</i> | <i>S. gold</i> | <i>3i</i> |
|------------------|----------------|----------------|-------------------------|----------------|-----------|
| Média | 0 | 0,52 | 3,68 | 0,28 | 1,52 |
| Mediana | 0 | 0,00 | 0,57 | 0,28 | 0,17 |
| Desvio Padrão | 0 | 1,13 | 5,39 | 0,04 | 2,72 |
| Mínimo | 0 | 0,00 | 0,14 | 0,24 | 0,14 |
| Máximo | 0 | 2,81 | 13,05 | 0,34 | 5,61 |

p-valor = 0,006

Os resultados apresentados, na tabela 19, revelaram que houve diferença entre grupos para o ponto interno direito ($p < 0,05$).

Realizamos as comparações múltiplas e notamos que houve diferença entre dois grupos para $p < 0,05$. Assim, observamos que o grupo Neodent se diferencia, estatisticamente, de todos os outros grupos.

Comparações múltiplas

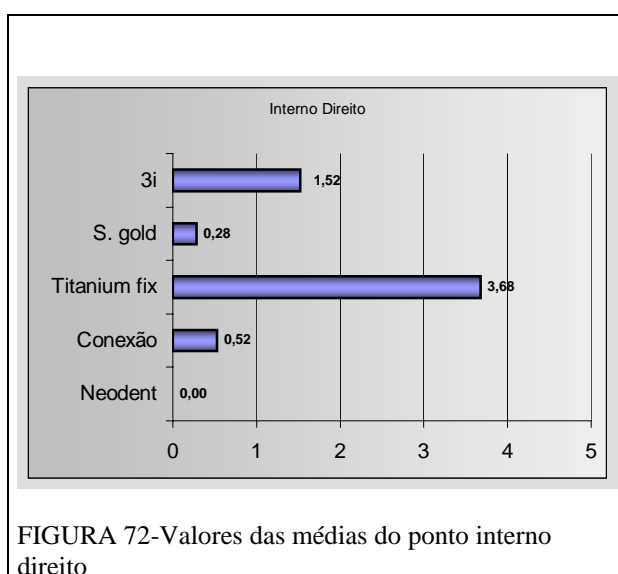


Tabela 20-Comparações múltiplas

| | p-valor |
|------------------------|--------------|
| Neodent e Conexão | 0,100 |
| Neodent e Titanium fix | 0,000 |
| Neodent e S. gold | 0,003 |
| Neodent e 3i | 0,007 |
| Conexão e Titanium fix | 0,004 |
| Conexão e S. gold | 0,082 |
| Conexão e 3i | 0,168 |
| Titanium fix e S. gold | 0,317 |
| Titanium fix e 3i | 0,168 |
| S. gold e 3i | 0,717 |

5.3.6) Comparações entre os grupos para as medidas do ponto interno esquerdo

Tabela 21-Comparação entre grupos no P.I.E

| | Neodent | Conexão | Titanium fix | S. gold | 3i |
|------------------|---------|---------|-----------------|---------|------|
| Média | 0 | 0,20 | 4,07 | 0,95 | 1,55 |
| Mediana | 0 | 0,00 | 2,56 | 0,71 | 0,4 |
| Desvio Padrão | 0 | 0,36 | 5,64 | 1,03 | 2,55 |
| Mínimo | 0 | 0,00 | 0,07 | 0,11 | 0,05 |
| Máximo | 0 | 0,87 | 15,27 | 2,27 | 5,37 |

p-valor = **0,003**

Notamos que houve diferença entre grupos para o ponto interno esquerdo ($p < 0,05$). Após a realização das comparações múltiplas, verificamos que houve diferença entre dois grupos para $p < 0,05$ (destacados em azul). Assim, o grupo Neodent se diferenciou, estatisticamente, de todos os outros grupos, exceto do grupo Conexão, o qual também se diferenciou de todos os outros grupos, exceto do 3i. Os demais grupos não se diferenciaram entre si.

Comparações múltiplas

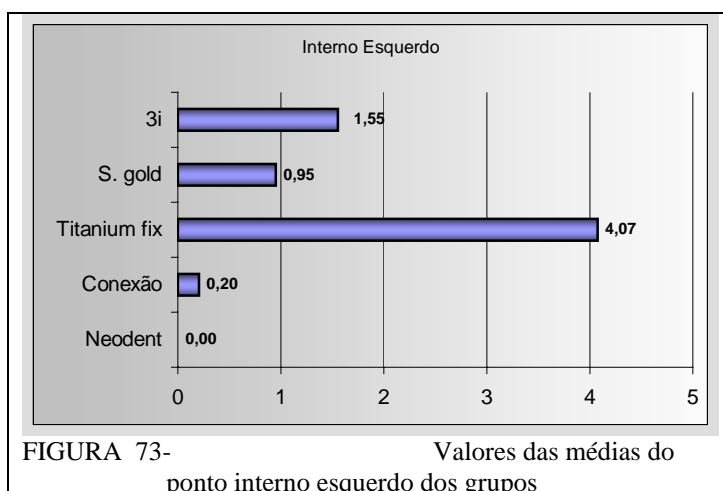


Tabela 22-Comparações múltiplas

| | P-valor |
|------------------------|---------|
| Neodent e Conexão | 0,168 |
| Neodent e Titanium fix | 0,000 |
| Neodent e S. gold | 0,001 |
| Neodent e 3i | 0,001 |
| Conexão e Titanium fix | 0,001 |
| Conexão e S. gold | 0,022 |
| Conexão e 3i | 0,311 |
| Titanium fix e S. gold | 0,311 |
| Titanium fix e 3i | 0,311 |
| S. gold e 3i | 1,000 |

Em seguida, foi apresentado os resultados obtidos por cada grupo de implante em visualização e análise gráfica das amostras em micrometros.

Ao utilizarmos abutment cônico verificamos o que está exposto (Figura 74).

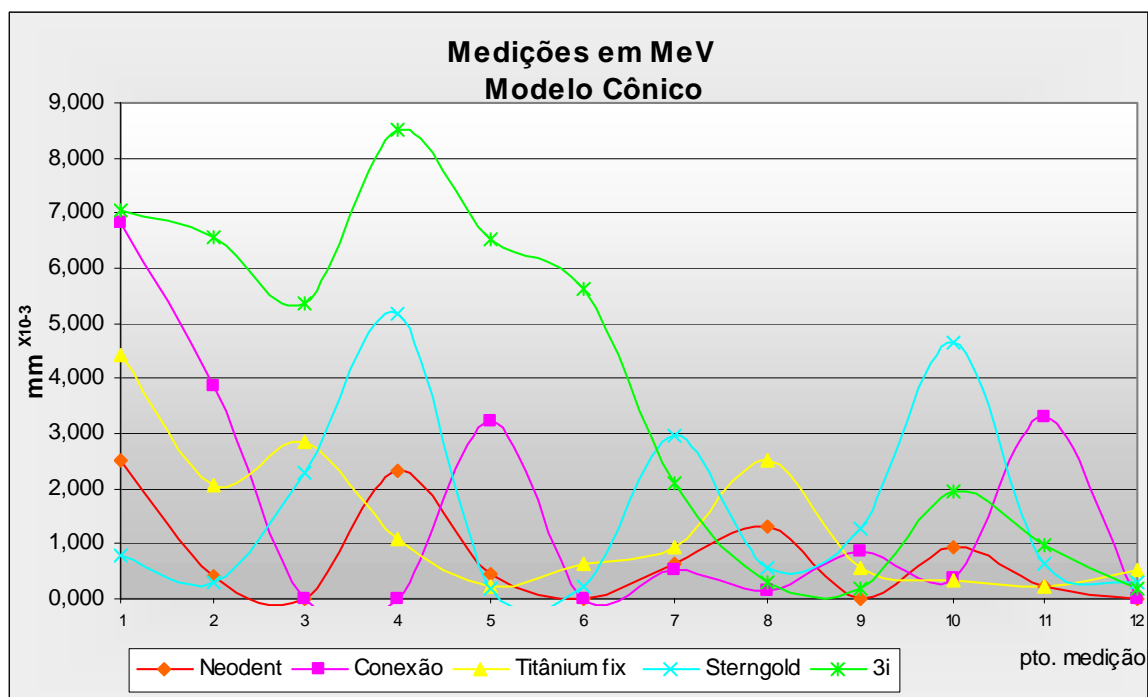


FIGURA 74-Medição em MEV do abutment cônico

Podemos verificar que o grupo Neodent apresentou um melhor resultado em relação aos demais grupos de implantes ao analisarmos a adaptação entre o implante e o abutment cônico.

Continuando, foi apresentado o resultado de cada grupo de implante numa análise gráfica das amostras medidas em micrometro, utilizando abutment gold ucla (Figura 75).

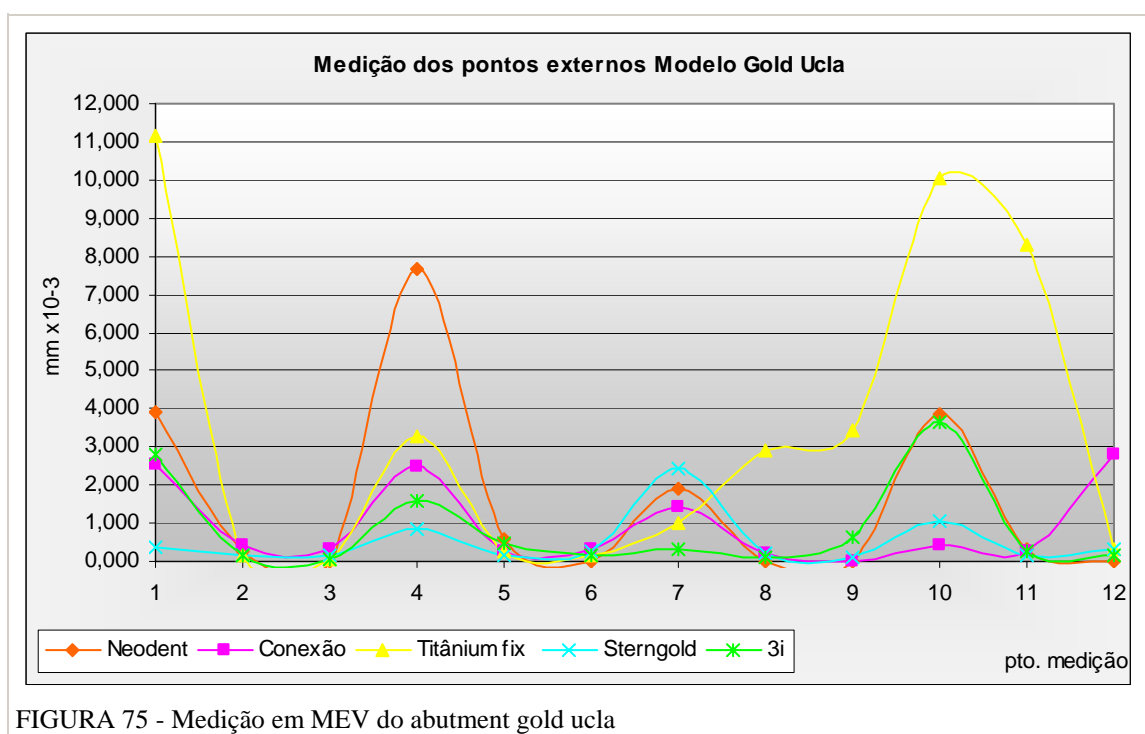


FIGURA 75 - Medição em MEV do abutment gold ucla

Podemos verificar que o grupo Sterngold Implamed apresentou um resultado mais preciso que os demais grupos de implantes quando foi analisado a adaptação entre o implante e o abutment gold ucla.

Aqui, verificamos o resultado das mensurações dos pontos externos, em micrometro, com a utilização de abutment mult unit (Figura 76).

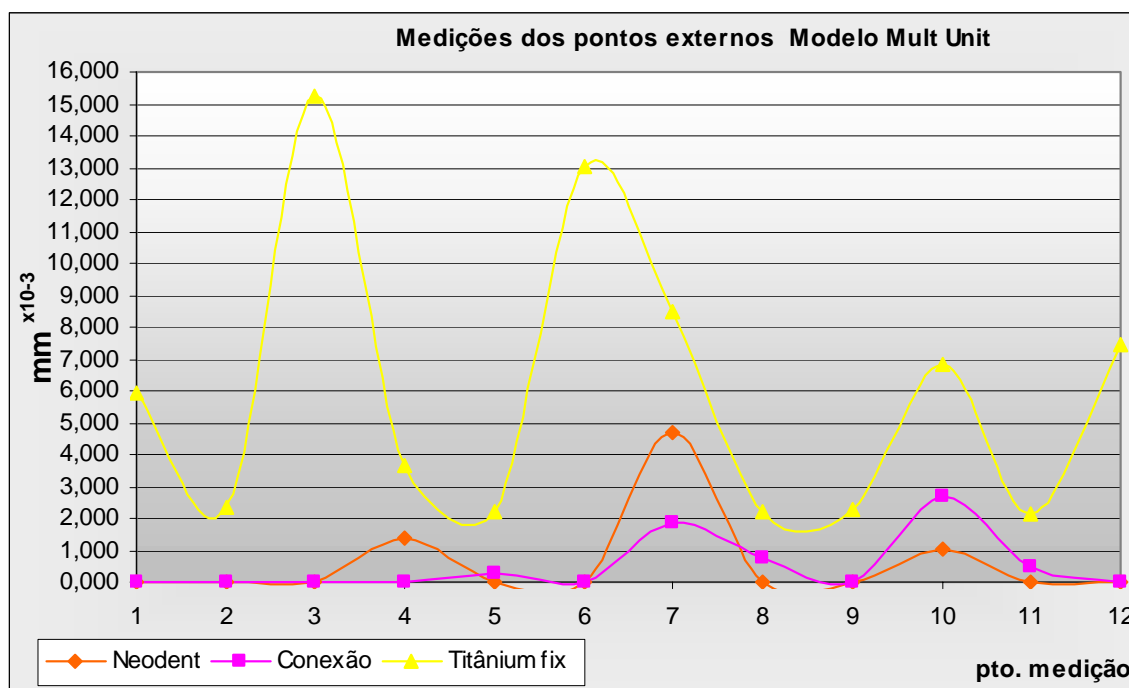


FIGURA 76-Medição em MEV do abutment mult unit

Notamos que o grupo Conexão apresentou um resultado mais preciso que os demais grupos de implantes ao analisar a adaptação entre o implante e o abutment mult unit.

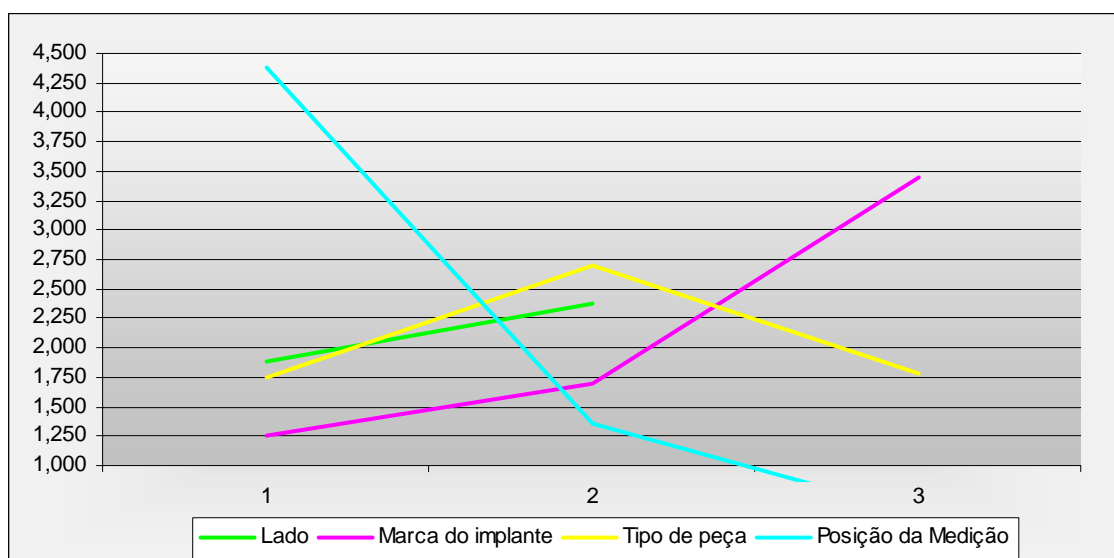


FIGURA 77 - Matrix ortogonal segundo Tagushi

O gráfico mostra a distribuição das médias analisadas na matrix ortogonal, segundo Tagushi, do lado da amostra, grupo de implante, tipo de abutment e posição dos pontos, onde verificamos que:

- 1) O grupo Neodent apresentou uma amostragem melhor que os demais grupos analisados.
- 2) O abutment cônico e o mult unit apresentaram um desempenho melhor que o gold ucla.
- 3) O ponto interno apresentou uma melhor adaptação em relação ao ponto médio que foi melhor que o ponto externo.

6 Discussão

15.0kV

50.0 μ m

6 Discussão

O objetivo deste estudo foi analisar, sob microscopia eletrônica de varredura, a área da interface entre o abutment e a plataforma do implante, em função desta região ser muito importante para a manutenção e longevidade de todo o complexo implante/prótese. Em nossas análises encontramos fendas ou microgaps com medidas diversas, fato importante para se observar, pois deveria existir um controle de qualidade mais eficiente por parte dos fabricantes.

Autores como Vidigal et al., em 1995, mediram o gap existente entre o abutment e a plataforma do implante e constataram medidas de 0 a 150 μ m; Hagiwara et al., em 1997, mediram o gap existente entre componente protético e cilindro de ouro e constataram por meio das medidas, na análise intra-sistema, que elas variaram de 10,12 μ m(3i), 14,31 μ m (Nobelbiocare) e 27,15 μ m (Sterioss). Na análise entre-sistema, a combinação intermediário 3i /cilindro de ouro Nobelbiocare apresentou um desajuste vertical de 8,67 μ m e a combinação intermediário Nobelbiocare/cilindro de ouro 3i apresentou um desajuste vertical de 15,62 μ m.

Kano et al., em 1998, sugerem, após análise entre sistemas de componentes e implantes, que nem todas as combinações podem ser consideradas compatíveis, pois o melhor ajuste ou adaptação foi encontrado para os sistemas de componente e implante do mesmo fabricante.

Esses resultados são os mesmos obtidos no presente estudo, pois observamos que, mesmo utilizando componentes e implantes do mesmo fabricante, encontramos gaps ou fendas de $0,239\mu\text{m}$ até $15,267\mu\text{m}$, cuja medida é grande o suficiente para ocorrer infiltração bacteriana, no local, fato que provoca problemas como periimplantite e perda óssea.

Por outro lado, Ma et al., 1997, encontraram resultados que variaram de $22\mu\text{m}$ a $100\mu\text{m}$, medidas muito acima das encontradas neste estudo, embora a metodologia adotada por nós para o preparo das amostras tenha sido diferente da adotada por esses autores. Esse estudo demonstrou ainda que persiste a interface entre a plataforma do implante e o abutment. Foram detectados gaps que variavam de zero até $15,267\mu\text{m}$, cujos valores também situam nos estudos de Hagiwara et al., 1997; Kano et al., 1998; Sartori et al., 2000; Joly et al., 2003. Entretanto, são resultados muito diferentes dos obtidos por Vidigal Jr. et al., em 1995, que encontraram gaps que variaram de $50\mu\text{m}$ - analisando pelo Sistema SR - até $150\mu\text{m}$,

analisando pelo Sistema TF. A metodologia de desgaste para medição de gaps utilizada neste estudo não foi descrita na literatura até o momento.

Sartori et al., em 2000, utilizaram cilindro de ouro, apresentando valores de interface vertical de $5,8\mu\text{m}$ a $20,78\mu\text{m}$, e cilindro de plástico (calcinável) com valores de $23,10\mu\text{m}$ a $111,84\mu\text{m}$. Os pesquisadores relataram que os cilindros de plástico não deveriam ser utilizados, pois as matrizes plásticas não fornecem resultados equivalentes aos obtidos com cilindros de ouro, que apresentaram adaptação e acabamento mais satisfatórios.

Carvalho et al., em 2002, utilizando implante 3i e abutments gold ucla, ucla fundido em tilite e ucla calcinável, verificaram que o gold ucla apresentou um gap em torno de $7,5\mu\text{m}$, enquanto o ucla fundido em tilite apresentou gap em torno de $17\mu\text{m}$, e o ucla calcinável a medida de $22\mu\text{m}$. Ma et al. e Hagiwara et al, ambos em 1997, utilizando cilindro de ouro, encontraram fendas ou gaps que variaram de $10,12\mu\text{m}$ até $100\mu\text{m}$. Em outro estudo, Joly et al., em 2003, verificaram gaps em torno de $3,89\mu\text{m}$, utilizando abutment cônico e implante da Lifecore Biomedical.

Esses resultados se aproximam dos dados obtidos em nosso estudo, mesmo sem se observar a metodologia e o local das mensurações.

Em todos os trabalhos verificados, as mensurações foram obtidas da parte externa da interface entre o abutment e a plataforma do

implante, utilizando a microscopia eletrônica. As literaturas apontadas avaliaram o gap na porção externa, sem plano mais profundo.

A metodologia escolhida por nós revelou que a fixação em resina (baquelite) estabilizou o conjunto abutment/implante e impediu a movimentação durante o desgaste e preparo das amostras, como também permitiu visualizar a região externa, intermediária e interna do conjunto abutment/implante.

Lange et al, em 2003, apontaram que o uso de abutment Procera, em qualquer sistema de implante, com torque de 32Ncm, resultou em um assentamento muito bom, fato que pode ser considerado como referência para aplicação universal entre sistemas de implantes.

Neste estudo não analisamos o abutment Procera, pois ele solicita um torque de 32Ncm, fato que o diferencia dos demais abutments. Utilizamos, em nosso estudo, de torque de 20Ncm, mesmo sabendo da inquestionável qualidade, adaptação, durabilidade e estética do abutment Procera.

Os abutments estudados por nós foram: o abutment cônico, o abutment gold ucla (ouro) e o abutment mult unit. Em termos de adaptação, o abutment cônico obteve uma interface que chegou no zero, em determinados pontos, ou seja, sem nenhum gap, e marcou até 8,513 μ m. O

abutment gold ucla apresentou medidas que variaram de zero até 11,173 μ m, e o abutment mult unit apresentou medidas que variaram de zero até 15,267 μ m.

Em decorrência do tipo de metodologia empregada neste estudo, pudemos encontrar imagens que nos mostraram que a interface entre abutment e implante não é tão precisa. Ela pode apresentar diversas imperfeições, tais como degrau no implante, degrau no abutment e problema de acabamento, tanto na parte externa do implante como na parte externa do abutment. Tal fato foi observado quando nos utilizamos do aumento da imagem em 5000x. Isto não foi observado, ainda, em outros trabalhos, que não este, pois o local de análise escolhido, em relação aos cortes e pontos a analisar são totalmente diferentes de outros estudos verificados na literatura afim. Por isso não pudemos realizar qualquer comparação em relação aos resultados que obtivemos.

Segundo Gross et al. (1999), quando se aumenta o torque de 10Ncm para 20Ncm, diminuirá, significativamente, a microinfiltração em todos os sistemas de implante. Neste estudo aplicamos torque 20Ncm para a fixação dos abutments na plataforma dos implantes, conforme orientação dos fabricantes.

De acordo com Dinato et al. (2001), a força usada no aparafusamento pode mascarar o gap, pois um excessivo aperto nos parafusos pode gerar estresse aos mesmos, levando-os à fratura.

Observamos, neste estudo, que algumas amostras apresentaram uma pequena deformidade nas bordas dos abutments, possivelmente em decorrência do torque. Isto nos leva a crer que um aumento a mais do torque poderá diminuir o microgap, como também fraturar o parafuso - apesar disso não ter ocorrido -, ou ainda, pode acontecer um amassamento da plataforma do implante, como do abutment. Teoricamente, é mais provável ocorrer amassamento da plataforma do implante, pois este é mais frágil que o abutment.

Pelo exposto, 10 anos decorreram desde que Quirynen et al. (1994) relataram sobre a penetração bacteriana entre o implante e o abutment do sistema Branemark. Nesta pesquisa foi possível demonstrar que ainda persiste esta interface entre implante e abutment. Detectamos uma variação de gap entre 0 a 15,267 μ m, fato que pode gerar um dos motivos etiológicos do insucesso do implante dental, pois o controle da produção com excelência em qualidade é específico aos fabricantes, isto é, não está sob do controle do profissional implantodontista.

Portanto, um dos propósitos desta pesquisa é interceder junto às indústrias, comunicando isso e incentivando-as à produção de

implantes e abutments com excelência em qualidade no momento da industrialização.

Fato que merece destaque, embora não seja a proposição desta pesquisa, é a presença de degraus nos espécimens analisados, porque é fator de possível insucesso da manutenção da osseointegração, pois observamos, em alguns casos, a ausência de espaço entre o abutment e o implante, porém, apresentavam degraus nos implantes (Figuras 54 a 61) e nos abutments (Figuras 62 a 67). Verificamos, também, diferenças no acabamento (Figuras 68 e 69), tanto na borda do implante (Figuras 40, 50, 58 e 69) como na borda do abutment (Figuras 44, 48, 61, 68 e 69).

A grande variação de resultados mostra a dificuldade que os fabricantes de implantes e componentes podem encontrar para manter uma boa qualidade em seus materiais. Mas o empenho deles para isto é fundamental.

Pode-se considerar que o sucesso do implante é multifatorial, ou seja, além da habilidade do profissional na realização da cirurgia e da confecção da coroa protética, a indústria também deve contribuir, melhorando a qualidade dos seus produtos.

7 Conclusão

15.0kV

50.0 μ m

7 Conclusão

Conforme as condições experimentais deste trabalho, foi possível concluir que :

- De acordo com as medidas obtidas, em relação ao menor gap encontrado para: a) abutment cônico, grupo Neodent; b) abutment gold ucla, grupo Sterngold Implamed; c) abutment mult unit, grupo Conexão.
- De acordo com a análise estatística, o abutment cônico e o abutment mult unit apresentaram gaps menores que o abutment gold ucla.
- De acordo com a análise estatística, o ponto interno apresentou gaps menores em relação ao ponto médio, o qual foi menor que o ponto externo.

8 Referências



8 Referências

ABRAHAMSSON, I.; BERGLUNDH, T.; MOON, I. S.; LINDHE, J. Peri-implant tissues at submerged and non-submerged titanium implants. **J.Oral Clinic. Periodontology.**, v.26, p.600-07, 1999.

ASSENZA, B.; SCARANO, A.; PETRONE, G.; IEZZI, G.; THAMS, U.; SAN ROMAN, F.; PIATTELLI, A. Crestal bone remodeling in loaded and unloaded implants and the microgap: A histologic study. **The Int. J. of Oral Implantology.**, v.12(3), p.235-41, Sept 2003.

BALFOUR, A.; O'BRIEN, G. R. Comparative study of antirotational single tooth abutment. **J.Prosth Dent.**, v.73, n.1, p.36-43, Jan. 1995.

BARBOZA, E; CAÚLA, A.L.; CARVALHO, W.R Crestal bone loss around submerged and exposed unloaded dental implants: A radiographic and microbiological descriptive study. **Impl. Dent.**, v.11, n.2, p.162-69, June 2002.

BINON, P. P. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. **Impl. Dent.**, v.5, n.4, p.235-48, Winter 1996.

BROGGINI, N.; MCMANUS, L.M.; HERMANN, J.S.; MEDINA, R.U.; OATES, T.W.; SCHENK, R.K.; BUSER, D.; MELLONIG, J.T.; COCHRAN, D.L. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. **J. Dent. Res.** v.82, n.3, p.232-36, 2003.

CARVALHO, M. C. A.; BONDIOLI, I. R.; COSTA, E. M. V.; NISHIOKA, R. S.; BOTTINO, M. A.; NEISSER, M. P. Microscopic evaluation of the fitness between gold ucla abutment and the implant, as well as of ucla teflon abutments casted in titanium c.p., and nickel-chromium-titanium alloy screwed directly to the implant fixture. Study in vitro., **BCI Rev. Bras. Cir.e Impl.**, v.9, n.34, p.105-10, Abr/Jun 2002.

COX, J.F.; ZARB, G.A. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants : a 3-year report. **Int. J.oral Maxillofac. Implants.**, v.2, n.2, p.91-100, Spring 1987. Cd-ROM, 1986-1997, OptiMedia Eletronic Publishing Solutions, 1998.

DINATO, J. C.; POLIDO, W. D. **Implantes Osseointegrados: Cirurgia e Prótese.** 1.ed. São Paulo: Artes Médicas, 2001.550p.

DING, T. A.; WOODY, R. D.; HIGGINBOTTON, F. L.; MILLER, B. H. Evaluation of the ITI morse taper plant/abutment design with an internal modification. **Int.J. oral Maxillofac.Impl.**, v.18, n.6, p.865-72, 2003.

DIXON, D.L. et al. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. **J. prosth. Dent.**, v.74, n.3, p.270-78, Sept. 1995.

ENGQUIST, B.; NILSON, H.; ASTRAND, P. Single tooth replacement by osseointegrated Branemark implants: a retrospective study of 82 implants. **Clin. Oral impl.Res.**, v.6, n.4, p.238-45, Dec. 1995.

ERICSSON, I.; PERSSON, L. G.; BERGLUNDH, T.; MARINELLO, C. P.; LINDHE, J.; KLINGE, B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. **J. of Clinic. Periodontology.**, v.22, p.255-61, 1995.

GOODACRE, C. J.; KAN, J. Y. K.; RUNGCHARASSAENG, K. Clinical complication of osseointegrated implants. **J. Prosthet Dent.**, v.81, n.5, p.537-52, May 1999 apud CARVALHO, M. C. A. **Avaliação *in vitro*, por mev da interface implante/componente protético (Gold Ucla e Ucla Calcinável) fundidos em Ti cp e NiCrTiMo.** 2002. 124f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora – área de concentração em prótese) Faculdade de

Odontologia de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, São José dos Campos.

GRATTON, D. G.; ANQUILINO, S. A.; STANFORD, C. M. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. **J.Prosthet Dent.**, v.85, n.1, p.47-52, Jan. 2001.

GROSS, M.; ABRAMOVICH, I.; WIESS, E. I. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. **Int. J. oral Maxillofac. Implants.**, v.14, n.1, p.94-100, Jan. / Feb. 1999.

GUIMARÃES, M. P.; NISHIOKA, R. S.; BOTTINO, M. A. Analysis of implant/abutment marginal fitting. **PGR-Pós-Grad. Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos.**, v.4, n.2, p.12-19, Maio/Ago 2001.

HAAS, R. et al. Branemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. **J.Prosth. Dent.**, v.73, n.3, p.274-79, Mar. 1995 apud BROSCO, H. B. **Precisão de adaptação de intermediários transmucosos unitários em sistemas nacionais de implantes compatíveis com hexágono externo.** 2001. 103f. Tese (Livre-Docência) Faculdade de Odontologia de Bauru – USP, Bauru.

HAGIWARA, Y.; SUZAKI, T.; IGARASHI, T. Three dimension compatibility of implant components by using scanning laser microscope. **J. Dent. Res.**, v.76, p.427, 1997.

HERMANN, J S.; BUSER, D.; SCHENK, R. K.; COCHRAN, D. L. Influence of the microgap on crestal bone resorption around titanium implants. **Clin.Oral Impl. Research.**, v.8(5), p.436-7, Oct. 1997.

HERMANN, J. S.; SCHOOLFIELDJ. D.; SCHENK, R.K.; BUSER, D.; COCHRAN, D. L. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. **J. Periodontology.**, v.72, n.10, p.1372-83, Oct. 2001.

JANSEN, V. K.; CONRADS, G.; RICHTER, E. Microbial leakage and marginal fit of the implant / abutment interface. **Int. J. oral Maxillofac. Implants.**, v.12, n.4, p.527-40, July / Aug. 1997 apud BROSCO, H. B. **Precisão de adaptação de intermediários transmucosos unitários em sistemas nacionais de implantes compatíveis com hexágono externo.** 2001. 103f. Tese (Livre-Docência) Faculdade de Odontologia de Bauru – USP, Bauru.

JEMT, T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. **J. Prosthet. Dent.**, v.55, n.2, p.243-47, Feb. 1986.

JOHANSSON, G.; PALMQVIST, S. Complications, supplementary treatment, and maintenance in edentulous arches with implant-supported fixed prostheses. **Int. J. Prosthodont.**, v.3, n.1, p.89-92, Jan./Feb. 1990.

JOLY, J. C.; LIMA, A. F. M. Characteristics of implant surface and implant-abutment gap in two-and one stage systems. **J. Appl. Oral Sci.**, v.11(2), p.107-13, 2003.

KALLUS, T.; BESSING, G. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. **Int. J. oral Maxillofac. Implants.**, v.9, n.2, p. 169-78, Mar/Apr 1994.

KANO, S. C. **Avaliação da adaptação da interface intermediário/cilindro de ouro e da compatibilidade de diferentes sistemas de implantes odontológicos: análise intra e entre sistemas.** 1998. 81f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo. Bauru.

KELLER, W.; BRAGGER, U.; MOMBELLI, A. Peri-implant microflora of implants with cemented and screw retained suprastructures. **Clinic. Oral Impl. Res.**, v.9, p.209-17, 1998.

KESON, B.T.; NICHOLLS, J.I. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. **The int.J.of Oral and Maxillofac. Implants.**, v.16, n.3, p.367-76, 2001.

KING, G. N.; HERMANN, J. S.; SCHOOLFIELD, J. D.; BUSER, D.; COCHRAN, D. L. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: A radiographic study in the canine mandible. **J.Periodontology.**, v.73, n.10, p.1111-17, Oct. 2002.

LANG, L. A.; SIERRAALTA, M.; HOFFENSPERGER, M.; WANG, R. F. Evaluation of the precision fit between the procera custom abutment and various implant systems. **The int.J.of Oral and Maxillofac. Implants.**, v 18, n 5, p. 652-8 , 2003.

LAZZARA, R.J. Restorative advantages of the coronally hexed implant. **Compendium.**, v.12, n.12, p.924-30, Dec. 1994.

LEKHOLM, U.; ADELL, R.; BRANEMARK, P. I. Complications in: BRANEMARK, P. I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. **Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry.** Chicago: Quintessence, 1985. p.233-40.

LEWIS, S.G. et al. Single Tooth implant supported restorations. **Int. J. oral Maxillofac. Impl.**, v.3, n.1, p.25-30, Spring 1988. CD-ROM,

1986-1997, OptiMedia Eletronic Publishing Solutions, 1998 apud CARVALHO, M. C. A. **Avaliação *in vitro*, por mev da interface implante/componente protético (Gold Ucla e Ucla Calcinável) fundidos em Ti cp e NiCrTiMo.** 2002. 124f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora – área de concentração em prótese) Faculdade de Odontologia de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, São José dos Campos.

LEWIS, S. et al. The UCLA abutment . **Int. oral Maxillofac. Impl.**, v.3, n.3, p.183-9, 1988 apud CARVALHO, M. C. A. **Avaliação *in vitro*, por mev da interface implante/componente protético (Gold Ucla e Ucla Calcinável) fundidos em Ti cp e NiCrTiMo.** 2002. 124f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora – área de concentração em prótese) Faculdade de Odontologia de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, São José dos Campos.

LEWIS, S. et al. The restoration of improperly inclined osseointegrated implants. **Int.J.oral Maxillofac.implants.**, v.4, n.2, p.147-52, 1989. CD-ROM, 1986-1997, OptiMedia Eletronic Publishing Solutions, 1998 apud CARVALHO, M. C. A. **Avaliação *in vitro*, por mev da interface implante/componente protético (Gold Ucla e Ucla Calcinável) fundidos em Ti cp e NiCrTiMo.** 2002. 124f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora – área de concentração em prótese) Faculdade de Odontologia de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, São José dos Campos.

MA, T.; NICHOLLS, J. E.; RUBENSTEIN, J. E. Tolerance measurements of various implant components. **Int. Oral Maxillofac. Impl.**, v.12, n.3, p.371-5, May/June 1997.

OATES, THOMAS W Jr. et al. Influence of the microgap in the peri-implant hard and soft tissues: A histomorphometric study in dogs. **Implant Dentistry.**, v.12, p.10, Mar. 2003.

PERSSON, L. G.; LEKHOLM, U.; LEONHARDT, A.; DAHLÉN, G.; LINDHE, J. Bacterial colonization on internal surfaces of Branemark system implant components. **Clinic. Oral Impl. Res.**, v.7, p.90-95, 1996.

PIATTELLI, A.; SCARANO, A.; PAOLANTONIO, M.; ASSENZA, B.; LEGHISSA, G. C.; BONAVENTURA, G. D.; CATAMO, G.; PICCOLOMINI, R. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. **J.Periodontology.**, v.72, n.9, p.1146-50, Set. 2001.

PIATTELLI, A; VRESPA, G; PETRONE, G; IEZZI, G; ANNIBALI, S. Role of the microgap between implant and abutment:

A restropective histologic evaluation in monkeys. **J. Periodontology.**, v.74, n.3, p. 346-51, March 2003.

QUIRYNEM, M. et al. Microbial penetration along the implant components of the Branemark system: anin vitro study. **Clin.oral Implants Res.**, v.5, n.4, p.239-44, Dec. 1994.

SARTORI, I. A. M.; FRANCISCONE, C. E. Análise comparativa da interface intermediario/cilindro protético. **Rev. Bras. Odont.**, v.57, f.6, p.367-71, Nov/Dez. 2000.

SCHULTE, J.K. External hex manufacturing tolerancesof six implant systems : a pilot study. **Implant Dent.**, v.3, n.1, p.51-3, Spring 1994.

TODESCAN, F. F.; PUSTIGLIONI, F. E. Influence of the microgapin the peri-implant hard and soft tissues: A histomorphometric study in dogs. **Int. J. oral Maxillofac. Impl.**, v.17, p.467-72, 2002.

TSAI, N.; HERMANN, J. S.; MCMANUS, L. M.; MEDINA, R.U.; OATES, T. W.; SCHENK, R. K.; BUSER, D.; MELLONIG, J. T.; COCHRAN, D. L. Location of implant/abutment interface influences inflammation in peri-implant soft tissue. **Clin. Oral Impl. Research.**, v.12(4), p.419, Aug. 2001.

VALLE, A. A. L.; BONFANTE, G. Analise do desajuste da interface intermediario/prótese após a aplicação da porcelana. **Rev. Brás. Odont.**, v.60, n.1, p. 10-13, Jan./Fev. 2003.

VIDIGAL JUNIOR, G.M. et al. Evaluation of the implant-connection interface using scanning electron microscopy. **Braz. Dent. J.**; v.6, n.1, p.17-23, 1995.

ZARB, G. A.; ZARB, F. L. Tissue integrated dental prostheses. **Quintessence Int.**, v.16, n.1, p.39-42, 1985.

Anexo

15.0kV

50.0 μ m



Anexo

Implantes

Neodent: validade: 02/08 lote: 11357 (referente item 4.1.1).

Conexão: validade: 08/06 lote: 4081074205 (referente item 4.1.2).

Titanium fix: validade: 06/09 lote: 462104 (referente item 4.1.3).

Sterngold Implamed : validade: 10/06 lote : x3501 (referente item 4.1.4).

Componente protético

Conexão (referente item 4.2.2.1)

2 pilares cônicos validade : 07/09 lote : 4073237

2 pilares gold ucla validade : 05/09 lote : 4053195

2 pilares micro unit validade : 08/09 lote : 4083060

Neodent (referente item 4.2.2.2)

2 pilares cônicos validade : 04/06 lote : 12646-0800404

2 pilares gold ucla fabricado : 05/04 lote : 13224-040504

2 mini pilares cônicos validade : 07/06 lote : 15565-280704

Titanium fix (referente item 4.2.2.3)

2 pilares cônicos validade

2 pilares gold ucla

2 pilares micro unit

Sterngold Implamed (referente item 4.2.2.4)

2 pilares cônicos validade : 06/06 lote : x0561

2 pilares gold ucla validade : 05/06 lote : 3945/4575/4398

3i Implant Innovation (referente item 4.2.2.5)

2 pilares cônicos validade : 02/08 lote : 211032

2 pilares gold ucla validade : 08/14 lote : 232198