

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Dalton Suzuki

Avaliação da desadaptação marginal e interna de copings metálicos e de alumina para próteses unitárias implanto-suportadas cimentadas

CURITIBA
2010

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Dalton Suzuki

Avaliação da desadaptação marginal e interna de copings metálicos e de alumina para próteses unitárias implanto-suportadas cimentadas

Dissertação apresentada ao
Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico,
como parte dos requisitos para obtenção do título
de Mestre em Odontologia ,
área de concentração Implantodontia

Orientadora: Prof a. Dra. Fernanda Faot

CURITIBA
2010

Suzuki, Dalton
S968 Avaliação da desadaptação marginal e interna de copings metálicos e de alumina para próteses unitárias implanto-suportadas cimentadas. Curitiba,2010

103f. : il. ; 31 cm.

Dissertação (mestrado) – Instituto Latino Americano de Pesquisa Ensino Odontológico – Programa de Pós - Graduação em Odontologia Área de Concentração: Implantodontia. Curitiba, 2010

Orientadora: Prof. Dra. Fernanda Faot.

Inclui bibliografia.

1. Próteses e Implantes 2. Microscopia. 3. Cimentação.I. Título.

Dalton Suzuki

Avaliação da desadaptação marginal e interna de copings metálicos e de alumina para
próteses unitárias implanto-suportadas cimentadas

Presidente da Banca: Profa. Dra. Fernanda Faot

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra Ivete de Mattias Sartori

Prof. Dr. Filipe Polesi Branco

Aprovada em: 07/04/2010

Dedicatória

A minha esposa, DENISE, por estar sempre ao meu lado, me apoiando, me incentivando, me amando e me orientado para juntos crescermos.

Ao meu filho, GUILHERME, RAZÃO E EMOÇÃO de minha vida.

A meus pais, SHIZUO E MARIA, que se dedicaram e me incentivaram, mostrando sempre o caminho do bem.

Agradecimentos

À Deus, acima de tudo e de todos...

Pelo privilégio de participar da primeira turma de Mestrado do ILAPEO.

Ao Dr. Geninho Thomé que me conduziu desde o início de minha formação na Implantodontia.

À Dra. Fernanda Faot, mais que Orientadora, uma grande amiga.

À Dra. Ivete Mattias Sartori pelos ensinamentos, pelo exemplo de pessoa e pelo empenho dedicado à nossa formação.

À Hyung e Paola, uma das melhores equipes que já tive, grandes amigas e companheiras.

À amizade de todos alunos: Edivaldo, Mário, Wagner, Mauricio V., Mauricio C., Rodrigo, Marcão, Elirio e José Carlos.

Ao Vitor e Carol, com carinho muito especial, pela orientação nos momentos difíceis deste trabalho.

À NEODENT pelos materiais e equipamentos fornecidos, pelo incentivo à pesquisa e pelo interesse no desenvolvimento da odontologia.

Ao Laboratório de Metalografia da PUC, especialmente a Jeison Sanders, técnico responsável.

À Edson Oliveira (Laboratório Ideal), pelo empenho no trabalho protético realizado.

À todos os professores, funcionários e pacientes que contribuíram para nosso crescimento.

Muito Obrigado!

Sumário

Listas
Resumo

1. Introdução	11
2. Revisão de Literatura	
2.1. Desadaptação marginal em próteses convencionais.....	16
2.2. Desadaptação marginal em prótese sobre implantes.....	23
2.3. Prótese Cimentada sobre Implante	38
2.4. Distâncias biológicas e o tecido periimplantar	40
3. Proposição.....	44
4. Materiais e Métodos	45
5. Artigos Científicos	60
6. Referências.....	87
7. Apêndice	91
8. Anexo	103

Lista de Figuras

Figura 1 - Especificações do munhão universal 3,3 x 6 x 2,5 mm e cilindro calcinável	44
Figura 2 - Passos para a confecção da matriz e enceramento para obtenção do padrão de fundição B.C.D.E.F).....	47
Figura 3 - Inclusão do padrão para fundição, A. aplicação do antibolha; B. Preenchimento do anel com revestimento	47
Figura 4 - Seqüência do processo de fundição	49
Figura 5 - Copings metálicos obtidos após a fundição e cilindros Calcinável, Alumina e coping fundido	49
Figura 6 - Procedimento de cimentação dos copings sobre o conjunto análogo de implante CM-munhão universal.....	51
Figura 7 - Gráfico Carga (N) x Extensão (mm) obtido pela compressão de alguns conjuntos cimentados utilizando a Máquina de Ensaio Instron 3372 durante 5 minutos sob compressão de 50N (5Kgf).....	51
Figura 8 - Microscópio Monocular e dispositivo de fixação.....	52
Figura 9 - LaboPress-1 (A), Labopol 5 (B).....	53
Figura 10 - Amostras embutidas com polimento final para serem analisadas cilindro calcinável, cilindro de alumina e copings metálicos.....	54
Figura 11 - Microscópio Óptico Olympus BX-60; B.....	55
Figura 12 - Figura esquemática da distribuição e mensuração da espessura da linha de cimentação em 6 pontos	56
Figura 13: Imagens dos pontos (A, B, C, D, E, F) observadas com aumento de 200x para mensuração no Software OMNIMET	57

Resumo

Desajustes marginais e internos das próteses sobre implantes cimentadas podem resultar na perda de retenção e assentamento inadequado das peças além de propiciar a inflamação dos tecidos periimplantares e em longo prazo gerar a perda de implantes. O objetivo deste estudo foi avaliar o desajuste horizontal e interno entre o componente protético munhão universal (3,3x6x2,5mm) e sua infra-estrutura confeccionada em alumina e ligas metálicas. Para tanto, seis grupos compostos de conjuntos de análogo de implante - munhão universal - coping foram preparados para mensuração do desajuste horizontal (n=12) no aumento de 20x em 6 faces laterais totalizando 12 leituras por conjunto. Posteriormente estes foram embutidos em baquelite e submetidas a lixamento progressivo para leitura do desajuste interno (n=9) através da visualização da espessura da linha de cimentação em 6 pontos distintos por meio de microscópio óptico com 200x de aumento. Os valores médios de desajuste horizontal e interno foram submetidos a análise de variância a 1 critério e comparados pelo testes de Tukey HSD com nível de significância de 0,05. Para a discrepância horizontal os cilindros de alumina apresentaram resultados significativamente maiores ($p < 0,05$) quando comparados aos demais grupos. Com relação ao desajuste interno diferenças estatísticas significantes ($p < 0,05$) foram observadas para os pontos A, E e F e em especial os copings de liga áurea apresentando os maiores valores nos três pontos respectivamente. Frente as limitações deste trabalho laboratorial pôde-se concluir que independentemente da liga metálica utilizada, estas não interferiram no desajuste horizontal nem no espaço interno disponível para cimentação, com exceção do ouro que apresentou tendência de menor retenção após a fundição. Cilindros de alumina apresentaram bordos com maior sobreextensão em virtude de seu desenho anatômico específico para manutenção de sua integridade estrutural apresentando assim médias favoráveis e semelhantes aos demais materiais em relação à linha de cimentação.

Palavras chaves: Próteses e Implantes; Microscopia; Cimentação

Abstract

Marginal and internal misfits of cemented implant-supported prosthesis may result in loss of retention and inadequate seating of the parts besides promoting inflammation of peri-implant tissue and generate long-term loss of implants. The aim of this study was to evaluate the horizontal and internal gap between the prosthetic component *munhão* universal (3,3 x6x2, 5 mm) and its infrastructure made of alumina and metal alloys. For this, six groups consisting of sets of implants analogues – *munhão* universal - coping were prepared for measuring the horizontal gap (n = 12) in the magnification of 20x in 6 sides, in a total of 12 readings per set. Subsequently they were embedded in Bakelite and subjected to progressive grinding to reading of internal misfit (n = 9) by displaying the thickness of cementing line in six different points using an optical microscope with 200x magnification. The average values of horizontal and internal gap underwent an analysis of variance test and compared by the Tukey HSD test with significance level of 0.05. For the horizontal discrepancy, cylinders of alumina had significantly higher values (p <0.05) when compared to other groups. Regarding the internal misfit, significant differences (p <0.05) were observed for points A, E and F and in particular the golden alloy copings with higher rates in the three points respectively. Facing the limitations of laboratory work it was concluded that regardless of the alloy used, these do not interfere with the horizontal gap or in the internal space available for cementation, with the exception of gold, which tended to lower retention after casting. Cylinders of alumina showed more over-extension edges due to its specific anatomical design to maintain its structural integrity, thus presenting favorable averages and similar to other materials in relation to the cementation line.

Key-words: Prostheses and Implants; Microscopy; Cementation

1. Introdução

Os implantes osseointegrados têm evoluído de modo extraordinário em forma, tamanho, tratamento de superfície e sistema de conexão. Concomitantemente, tanto estudos científicos quanto o desenvolvimento de técnicas cirúrgicas, biomateriais, enxertos e fatores de crescimento tem possibilitado a otimização do tratamento de espaços edêntulos (Peleg et al., 2006).

Neste sentido o sucesso clínico dos implantes osseointegrados no reposicionamento dentário tem sido clinicamente bem aceito assim como cientificamente bem documentado (Ross et al., 1997). Entretanto complicações mecânicas, técnicas e biológicas ainda são comumente descritas na literatura principalmente no que se refere a desadaptação marginal, vertical e horizontal, e desajustes internos, que interferem diretamente na integridade e longevidade do tratamento restaurador.

Desajustes marginais e internos das próteses sobre implantes cimentadas podem resultar na perda de retenção e assentamento inadequado das peças além de propiciar a inflamação dos tecidos periimplantares e em longo prazo gerar a perda de implantes (Jansen et al., 1997). No que se refere à execução de trabalhos protéticos implanto-suportados o fator determinante para minimizar o risco de infiltração bacteriana é a obtenção de adaptação passiva e precisa em dois níveis, entre implante e intermediário protético e entre este e a prótese final (de Torres et al., 2006).

Segundo Al Wazzan e Al-Nazzawi em 2007, a precisão marginal é considerada um fator crucial no sucesso e longevidade de uma prótese que requeira a fundição de infra-estruturas intermediárias. No que se refere as margens das restaurações fundidas cimentadas, sejam elas ancoradas em dentes, implantes ou ainda intermediários protéticos, estas precisam necessariamente encontrar a linha de assentamento final de

seus respectivos pilares com junções não detectáveis. Além disso, nestes casos a garantia de assentamento final irá depender: do espaço disponível entre infra-estrutura metálica e pilar que é dependente da presença ou ausência de alívios internos da peça; dos ângulos de convergência oclusal/incisal do pilar protético; da utilização de dispositivos, como canaletas ou sulcos guias que permitam a orientação do posicionamento e trajeto a ser percorrido até o assentamento final da peça sobre a linha de término; e por fim da obtenção de uma linha de cimentação uniforme em conformidade com os limites de tolerância para as paredes axial e oclusal/incisal. Alguns fatores, como o tipo de cimento e a conicidade do preparo (Ayad et al., 2009), são determinantes para essa uniformidade da linha de cimentação.

O fator determinante para o sucesso do tratamento é a manutenção da saúde periimplantar onde a presença e a quantidade de cimento na junção coroa/pilar deve ser passível de controle antes, durante e após a cimentação. Frente a esta preocupação, técnicas específicas para a cimentação de coroas sobre implantes tem sido descritas na literatura com a finalidade de controlar o extravasamento de agentes cimentantes para o interior dos tecidos periimplantares. Técnicas como a confecção de uma perfuração na face lingual da coroa protética para direcionar o escoamento do agente cimentante para fora do sulco periimplantar (Schwedhelm et al., 2003; Patel et al., 2009,) ou a remoção do excesso de cimento sobre o análogo previamente a cimentação intraoral (Caudry et al., 2009).

Outro fator a ser levado em consideração é a seleção da liga metálica a ser utilizada. Até os anos 70, apenas ligas áureas eram utilizadas para fabricar restaurações fundidas. Por razões econômicas, diversas ligas metálicas alternativas para fundição foram descobertas gradativamente para substituir ligas de ouro (Al Wazzan e Al-Nazzawi, 2007). Entretanto, no que se refere ao processo de fundição, ligas de metais não preciosos (que não contém ouro, prata, platina ou paládio em sua composição) possuem

temperaturas de fusão maiores que ligas áureas que por sua vez aumentam sua contração durante o resfriamento exigindo a utilização de revestimentos especiais para compensação da contração. Também a condutibilidade térmica e o peso dessas ligas são menores que as observadas nas ligas áureas, o que torna os procedimentos de fundição mais difíceis (de Torres et al., 2007).

Falhas em atingir passividade e precisão marginal por parte das peças protéticas e subsequente tensão nos componentes dos implantes têm sido indicados como um fator etiológico em complicações protéticas como fraturas por fadiga mecânica e desaperto de parafusos. Isto geralmente resulta em consumo de tempo e gastos em reparos. Assim uma adaptação passiva e precisa entre o implante e estruturas metálicas intermediárias também é necessária para assegurar um resultado clínico satisfatório em longo prazo (Di Felice et al., 2007).

A causa de uma má adaptação entre implante e a estrutura é multifatorial e pode ser determinada por um ou pela combinação de diferentes fatores provocando alterações dimensionais durante o preparo e o processo de confecção da peça, influenciando na precisão das estruturas metálicas fundidas como: tolerância de usinagem, desenho e morfologia dos componentes protéticos do implante fornecido pelo fabricante; material e técnica de moldagem; precisão e resistência do material do troquel; e da técnica de fundição (Di Felice et al., 2007; Koke et al., 2004). Partindo de perspectivas biológicas e mecânicas, adaptação passiva entre implantes osseointegrados e infra-estruturas protéticas tem sido reconhecida como potencial fator discriminador de prognóstico (Al Wazzan e Al-Nazzawi, 2007).

Pensando em uma conexão que ofereça maior impermeabilidade ao biofilme bacteriano e maior estabilidade mecânica, tem sido proposto na literatura a utilização preferencial do sistema Cone Morse (Çehreli et al., 2004) que consiste em um sistema de retenção interna do elemento protético sobre o implante através do atrito mecânico entre

a superfície de contato do componente protético e a parede interna do implante. As paredes do pilar protético e do implante obedecem a uma angulação que permite o maior contato possível entre as paredes das duas estruturas aumentando significativamente o nível de retenção do conjunto protético distribuindo melhor as forças nas paredes internas do implante (Çehreli e Iplikçioğlu, 2002) além de transmitir, de forma mais adequada, o gradiente de tensão na área cervical ao osso (Lazzara e Porter, 2006).

Além de o sistema Cone Morse possuir componentes de fácil manuseio de transferência e replicação, também possibilita a utilização de pilares protéticos com menor diâmetro que dos próprios implantes, afastando do osso periimplantar a interface implante-pilar protético que potencialmente pode ser contaminada com biofilme bacteriano através de qualquer alteração local que aumente a espessura gengival nessa região (Tenenbaum et al., 2003). Já são descritas como vantagens biológicas deste sistema: ausência de fenda pilar/implante no nível ósseo; fenda única de implante-prótese; a prótese inserida no sulco gengival afastada da superfície óssea com conseqüente prevenção à inflamação gengival periimplantar e odores bem como observação de menor perda óssea (Pauletto et al., 1999). Outra particularidade é a alta confiabilidade em relação ao afrouxamento e fratura dos componentes protéticos (Çehreli et al., 2004; Çehreli e Iplikçioğlu, 2002).

Apesar do sistema de implante Cone Morse proporcionar vantagem biomecânica e periimplantar, a linha de cimentação protética permanece inserida em uma região crítica dos tecidos periimplantares, em nível de sulco gengival. Diante disso, a avaliação do desajuste marginal e interno referente a espessura da linha de cimentação protética existente entre o componente protético do tipo munhão universal e a infra-estrutura metálica da prótese, tem a finalidade de certificar a obediência aos limites aceitáveis para obtenção de retenção friccional e selamento marginal adequado e efetivo para a prótese final. Apesar de extrema importância o assunto é escasso na literatura.

2. Revisão de Literatura

2.1 Desadaptação marginal em próteses convencionais

Holmes et al., em 1989, fizeram referências à terminologia usada para determinar adaptação e desajuste das restaurações indiretas sugerindo que as mesmas sejam adotadas para uma padronização de dados que possibilitem comparações. As seguintes definições foram propostas: “desajuste interno” como a distância perpendicular da superfície interna da restauração à parede axial do preparo; “desajuste marginal” como a mesma medida feita na margem; “margem sobre-estendida” como a medida perpendicular do desajuste marginal até a margem da restauração; “margem subestendida” como a distância perpendicular do desajuste marginal até o ângulo cavo superficial da restauração; “discrepância marginal vertical” como o desajuste marginal vertical medido paralelamente ao eixo de inserção da restauração; “discrepância marginal horizontal” como o desajuste marginal medido perpendicularmente ao eixo de inserção da restauração; “discrepância marginal absoluta” como a distância da margem da restauração até o cavo superficial do preparo. Os autores concluíram que as diferentes terminologias e medidas usadas nos estudos de avaliação das margens das restaurações indiretas impedem a comparação dos mesmos.

Hunter e Hunter, em 1990, discutiram configurações do contorno marginal de coroas dentárias. Os termos bisel, chanfrado, e ombro são amplamente utilizados para descrever formas de margens coronárias. Entretanto, como não há características essenciais claramente definidas de cada forma universalmente aceitas, o mesmo termo freqüentemente descreve margens de diferentes espessuras e/ou configurações. Similarmente “ângulos de bisel” não são definidos consistentemente. Enquanto a tradição favorece a utilização de formas mais estreitas de margem, muitas das razões responsáveis pela sua superioridade são questionáveis nas pesquisas atuais. A utilização de profundidades marginais além do mínimo absoluto necessário para o material da

coroa pode contribuir para o aparecimento de alguns problemas persistentes identificados em próteses fixas. Esses incluem sobrecontorno, falha na união da porcelana, pobre estética e adaptação. É sugerido que os problemas associados com sub-preparo e as possíveis vantagens de preparos mais profundos sejam reavaliados.

Ainda em 1990, Hunter e Hunter discutiram a cerca das discrepâncias clinicamente significativas, já que facilitam retenção de placa bacteriana. Consideraram que margens com geometrias biseladas têm, geralmente, sido favoráveis como uma maneira de minimizar discrepâncias de assentamento e selamento. No entanto, muitas destas discussões que ignoram os efeitos da linha de cimentação e da aplicabilidade clínica da geometria biselada, são baseadas em suposições questionáveis em relação à precisão da fundição e do assentamento. Um maior entendimento sobre contornos marginais de restaurações e saúde gengival indica a necessidade de margens menos subgengivais, o que requer uma reavaliação da utilização de longos biséis. Margens horizontais podem ser confeccionadas de modo preciso, e quando combinadas com procedimentos para maximizar o assentamento coronário, podem oferecer o melhor método de minimizar discrepâncias de assentamento e maximizar a saúde gengival.

O efeito in vivo da discrepância marginal de coroas metálicas sobre a saúde periodontal foi estudada por Felton et al., em 1991. Quarenta e duas restaurações com término subgengival em chanfro e tempo mínimo de uso de quatro anos foram selecionadas em pacientes da Universidade da Carolina do Norte. A região do término foi moldada para análise em microscopia eletrônica de varredura e o índice gengival foi obtido por sondagem da profundidade do espaço periodontal na região vestibular. Os autores concluíram que o aumento na discrepância entre a peça fundida e o dente preparado resultava em aumento da inflamação gengival.

Tjan et al., em 1991, avaliaram o desajuste cervical de coroas totais confeccionadas em cinco ligas alternativas, comparando-as com coroas totais

confeccionadas em liga de ouro tipo III. Os autores citaram que durante a seleção de uma liga alternativa para restauração fundida, um dos fatores importantes a ser considerado era a precisão dimensional da peça resultante do processo de fundição. Clinicamente, os autores consideraram que uma restauração tinha aceitável desajuste cervical quando a fenda era imperceptível visualmente ou por sondagem. Os autores ponderaram que a existência de fenda cervical permitia a dissolução do material de cimentação exposto ao meio bucal, formando um nicho para crescimento bacteriano que possibilitava a ocorrência de inflamação gengival, recidiva de cárie e inflamação pulpar. Os autores concluíram que: a liga à base de prata-paládio produziu resultados próximos aos da liga de ouro tipo III; a liga à base de níquel-cromo-molibdênio produziu os maiores valores de desajuste cervical; o alívio interno propiciado pelo espaçador para troquéis era imprevisível, sendo recomendado calibrar o número de camadas de acordo com a liga utilizada.

Bernal et al., em 2003, compararam o efeito da convergência oclusal (TOC) de 20 e 30 graus, a dimensão ocluso-cervical e o tipo de cimento na resistência ao deslocamento das restaurações cimentadas implanto-suportadas. Preparos cilíndricos com ângulos TOC de 20 e 30 graus e dimensões ocluso-cervicais de 4 mm (S) e 8 mm (L) foram confeccionados por um processo de usinagem. Os cilindros tinham um término em ombro de 1 mm de profundidade. 8 impressões foram tomadas de cada cilindro usinado e vazado em gesso tipo IV, para um total de 32 modelos. Isolante foi aplicado em cada modelo. Um padrão em cera foi confeccionado, e os 32 padrões foram marginados, revestidos e fundidos em liga de ouro tipo IV (n = 8). As coroas de ouro foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco. Temp-Bond, Temp-Bond com vaselina (30%), e cimento provisório IMProv (acrílico/uretano) sob carga de 10Kg e levados a um umidificador à 37 graus Celsius por 1 hora antes do teste. Uma força de tração uniaxial foi aplicada à coroa utilizando uma máquina de ensaio Instron com velocidade de 5mm/min até ocorrer falha do cimento. Modelos de análise de variância foram adaptados para determinar o efeito do

TOC, dimensão ocluso-cervical, e tipo de cimento das restaurações na força de tração média. Para cada tipo de cimento, as forças medias de tração foram significativamente maiores nas TOC de 20 graus e 8mm de dimensão ocluso-cervical comparadas com os outros preparos. Neste preparo, IMProv teve a maior resistência média à tração (47,7 +- 8,4 Kg), seguido pelo cimento de fosfato de zinco (38,2 +- 8,8 kg), Temp-Bond (35,9 +- 4,4 kg), e Temp-Bond mais vaselina (8,2 + - 22 kg). Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi observada entre Temp-bond e cimento de fosfato de zinco quando foi utilizado TOC de 20 graus e dimensão ocluso-cervical de 8mm. Não houve diferença estatística na resistência média à tração para o Temp-Bond mais vaselina com diferentes preparos ($p > 0,05$) exceto com foi utilizado 20 graus de TOC e 8 mm de dimensão ocluso-cervical. A força média de tração foi significativamente diferente entre o grupo Temp-Bond e Temp-Bond mais vaselina para cada um dos 4 tipos de preparo ($p < 0,05$). Entre os cimentos testados, IMProv exibiu maiores valores, que foram estatisticamente significantes ($p < 0,05$). Restaurações com maiores dimensões ocluso-cervicais e menos TOC exibiram maior resistência à tração. Preparos com 20 graus de TOC e 8mm de dimensão ocluso-cervical tiveram valores de retenção significativamente maiores para todos cimentos testados. Diferenças significantes na força de tração médias foram observadas, com maior resistência para o cimento IMProv, seguido pelo cimento de fosfato de zinco, e por último Temp-Bond mais vaselina.

Em 2005, Wöstmann et al. reproduziram um estudo comparando três diferentes tipos de término dos preparos para restaurações metálicas com ligas de alto conteúdo de ouro. As restaurações foram cimentadas em 90 pacientes que tinham dentes com extração indicada. O desajuste marginal foi medido com um microscópio eletrônico de varredura. Resultados mostraram desajustes menores que 150 μm . A precisão de adaptação foi influenciada decisivamente também por outros parâmetros clínicos. Estes foram considerados de maior influência do que tinham sido considerados no passado. Os autores sugeriram que, enquanto as restaurações forem fixadas por um agente de

cimentação, a odontologia deveria se preocupar em compreender melhor a influência da configuração da margem e sua precisão de adaptação, e a influência destes fatores na saúde periodontal, na longevidade da restauração e do dente em questão.

Lopes et al., em 2005, avaliaram a adaptação marginal interna e cervical de coroas metálicas totais fundidas e re-fundidas com a mesma liga de prata-paládio, usando 3 diferentes configurações marginais: ombro reto, ombro biselado em 20 graus, e chanfrado em 45 graus. Uma liga de prata-paládio Pors-on 4 foi usada neste estudo. 30 matrizes foram feitas de barras cilíndricas de alumínio simulando um preparo de coroa total. As amostras foram divididas em 3 grupos (n=10) e as margens foram preparadas de acordo com a seguinte configuração marginal: 1mm de largura, 45 graus ombro reto, 20 graus ombro biselado ou 45 graus margem de chanfro reto, cada um com 10 graus de convergência oclusal. Os cilindros foram igualmente sub-divididos em 2 grupos: 5 cilindros com nova liga e 5 com liga 100% refundida, para um total de 5 fundições para cada configuração marginal e liga. Para medição da adaptação marginal, as coroas foram colocadas nas suas respectivas matrizes e uma carga oclusal foi aplicada de 9Kg por 1min. Os sistemas coroa-matriz foram analisados em um microscópio métrico. Para as medições de adaptação interna, as coroas foram posicionadas da mesma forma e unidas a matriz metálica com adesivo de cianoacrilato. Posteriormente, os sistemas coroa-matriz foram embebidos em resina de poliéster e as amostras foram seccionadas longitudinalmente e mesio-distalmente. Três pontos de medição foram marcados no centro da parede oclusal e no centro de cada parede axial. Três medidas foram feitas para cada um dos três pontos para um total de nove medidas por amostra. Para a liga refundida, as coroas com ombro biselado mostraram uma diferença significativa com maiores discrepâncias marginais que as amostras com chanfrado de 45 graus. Quando a adaptação axial foi analisada, não houve diferença estatística entre as configurações de margem testadas. Neste estudo, os dados em relação a discrepância marginal cervical mostraram que a nova liga teve valores médios significativamente menores que as ligas

refundidas. Os resultados deste estudo mostraram que a configuração de ombro biselado de 20 graus teve uma discrepância marginal significativamente maior que os outros, quando utilizada a liga refundida. Isto provavelmente ocorreu pela dificuldade da liga de alta viscosidade em reproduzir detalhes, como a fina margem do ombro biselado. Os achados experimentais neste estudo utilizando a liga Pors-on 4 podem ser generalizados para outras ligas PdAg, desde que essas ligas tenham uma composição relativamente parecida. É provável que o nível de adaptação verificado neste estudo seria alterado após a cimentação.

Um importante critério de sucesso para um coroa é a adaptação marginal. Entretanto, na cavidade oral, a adaptação só pode ser avaliada por métodos subjetivos. Boeckler et al., em 2005, descreveram a correlação entre adaptação marginal objetiva e sua avaliação subjetiva por dentistas e técnicos dentários. Trinta pré-molares e molares humanos foram aleatoriamente divididos em seis grupos e preparados com término em ombro. Para cada grupo, coroas totais foram confeccionadas com diferentes ligas e tecnologias (Fundição: AuAgCu, AuPdPt, PdAgAu, CoCrMo, and Ti; Brunimento: Ti). As coroas foram cimentadas com cimento provisório. Dez dentistas e 10 técnicos avaliaram a adaptação marginal das coroas com uma sonda exploradora nova. As coroas foram então limpas e cimentadas com cimento de fosfato de zinco. A fenda marginal e a possível margem sobre-extendida das coroas foram examinadas em microscópio de luz em aumento de 560X. As fendas e sobre-extensões marginais médias foram calculadas para cada grupo. Significâncias foram detectadas por análise de variância (ANOVA) e teste post-hoc (Bonferroni, $p < 0,05$). Correlações entre medições objetivas e subjetivas foram avaliadas utilizando o teste Person. A influência dos valores medidos na avaliação subjetiva foi determinada por análises de regressão. Os resultados observados mostraram que coroas feitas de diferentes ligas e tecnologias mostraram diferença significativa ($p < 0,05$) parcial entre as adaptações marginais (média variando entre 35 μ m e 92 μ m) e diferença significativa entre as sobre-extensões marginais (média variando

entre 40µm e 149µm). Foram encontradas correlações significativas ($p < 0,05$) entre as observações subjetivas e os dados objetivos. Correlações significativas ($p < 0,01$) também foram encontradas entre as observações subjetivas de dentistas e técnicos. Nas avaliações subjetivas dos dentistas, apenas a margem sobre-extendida teve uma influência significativa ($p = 0,00$), quando comparada à fenda marginal.

Paulino et al., em 2007, compararam a fundibilidade do titânio comercialmente puro com ligas metálicas a base de NiCr. A fundibilidade foi avaliada indiretamente determinando a nitidez das margens da coroa fundida utilizando a técnica da cera perdida. Fundibilidade foi expressa em termos de deficiência entre uma margem fundida obtida e uma margem potencialmente perfeita. As margens da coroa foram impressas em um silicone de moldagem. O grau de arredondamento marginal foi medido e comprimentos de deficiências marginais foram calculados. Sessenta padrões de coroas em resina acrílica com margens em cera foram preparados em uma matriz de coroa em aço tendo 30 graus de término em bisel. O grau de arredondamento marginal em cera foi determinado no grupo controle (grupo W, $n = 15$). As outras 45 coroas foram divididas em 3 grupos ($n = 15$) e fundidas em titânio comercialmente puro (grupo Ti), liga de NiCrBe (grupo VB) e liga NiCr (grupo VBII). Configurações marginais para os padrões em cera e amostras fundidas foram medidas com o mesmo método, utilizando impressões de silicone das margens. Após polimerização, o silicone foi seccionado em oito pontos pela área marginal, assim seções transversais das margens poderiam ser observadas. Deficiência marginal foi determinada utilizando medidas de microscópio das seções de silicone e cálculos. Os dados foram submetidos aos testes estatísticos *One-way ANOVA* e Tukey HSD ($\alpha = 05$). A análise estatística mostrou diferença significativa entre os grupos W, Ti, VB e VBII ($P < 0,01$). O teste de Tuckey revelou que Ti (108 +/- 26 micron) não foi estatisticamente diferente do VBII (95 +/- 35 micron), mas foi significativamente diferente dos grupos VB (22 +/- 5 micron) e W (19 +/- 6 micron), que foram similares.

Dentro dos limites do estudo, os autores puderam concluir que a fundibilidade do titânio foi pobre comparada à liga NiCrBe, mas similar à liga NiCr.

Wettstein et al., em 2008, compararam a fenda interna entre os dentes pilares e próteses fixas parciais posteriores de três elementos utilizando zircônia usinada e estruturas fundidas de ouro. A fenda interna foi definida como a distância perpendicular entre a estrutura e o dente pilar. A hipótese nula foi que próteses fixas com estrutura de zircônia exibiriam fendas internas similares às aquelas estruturas de ouro. Em 25 pacientes, foram selecionadas 32 próteses fixas parciais, sendo 16 com estrutura de zircônia, e 16 metalocerâmicas, como grupo controle. O preparo dos dentes pilares foi realizado da mesma maneira nos 2 grupos, apenas com modificações necessárias para próteses livres de metal. As próteses foram provadas e ajustadas até aceitação clínica de adaptação marginal. As próteses foram preenchidas com silicone de baixa viscosidade e colocadas sobre os pilares. Esta fina camada de silicone representando discrepância entre as estruturas e os pilares foi estabilizada colocando um silicone mais viscoso de diferente cor dentro das infra-estruturas. O silicone mais viscoso mimetizou os dentes pilares. Os dois silicones foram juntamente removidos da infra-estrutura. A espessura do silicone representando a discrepância foi medida em microscópio óptico em aumento de 20x. Os autores observaram que próteses fixas de 3 elementos com infra-estruturas em zircônia exibiram maiores fendas internas que aquelas construídas utilizando a técnica convencional de metalocerâmica. No presente estudo a primeira marca comercial disponível para o sistema CAM foi utilizada. Atualizações do software já estão disponíveis e melhoraram a precisão das estruturas.

2.2 Desadaptação marginal em prótese sobre implantes

Jansen et al., afirmaram em 1997 que sistemas de implantes em dois estágios resultam em desajustes entre implante e pilar que pode agir como um ninho para

bactérias e pode possivelmente causar reações inflamatórias nos tecidos periimplantares. Estes desajustes entre componentes são inevitáveis, e seu significado clínico tem sido muito negligenciado por fabricantes e clínicos. O objetivo deste estudo foi determinar quando ocorre a micro-infiltração bacteriana na interface pilar-implante. Treze diferentes combinações pilar-implante foram sujeitas a um experimento microbiológico *in vitro*, no qual a infiltração bacteriana (*Escherichia coli*) foi observada. As interfaces pilar-implante testadas foram diferentes em muitos aspectos: primeiro, uma distinção entre implantes com interface cônica e com interface reta; além disso, uma distinção entre pilares em uma e múltiplas peças, que são conectados ao implante por um parafuso separado. Todos os implantes apresentaram infiltração bacteriológica durante o período de observação de 14 dias. Para todos os sistemas, com exceção do Frialit-2 com um anel, bactérias *E. coli* foi observada na suspensão no primeiro dia de observação. Na maioria dos casos a infiltração foi observada nos primeiros 2 dias. A espessura do desajuste marginal entre os componentes pré-fabricados, medida com microscópio eletrônico de varredura, foi menos de 10 micrômetros.

Byrne et al., em 1998, compararam a adaptação marginal entre pilares pré – usinados de fábrica, pilares preparados em laboratório e pilares calcináveis. Foram comparados em termos de: adaptação marginal *abutment*-implante e adaptação entre a parte inferior da cabeça do parafuso de ouro e a base onde ele assenta no componente. Seis combinações de implantes e componentes foram seccionados, polidos e analisados com um microscópio, para observar a adaptação da interface. Então foram observados em um microscópio nas duas áreas de adaptação em 100X. Os grupos que utilizaram componentes calcináveis mostraram maior discrepância vertical nos dois locais observados. Alguns apresentaram discrepância horizontal negativa (Nobel) que pode ser intencional. O estudo mostrou que a queima da porcelana sobre os componentes pré fabricados não altera sua adaptação de forma notável. Foi observado que os abutments pré-fabricados possuem adaptação superior àqueles fundidos ou finalizados no

laboratório. Mesmo que a fundição e queima da porcelana seja realizada sobre eles (pré-fabricados). Algumas vezes os abutments calcináveis ainda precisam ser utilizados em clínica, por isso os meios de fundição e acabamento em laboratório devem ser aperfeiçoados.

Sutherland et al., em 1998, mediram seqüencialmente as discrepâncias marginais médias de restaurações metalocerâmicas durante o processo de fabricação de coroas com cilindros de ouro Cera-One e com a cimentação das coroas sobre os pilares. Quinze implantes foram embebidos em resina acrílica para facilitar o manuseio e padronizar as medições. Cada um dos 15 cilindros foi instalado sobre os pilares para avaliação da discrepância marginal, sendo medida no menor espaço entre cada cilindro e pilar em quatro locais diferentes (0°, 90°, 180° e 270°). Para cada combinação cilindro-pilar, uma medida foi feita no meio de cada um dos quatro lados do bloco de resina. A medida da discrepância marginal foi feita da borda inferior da margem do cilindro a margem superior do pilar. Todas as medidas foram feitas utilizando um stereomicroscópio. A primeira mensuração foi realizada após a fundição dos copings. As coroas foram submetidas a dois ciclos de queima a 960°C e 1 ciclo de glaze a 930°C e as discrepâncias marginais foram medidas novamente. As coroas metalocerâmicas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco. O excesso do cimento foi removido e a medida da discrepância marginal feita após 5 minutos da cimentação. As coroas foram mantidas sobre pressão digital até que as medidas fossem realizadas. Os autores observaram que discrepâncias marginais médias para coroas metalocerâmicas Cera-One cimentadas com fosfato de zinco foram significativamente maiores que discrepâncias exibidas por cilindros de ouro, infra-estruturas fundidas em metal, e coroas metalocerâmicas não cimentadas. Coroas metalocerâmicas Cera-One fabricadas com cilindro de ouro exibiram discrepâncias marginais médias de 11,06µm antes da cimentação e 31,47µm após a cimentação. Comparadas com coroas Cera-One

fabricadas utilizando copings cerâmicos, coroas Cera-One fabricadas com cilindros de ouro podem resultar em discrepâncias significativamente menores.

Zervas et al., em 1999, avaliaram a distorção inerente a fundição, soldagem e queimas simuladas de porcelana de próteses parciais fixas implanto-suportadas parafusadas de três elementos (FDPs). Foram confeccionados dez padrões em revestimento de gesso contendo dois implantes, com 20mm entre os centros dos implantes. Cinco amostras foram fundidas em liga de alto paládio, expostas a queimas de porcelana simuladas, seccionadas e então soldadas com solda de baixa fusão. Cinco amostras foram fundidas, seccionadas, soldadas com solda de alta fusão, e então expostas a queimas simuladas de porcelana. Para cada amostra, duas distâncias horizontais e seis verticais entre pontos de referência pré-determinados foram medidos com microscópio de varredura. Comparações foram feitas entre as várias medidas obtidas após a confecção do enceramento, fundição, solda de baixa e alta fusão, e a cada queima da porcelana. Os dados foram analisados utilizando ANOVA ($\alpha = 0,05$). Foi detectada diferença significativa na quantidade de distorção horizontal durante a fundição (53 ± 24 microns) e solda de alta fusão (49 ± 50 microns), assim como na quantidade de distorção horizontal durante a solda de alta fusão (49 ± 50 microns) e solda de baixa fusão (17 ± 26 microns). Entretanto, não houve diferença significativa clinicamente na quantidade de distorção horizontal durante a fundição, solda de alta e baixa fusão. A maior quantidade de distorção durante os ciclos de queima de porcelana simulados ocorreram durante o ciclo de oxidação. Os autores concluíram que a solda não melhorou a adaptação da fundição de um modelo FPD parafusado de três elementos. Infra-estruturas metalo-cerâmicas sobre implantes devem ser oxidadas antes da avaliação de adaptação intra-oral.

Çehreli et al., em 2002, avaliaram a influência da localização da carga na transferência de tensões ao redor dos implantes, diferindo carregamento axial ou oblíquo

em próteses cimentadas. Foram fixados extensômetros em dez implantes. Pilares retos foram conectados aos implantes, nos quais quatro modelos de próteses fixas foram fabricados em NiCr com oclusais planas. Uma carga axial de 50N foi aplicada no centro de cada implante, e fora do centro do implante. Registros dos dados de cada desenho foram avaliados e observados os pontos de transferência das cargas. Uma tendência ao aumento da magnitude da tensão na carga fora do longo eixo do implante foi observada. O ponto de transmissão de carga afetou quantitativamente as tensões ocorridas nas cargas axiais, assim como nas cargas não axiais; entretanto análises estatísticas não revelaram diferenças quando os implantes foram posicionados em arco, o que reafirma a idéia de que quando implantes são posicionados em diferentes planos na região posterior da boca a tensão é diminuída. Para o autor um controle biomecânico na carga dos implantes é essencial para se conseguir sucesso longitudinal, sendo que o desenho dos implantes e das próteses e a transmissão das forças têm uma influência definitiva na quantificação da tensão.

Rubo et al., em 2002, avaliaram a adaptação marginal de cilindros calcináveis fundidos em liga de cobalto-cromo a partir de matrizes plásticas, comparada com a adaptação de cilindros pré-fabricados em prata-paládio. Um análogo de implante foi preso à uma base octogonal de aço inoxidável medindo 16mm de altura e 10mm de largura, para prender uma réplica de implante. Um intermediário convencional com 4 mm de altura foi fixado à réplica usando-se uma força de torque de 20N/cm². Sobre o intermediário, 5 cilindros de prata-paládio e 5 de cobalto cromo foram fixados por meio de parafusos de titânio com torque de 10N/cm². Cada cilindro foi analisado três vezes em oito locais determinados pelos lados octogonais da base em aço. Após as medidas iniciais, os cilindros foram soltos e novamente parafusados com 10N/cm². Todo o processo foi repetido uma terceira vez, somando 24 leituras de interfaces de cada conjunto intermediário-cilindro. Para leitura foi utilizado microscópio óptico sob magnificação de 150X, com luz de fundo verde. Foram considerados resultados “alfa”

quando existia contato próximo entre as interfaces pilar/cilindro. Esse valor “alfa” foi verificado em todas as leituras. Os autores concluíram que todos os cilindros de prata-paládio e de cobalto-cromo apresentaram adaptação ao intermediário, não havendo diferença entre eles em relação à adaptação.

Çehreli et al., compararam em 2004, a resistência à fadiga de pilares cone morse de uma (pilar sólido) e duas peças (synOcta). Os autores avaliaram os valores de pré-carga residual e se houve ou não solda fria na interface. Foi verificado que os pilares apresentavam sinal de desgaste na superfície do cone, mas não nas roscas dos parafusos. O cone funciona como proteção das roscas, sendo a fricção existente decisiva na manutenção da pré-carga. Não houve nenhum caso de desaperto total, todos ficaram estáveis após os ensaios. Os valores de torque de remoção dos pilares de corpo único foram maiores. Em um caso houve aumento do torque de remoção, mas na média houve 8% de perda em relação ao valor de torque de aperto, verificando a ausência de solda fria.

Sartori et al., em 2004, compararam a adaptação de próteses de três elementos suportadas por 2 implantes fundidas em titânio e em ouro, antes e após eletro-erosão. Estruturas foram fundidas em peça única, cinco em liga de ouro e cinco em titânio comercialmente puro. As leituras foram realizadas em microscópio ótico, nas superfícies vestibular, lingual e proximais, três vezes em cada local, em um total de 12 pontos para cada cilindro. Antes da eletro-erosão, a liga de ouro teve menores níveis de desadaptação ($12,6 \pm 3\mu\text{m}$ com os parafusos apertados) do que o titânio ($30,1 \pm 6,4\mu\text{m}$ com os parafusos apertados) assim como após (Au – $5,4 \pm 2,3\mu\text{m}$ e Ti – $16,1 \pm 5,5\mu\text{m}$). A eletro-erosão reduziu significativamente os valores de desajuste em todas as peças sob quaisquer circunstâncias.

Kano et al., compararam em 2004, a adaptação de cilindros sobre implantes sendo eles pré-fabricados, fundidos em cobalto-cromo ou fundidos em níquel-cromo.

Cinco amostras de (1) cilindro plástico fundido em cobalto-cromo, (2) cilindro plástico fundido em níquel-cromo, e (3) cilindro pré-fabricado com cinta metálica em paládio foram examinados na interface intermediário/cilindro protético considerando desajuste vertical, desajuste horizontal e profundidade da fenda. Cada amostra foi analisada em 8 diferentes locais ao redor da interface, utilizando microscópio ótico com aumento de 150X equipado com acessório para medição. Os valores médios para desajuste vertical, horizontal e profundidade foram, respectivamente, 4,13 μ m, 14,5 μ m e 6,93 μ m para o cilindro pré-fabricado em paládio, 23,18 μ m, 33,2 μ m e 88 μ m para os cilindros plásticos fundidos em Níquel cromo e 25,6 μ m, 51,8 μ m e 114,54 μ m para os cilindros fundidos em cobalto-cromo. Os autores concluíram que não foram encontradas diferenças estatísticas entre os grupos fundidos (grupo 1 e 2), mas uma adaptação marginal significativamente superior foi observada com os cilindros pré-fabricados quando comparado aos cilindros plásticos fundidos com níquel-cromo e cobalto-cromo para todas as análises.

Koke et al., em 2004, compararam o impacto de dois diferentes metais (titânio puro versus liga Co-Cr) e a influência do método de confecção (fundição em uma peça versus fundição em duas peças e soldagem) na precisão de assentamento de próteses parciais implanto-suportadas. Os desajustes verticais entre pilar e estrutura foram medidos com um microscópio ótico equipado com um micrômetro (Leitz) em aumento de 160x. Medições repetidas (3 vezes) dos desajustes marginais em 8 posições por implante resultaram em uma precisão de $\pm 1,7\mu$ m. As amostras foram feitas e medidas pela mesma pessoa. A média dos desajustes verticais das estruturas de liga Co-Cr (72 μ m \pm 40) mostrou uma tendência a maiores valores comparado com estruturas de titânio. As diferenças não foram significantes (Mann-Whitney U-test, $p=0,10$), por causa da variação considerável de 6 a 216 μ m dentro deste grupo experimental. Os resultados do presente estudo demonstram uma tendência em relação à melhor precisão marginal combinada com uma menor variação para estruturas de titânio em comparação com ligas CoCr. Confeccionando as estruturas CoCr em duas peças e soldando em seguida com laser

reduziu as discrepâncias marginais abaixo dos valores das pontes de titânio fundidas em uma peça.

Rodrigues Júnior et al., avaliaram em 2005, a adaptação de coifas em níquel-cromo e em In-ceram zircônia, sobre pilares sextavados tipo CeraOne. Foram utilizados neste trabalho os seguintes materiais: um implante Titamax[®] Liso 3,75 mm de diâmetro por 13,0 mm de comprimento, lote 9148 (Neodent), um Pilar Sextavado[®] de plataforma 4.1 mm e altura 1,0 mm, similar ao pilar CeraOne[®] (Neodent), 20 análogos do Pilar Sextavado[®] 4.1 mm em latão (Neodent), um análogo do implante plataforma 4.1 mm em titânio (Neodent), 10 coifas para Pilar Sextavado[®] 4.1 mm calcinável (Neodent). Foi confeccionada uma base torneada para apoio do conjunto implante-pilar-coifas que foram levados à análise ao microscópio. Esta base foi feita em aço inoxidável, tendo formato cilíndrico, medindo 4,5 cm de comprimento e 2,6 cm de diâmetro. Possui seis faces uniformes entre si e numeradas de um a seis seqüencialmente. No centro de um dos lados da peça foi feito um orifício com 13,0 mm de profundidade e 4,0 mm de diâmetro no qual foi fixado o implante, utilizando éster de cianocrilato. O Pilar Sextavado[®] foi então fixado ao implante com torque de 32Ncm e as coifas adaptadas a ele, sendo pressionadas sobre o componente por um anteparo também metálico. A análise em microscópio ótico foi realizada em seis lados de cada amostra. Os cilindros em liga de níquel-cromo tiveram menores desadaptações (média de 81,37 micrômetros) do que os confeccionados em In-ceram zircônia (média de 107,75 micrômetros). O autor coloca que se os passos laboratoriais forem respeitados e se os cilindros forem cimentados com cimentos insolúveis em meio oral, ambos podem ser utilizados como base para aplicação de cerâmica em coroas unitárias.

De Torres et al., em 2007, realizaram estudo objetivando medir e comparar adaptação passiva e vertical de fundições em uma peça sobre pilares *multi-unit* fabricadas com diferentes materiais. Esta pesquisa foi conduzida utilizando um modelo

mestre de metal feito em BRASS simulando a curva de uma mandíbula humana com cinco implantes de 3,75mm X 13mm (Titamax, Neodent). Quinze infra-estruturas similares com cantilevers de 10 mm foram enceradas utilizando copings totalmente calcináveis. As infra-estruturas enceradas foram arranjadas aleatoriamente em 3 diferentes grupos de cinco em relação ao material ao ser utilizado para fundi-las: titânio comercialmente puro (CP Ti-Tritan, Denteurum); liga cromo-cobalto (Co-Cr-Remanium 2000, Dentaureum); liga níquel-cromo-titânio (NiCrTi, Tilite Premium, Talladium Inc.). Todas as medidas foram realizadas com um microscópio óptico com aumento de 15x e precisão de 1µm (Nikon). Três medições foram realizadas nos aspectos lingual e vestibular de cada implante. O resultado final foi uma média dessas seis medidas, com apenas um parafuso apertado (adaptação passiva), e com todos os parafusos apertados (adaptação vertical). No presente estudo, liga CoCr teve piores resultados para adaptação passiva que CP Ti, mas foi estatisticamente similar a liga NiCrTi. Entretanto ela mostrou os piores resultados para adaptação vertical. Mais estudos são necessários para revisar e melhorar a utilização da liga CoCr como alternativa de fabricação de infraestruturas sobre implantes. Os valores de adaptação vertical observados neste estudo foram similares a média de adaptação marginal consideradas biologicamente aceitável em alguns estudos científicos. Os autores concluíram que os melhores resultados para adaptação marginal foram obtidos com CP Ti seguido de ligas de NiCrTi e CoCr, respectivamente.

Precisão marginal é considerada um fator crucial no sucesso e longevidade de prótese fundida. Idealmente, margens de restaurações fundidas cimentadas precisam necessariamente encontrar a linha final dos dentes preparados com junções não detectáveis. Al Wazzan e Al-Nazzawi em 2007, investigaram a precisão de adaptação marginal e interna de coroas totais fundidas e FDP de três elementos confeccionadas com CPTi e liga Ti6Al4V. Uma fôrma de alumínio de três peças para preparar amostras foi utilizada. A fôrma acomodou três troquéis de aço inoxidável e uma lacuna unidos à

base da fôrma. O primeiro troquel representou o preparo de um primeiro molar. Os dois troquéis restantes e uma lacuna representaram uma prótese fixa parcial de três elementos, consistindo em um troquel de segundo pré-molar, um pântico de primeiro molar, e um troquel de segundo molar. A superfície oclusal de cada troquel tinha um sulco em V atravessando para servir como matriz anti-rotacional. Os materiais utilizados neste estudos foram CPTi (Tritan) e liga Ti6Al4V (Vsmo). 24 amostras foram preparadas; metade delas foram fundidas em CPTi (seis coroas unitárias e seis FPDs de três elementos) e as restantes foram fundidas em liga Ti-6Al-4V (seis coroas unitárias e seis FPDs de três elementos). Cada fundição foi colocada sobre seu troquel correspondente com pressão digital e segurada até o indicador tomar presa. Um microscópio de medição com micro-calibrações foi utilizado para medir as discrepâncias marginais internas. As discrepâncias verticais marginais entre a margem da fundição e a linha externa do ombro do troquel de metal foram medidas. 4 locais de medição com distâncias iguais entre si foram selecionados dos troquéis de metal para representar aspectos vestibular, lingual, distal e mesial dos troquéis. Medições foram repetidas 3 vezes para cada local. Para avaliar a discrepância de adaptação interna cada amostra foi embebida individualmente em resina acrílica autopolimerizável e seccionada vestibulo-lingualmente pelo longo da coroa unitária ou retentor. Os desajustes internos foram medidos na metade da distância entre as paredes vestibular e lingual ocluso gengivalmente e na metade da superfície oclusal no microscópio de medição em 3 locais para cada amostra. Medições foram repetidas 3 vezes para cada local. Um alto nível de confiabilidade intra-examinador foi demonstrado utilizando o teste T pareado e a correlação Pearson. A menor média de desajuste marginal foi observada na coroa unitária de Ti-6Al-4V (36,87 μ m), enquanto que a maior foi observada para o retentor do pré-molar da FPD de CPTi (83,36 μ m). Ti6Al4V mostrou uma adaptação vertical marginal significativamente melhor que o CPTi, pros 2 tipos de restauração. Em adição, coroas unitárias tiveram uma adaptação vertical marginal melhor que os retentores de FPD para

os 2 metais utilizados. O maior desajuste entre a fundição e o troquel foi notado no ponto médio oclusal do pré-molar para o CPTi (119,8 μ m) e Ti6Al4V (101,6 μ m). Ti6Al4V revelou desajustes internos significativamente menores que o CPTi nos 2 tipos de restaurações. A adaptação interna no local médio oclusal foi significativamente maior que a adaptação axial nos 2 tipos de metal e nas 2 restaurações. Os resultados de discrepância interna para coroas unitárias e FDP de 3 elementos fundidas mostraram que os desajustes entre as restaurações e seus troquéis correspondentes foram maiores nos locais méso-oclusais que nos locais axiais. A explicação mais plausível para esta diferença na discrepância interna entre áreas oclusais e axiais é o comportamento de expansão do material de revestimento no anel de fundição. Além disso, expansão térmica do revestimento pode permitir a expansão da superfície oclusal durante a eliminação da cera conseqüentemente aumentando o desajuste oclusal interno. Se 100 μ m for usado com medida limite, todas as medições estarão inclusas na média aceitável. No entanto, partindo de perspectivas biológicas e mecânicas, adaptação passiva entre implantes dentais e superestruturas protéticas tem sido reconhecida como potencial fator discriminador de prognóstico.

Di Felice et al., em 2007, testaram a retenção e modo de falha, em pilares maciços ITI, de coroas unitárias confeccionadas utilizando uma estrutura secundária fundida cimentada a uma coroa galvânica primária versus retenção de coroas unitárias confeccionadas com infra-estrutura fundida convencional. Mais particularmente, objetivaram testar a hipótese nula que não há diferença na retenção entre coroas sobre implantes cimentadas convencionais e coroas sobre implantes baseadas em copings primários eletroformados. 50 implantes ITI de 10mm de comprimento por 4,1mm foram posicionados, utilizando um delineador, em um bloco de resina acrílica autopolimerizável. Pilares cônicos padrão de 5.5mm de altura (Institute Straumann AG) foram instalados em cada implante e foi dado torque de 35Ncm. Os conjuntos implante/pilar foram aleatoriamente divididos em dois grupos. No grupo teste, 25 coroas galvânicas primárias

foram diretamente e individualmente confeccionadas sobre os pilares. Uma infraestrutura secundária foi confeccionada em cada coroa galvânica primária por enceramento diretamente na coroa galvânica. A posição da margem desta estrutura secundária foi colocada aproximadamente 0,4mm à linha final da coroa galvânica. A estrutura secundária foi cimentada à respectiva coroa galvânica diretamente no pilar utilizando cimento resinoso com uma carga de 5Kg mantida por 10min sobre a coroa de acordo com especificação da ADA, 96. No grupo controle 25 coroas fundidas foram confeccionadas utilizando cilindros calcináveis pré-fabricados. Todos os cilindros plásticos foram revestidos, fundidos, retirados e inspecionados utilizando os mesmos procedimentos e materiais como descrito para as estruturas secundárias no grupo teste. Cada conjunto implante/pilar e correspondente coroa fundida foram numerados. Todas as coroas (teste e controle) foram cimentadas nos respectivos conjuntos implante/pilar utilizando um cimento resinoso (Panavia 21). Durante a cimentação, uma carga de 5Kg foi mantida por 10 min sobre a coroa de acordo com especificação da ADA, 96. Amostras foram então sujeitas a testes de *pull-out* utilizando uma máquina universal de testes em uma velocidade de 0,5mm/min. A carga requerida para deslocar cada coping foi anotada, e os valores médios para cada grupo foram calculados. O grupo teste mostrou um valor de retenção média significativamente maior que do grupo controle. Todas as amostras do grupo teste mostraram uma separação na interface pilar/cilindro galvânico, e nenhuma falha na cimentação foi observada na interface infra-estrutura/cilindro. Os autores discutiram que a causa de uma má adaptação entre implante e estrutura é multifatorial e pode ser determinada por um ou pela combinação dos diferentes seguintes fatores: tolerância de usinagem dos componentes do implante fornecido pelo fabricante, material de moldagem, técnica de moldagem, precisão do material do troquel, e técnica de fundição. As próteses parciais fixas cimentadas demonstraram menor tensão, do que infra-estruturas fundidas convencionais. As próteses confeccionadas com infra-estruturas fundidas separadamente cimentadas a copings primários confeccionados sobre pilares

de implantes causaram significativa menor tensão do que aqueles desenvolvidos utilizando fundição em uma peça, ou fundido-separado-soldado. Dentro das limitações do nosso estudo *in vitro*, os resultados sugerem que, em coroas unitárias, esta opção protética é superior em performance de retenção comparada com uma infra-estrutura fundida convencional, e não houve separação entre o coping primário eletro-formado (galvânico) e a infra-estrutura secundária.

Tiossi et al., compararam em 2008, a desadaptação vertical de infra-estruturas de 3 elementos suportadas sobre dois implantes, em ligas de níquel-cromo (NiCr), cobalto-cromo (CoCr) e titânio comercialmente puro (cpTi) após fundição em uma peça, após secção e soldagem à laser e após queimas de porcelana. As medições foram realizadas com microscópio ótico com aumento de 15X. Os resultados no lado com o parafuso apertado não mostraram diferenças estatisticamente significantes. No lado oposto, diferenças estatisticamente significantes foram encontrados para liga CoCr (118,64 micron para 39,9 micron) e cpTi (118,56 micron para 27,87 micron) quando comparou-se fundição em 1 peça a estruturas com solda à laser. Com os dois lados apertados, apenas a liga de CoCr mostrou diferenças estatisticamente significantes após a solda a laser. Todos os materiais foram considerados aptos à confecção de infra-estruturas. A liga de NiCr apresentou os menores valores de desajuste, mas sem diferenças estatisticamente significantes. Os ciclos de queima da porcelana não influenciaram na adaptação das estruturas.

Siadat et al., em 2008, realizaram estudo comparando o desajuste vertical e horizontal em copings unitários metálicos fabricados por três diferentes métodos. A adaptação marginal foi medida nos eixos vertical e horizontal com um microscópio eletrônico de varredura (MEV). A comparação foi entre a técnica de enceramento convencional e a técnica utilizando 2 componentes pré-fabricados. 24 análogos de pilares sólidos de 4mm de altura foram aleatoriamente divididos em três grupos. Um total de 24

copings, 8 feitos com cilindros calcináveis (ITI) (grupo BC), 8 feitos de cilindros de moldagem reutilizados (ITI) (grupo IC) e 8 com a técnica de enceramento convencional (grupo WX) foram fabricados sobre os análogos dos pilares. As superfícies dos copings foram inspecionadas com stereomicroscópio em aumento de 10x. As fundições foram fixadas sobre os análogos com adesivo de cianoacrilato e embebidas em blocos de resina acrílica autopolimerizável. Todas as amostras foram seccionadas longitudinalmente pelo centro do bloco de resina. O desajuste vertical e discrepâncias horizontais marginais foram medidas entre os análogos dos pilares e as fundições no MEV. Como resultado, os autores observaram que apesar do enceramento nos cilindros de moldagem terem produzido maiores discrepâncias verticais, não houve diferença significativa entre os desajustes cervicais em todos os grupos. A discrepância horizontal aumentou significativamente para o grupo IC e este grupo mostrou os maiores valores de sobre-contorno para qualquer ponto de medida entre todos os grupos. Neste estudo a influência do cimento na discrepância marginal não foi investigada. A maior discrepância horizontal no grupo IC implica que os técnicos devem ter maior precaução no acabamento e polimento para atingir maior adaptação horizontal. Dentro das limitações desse estudo *in vitro*, os resultados sugeriram que uma técnica de enceramento não é melhor que outra, mas elas fornecem uma classificação de técnicas em relação ao espaço de desajuste marginal medido linearmente em duas dimensões. Os achados deste estudo sugeriram que uma menor discrepância vertical marginal pode ser esperada pelo grupo do enceramento convencional (mas não estatisticamente significativa).

Oyagüe et al., avaliaram em 2008, a influência do tipo de liga metálica, do revestimento indicado para cada liga e da técnica de fundição na adaptação marginal de estrutura cimentadas sobre pilares pré-fabricados. Foram confeccionadas 30 estruturas pelo método da cera perdida, sendo 10 de cobalto-cromo, 10 de titânio e 10 de paládio-ouro. A adaptação marginal vertical foi verificada com microscópio eletrônico de varredura. As estruturas em cobalto-cromo apresentaram maiores desajustes verticais

(79,65 μm) em comparação ao titânio (31,88 μm) e paládio-ouro (23,91 μm). Os autores concluíram que as três ligas utilizadas apresentam discrepâncias marginais aceitáveis clinicamente e que uma técnica de fundição correta com titânio pode melhorar a adaptação destas estruturas fundidas.

Tosches et al., em 2009, analisaram a adaptação marginal de coroas confeccionadas sobre diferentes pilares utilizando diferentes materiais para fundição. Sessenta coroas metalocerâmicas foram fabricadas: A - 18 coroas em pilares cônicos “standart” com um cilindro de moldagem, análogos parcialmente pré-fabricados, nenhum coping e parafusadas; B - 18 coroas em pilares sólidos sem um dispositivo de moldagem, sem análogos, sem coping e cimentadas; C - 18 coroas sobre pilares sólidos utilizando um cilindro de moldagem, um análogo com ombro, nenhum coping e cimentadas. Em cada grupo 6 coroas foram confeccionadas sobre modelos de resina epoxy, 6 sobre gesso sintético e 6 sobre gesso extra duro. Seis coroas adicionais foram confeccionadas com o sistema de retenção de parafuso transversal no sistema Octa[®] com cilindros de moldagem, análogos metálicos, copings de ouro e parafusadas (grupo D). Impregum[®] foi utilizado como material de moldagem. As coroas B e C foram cimentadas com KetacCem[®]. As coroas A e D foram fixadas com um torque de 15 Ncm. As coroas foram embebidas, cortadas e polidas. Em microscópico óptico com aumento de 100x, a distância entre a margem da coroa (CM) e o ombro (desajuste marginal, MG) e a distância entre CM e o final do ombro (Altura da coroa, CL) foram mensuradas. Os resultados de MG foram 15,4 \pm 13,2 mm (A), 21,2 \pm 23,1 mm (B), 11 \pm 12,1 mm (C) e 10.4 \pm 9.3 mm (D). Nenhuma diferença estatisticamente significativa usando qualquer dos materiais de confecção do modelo foi observada. Os resultados de CL foram -21,3 \pm 24,8 mm (A), 3 \pm 28,9 mm (B), 0,5 \pm 22 mm (C) e 0,1 \pm 15,8 mm (D). Coroas foram menores quando feitas sobre materiais sintéticos. Tanto as coroas cimentadas quanto as parafusadas analisadas tiveram boa adaptação sobre os pilares, utilizando nenhum análogo, análogo parcial ou total.

Gonzalo et al., em 2009, realizaram um estudo com o objetivo de comparar dois métodos de mensuração da adaptação marginal externa em próteses fixas implantossuportadas confeccionadas em zircônia e metalocerâmicas. A hipótese nula do trabalho foi que não haveria diferenças entre os métodos de medição. Quarenta amostras de aço padronizadas foram preparadas para receber FPDs posteriores de três elementos. As amostras foram divididas em 4 grupos (n=10): 1 – metalocerâmica, 2 – Ponte de zircônia Procera, 3 – Sistema Lava total cerâmico, e 4 – In-Ceram Vita YZ 2000. Todas FPDs foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro. Dois métodos de medição foram utilizados para analisar a adaptação marginal: um programa de análise de imagens (IA) e um microscópio eletrônico de varredura (MEV) com ampliações de 340 e 31000, respectivamente. A adaptação marginal foi medida no mesmo ponto em cada pilar. Interação significativa foi observada entre método de medição e material ($P = 0,0019$). Entretanto, o método de medição não é independente do material de restauração. Diferenças entre grupos foram observadas para IA ($P=.0001$) e MEV ($P=.0013$). Diferenças significantes foram observadas para os grupos Procera ($P=.0050$) e metalocerâmica ($P=.0039$) quando os métodos de medição foram avaliados separadamente. Precisão de adaptação atingida pelos quatro grupos analisados foi dentro da variação de aceitação clínica, sendo que Procera obteve a melhor adaptação marginal utilizando os dois métodos de medição.

2.3 Prótese Cimentada sobre Implante

Pauletto et al., em 1999, relataram uma série de 4 casos clínicos apontando as potenciais vantagens e desvantagem das coroas cimentadas implanto-suportada com foco nas complicações relacionadas ao excesso residual de cimento ao redor das coroas de implantes e sugestões foram oferecidas para a prevenção desses problemas. Os autores sugeriram que guias para cimentação de coroas sobre implantes deveriam

ênfatizar a utilização de um mínimo de cimento, com completo assentamento da coroa e remoção de qualquer excesso durante a instalação da coroa. Para assegurar esse assentamento deveria ser utilizada uma visualização radiográfica. A utilização de componentes cerâmicos pode permitir a localização das margens da coroa em áreas mais acessíveis. Mesmo com todas as alternativas descritas no artigo, os autores julgam ser importante que todos os dentistas estejam familiarizados com procedimentos utilizando implantes para evitar erros em situações incomuns.

Schwedhelm et al., sugeriram em 2003, uma técnica de confecção de coroa com uma espécie de escape para cimento na instalação de coroas implantossuportadas. Apesar de envolver alguns passos laboratoriais e clínicos, a vantagem de utilizar uma técnica de ventilação como esta seria para melhorar a adaptação e diminuir o risco do cimento ser infiltrado para o sulco gengival.

Sheets et al., em 2008, avaliaram diversos cimentos para técnica de coroa cimentada sobre implantes, sendo estes: Temp Bond (Kerr), Ultra Temp regular set (Ultradent), Ultra Temp firm set (Ultradent), ImProv with petroleum jelly coating of crown (Nobel Biocare), ImProv without petroleum jelly (Nobel Biocare), Premier Implant with KY Jelly coating of abutment (Premier), Premier Implant without KY Jelly (Premier), TR-2 (Parkell), Fleck's cement (Mizzi), Ketac Cem Aplicap (3M Espe) e Fuji Plus Capsule(GC). Concluíram que os valores de retenção para dente natural versus implante metálico pode ser totalmente diferente para o mesmo cimento e não podem ser comparados. Não sugerem que uma variedade de cimento seja melhor que outra na retenção, sendo o clínico responsável em decidir a quantidade de retenção desejada entre o coping e o intermediário.

Caudry et al., em 2009, descreveram uma técnica de cimentação para prevenir a extrusão de material nos tecidos periimplantares. Os autores sugerem que o excesso de

cimento seja extravasado sobre o análogo do pilar e então a coroa é cimentada no pilar intra-oral, o assentamento é verificado e o excesso de cimento, se presente, é removido.

Patel et al., em 2009, analisaram o efeito de um orifício de extravasamento do excesso de cimento na margem da coroa/pilar. Foram confeccionadas três coroas para um mesmo dente preparado, com três diferentes diâmetros de orifício (0,75; 1,25 e 1,65mm) e em três diferentes posições: cérvico-palatina, médio-palatina e incisivo-palatina. A presença de um orifício para cimentação foi determinante para diminuição da quantidade de cimento na junção coroa/pilar. O diâmetro do orifício não influenciou na quantidade de cimento e os orifícios médio e incisivo-palatinos apresentaram melhores resultados.

2.4 Distâncias biológicas e o tecido periimplantar

Berglundh et al., em 1991, examinaram o compartimento supra-alveolar nos dentes e nos implantes. Relataram a presença de fibras extrínsecas na superfície da raiz com organização diferente da superfície do implante sendo que esta apresentava substancialmente mais colágeno (85% vs 60%) e menos fibroblastos (1 a 3% vs 5 a 15%), ou seja, rico em colágeno e pobre em células.

Estudos relativos a resposta ao acúmulo de placa bacteriana e o comportamento do tecido conjuntivo ao redor de implantes e dentes frente a lesões experimentais de periodontite e periimplantite foram realizados por Berglundh et al., em 1992, Leonhardt et al., em 1992 e Pontoriero et al., em 1994, os quais avaliaram a resposta dos tecidos periodontais e periimplantares quando expostos a períodos prolongados de formação da placa. Concluíram que nas lesões de tecido conjuntivo de longa duração sobre dentes, os períodos de destruição e de reparo se intercalam e em mucosa periimplantar é

predominante a destruição tecidual frente ao reparo, sendo assim a mucosa periimplantar menos eficaz que a gengiva no encapsulamento da lesão associada à placa bacteriana.

Iacono et al., em 2000, em um relato acadêmico da Academia Americana de Periodontia, posicionaram-se a cerca dos implantes dentários na terapia periodontal com a finalidade de esclarecer a utilidade dos implantes dentários no tratamento do edentulismo total e parcial. Considerações foram discutidas acerca dos sistemas de implantes, índices de sucesso, seleção de paciente, avaliação pré-cirúrgica, preparo do sítio, instalação imediata pós exodontia, procedimentos cirúrgicos, complicações e manutenção e pesquisas futuras. No que se refere a resposta biológica dos tecidos periimplantares, os referidos autores discorreram sobre a falta de mucosa ceratinizada ao redor do pilar protético afirmando que a ausência da mesma não tem efeito adverso no índice de sobrevivência dos implantes, porém nenhuma consideração é feita acerca da importância do papel do tecido ceratinizado na resistência frente aos traumas mecânicos, o que garante a estabilidade do tecido mole periimplantar. Com relação a justaposição dos tecidos moles, citam os autores que não há evidências para presença de fibras de Sharpey entre um implante ou pilar protético e osso, entretanto destacam que uma distância mínima de mucosa periimplantar parece ser requerida para permitir a formação de um tecido epitelial aderido.

Lazzara e Porter em 2006, realizaram um acompanhamento radiográfico de 10 anos de implantes hexágono externo e observaram remodelações em implantes de plataforma 4.1 que receberam intermediários de mesmo diâmetro e preservação da altura da crista óssea quando intermediários de diâmetro 4.1 foram utilizados em implantes de diâmetros 5.0 ou 6.0. O trabalho conclui que reduzir o diâmetro de intermediários pode ser um método para prevenir a reabsorção óssea apical da crista em relação à junção implante/intermediário e atribuem o achado ao fato de o método permitir mais distância da interface ao osso, fazendo assim com que o subproduto do infiltrado inflamatório

tivesse efeito menor no osso. Utilizam o termo “Platform switch” para designar essa situação clínica de intermediários mais estreitos que a plataforma dos implantes de hexágono externo.

Weng et al., em 2008, realizaram um estudo em animais para investigar histometricamente a influência de diferentes localizações de micro-fendas verticais na morfologia óssea periimplantar em dois tipos de conexão pilar-implante. Oito cachorros vira-latas foram usados. Em um lado 2 implantes de superfície jateada cone morse (Ankylos, grupo ANK) foram inseridos de forma que um deles ficasse com o ombro localizado a nível ósseo e o segundo implante 1,5mm abaixo do nível ósseo. O mesmo ocorreu no lado contra-lateral utilizando implante hexágono externo e superfície oxidada (TiUnite, grupo TIU). Os implantes com cicatrizadores foram mantidos na cavidade oral por 3 meses. Após um tempo total de cicatrização de 6 meses os animais foram sacrificados e 2 a 3 secções mesio-distais foram feitas para cada implante. Os cortes histológicos mostraram implantes bem osseointegrados no grupo ANK e no grupo TIU sem importar a profundidade de inserção vertical dos implantes. Os níveis ósseos periimplantares estavam coronalmente aos ombros dos implantes, quando os implantes foram instalados subcrestalmente. Pôde ser concluído que três meses após a reabertura uma reabsorção da altura óssea periimplantar de 0,5-1mm pode ser esperada, o primeiro contato osso-implante é localizado próximo ao ombro do implante se o implante for instalado 1,5mm subcrestalmente comparado com um inserção a nível ósseo e o defeito em forma de meia-lua é mais pronunciado nas junções não cônicas. As implicações clínicas desse achado podem ser que a extensão deste defeito ósseo é dependente da conexão especialmente se o implante é inserido em posição subcrestal.

Romanos et al., em 2010, realizaram um estudo para avaliar histomorfometricamente a distância biológica e as características morfológicas de tecidos moles ao redor de implantes com plataforma *switching* imediatamente carregados

instalados em maxila e mandíbula. Doze implantes foram instalados em maxila e mandíbula de um paciente fumante e após 10 meses os mesmos foram removidos em bloco e processados para análise histológica. Os resultados mostraram que na maxila a distância biológica encontrada foi de $6,5 \pm 2,5$ mm e na mandíbula de $4,8 \pm 1,3$ mm. Estes valores compreendem a soma das medias encontradas para epitélio sulcular, epitélio juncional e tecido conjuntivo. Para todas as variáveis analisadas a maxila apresentou maiores medidas com exceção do epitélio juncional, que mostrou comprimento similar ao encontrado na mandíbula. A análise isolada de cada parâmetro determinante da distância biológica periimplantar mostrou existir uma interdependência entre tecido conjuntivo, epitélio sulcular e as dimensões biológicas, sendo esta tendência aumentada na maxila em relação a mandíbula.

3. Proposição

Objetivos Gerais

O objetivo geral deste estudo laboratorial foi avaliar o desajuste marginal horizontal e interno de cilindros calcináveis plásticos, cilindros de alumina e de copings metálicos fundidos em diferentes ligas metálicas (Au, NiCr, CoCr e NiCrMoTi) para o intermediário protético munhão universal do sistema Cone Morse fundidos em diferentes ligas metálicas:

Objetivos Específicos

Os objetivos específicos da pesquisa são:

- Descrever a composição química das ligas metálicas utilizadas no estudo após o processo de fundição;
- Medir microscopicamente o desajuste marginal horizontal entre o componente protético munhão universal e sua infra-estrutura protética visando conhecer e detectar erros de extensão de cilindros pré-fabricados e copings fundidos
- Medir microscopicamente a linha de cimentação entre o componente protético munhão universal e sua infra-estrutura protética em 6 pontos distintos;
- Verificar se o agente cimentante teve espaço uniforme;
- Verificar se o tipo de material pode determinar influenciar o desajuste marginal horizontal e interno.

4. Materiais e métodos

4.1 Delineamento experimental

Esta pesquisa consistiu em um estudo laboratorial que objetivou avaliar o desajuste marginal e interno de copings metálicos fundidos confeccionados sobre um o pilar protético do tipo munhão universal de 3,3 x 6 x 2,5 mm do sistema cone Morse a partir de um pilar calcinável plástico pré-fabricado (Figura 1). Também foram avaliados neste estudo copings pré-fabricados em alumina (Figura 4C) para os mesmos componentes protéticos.

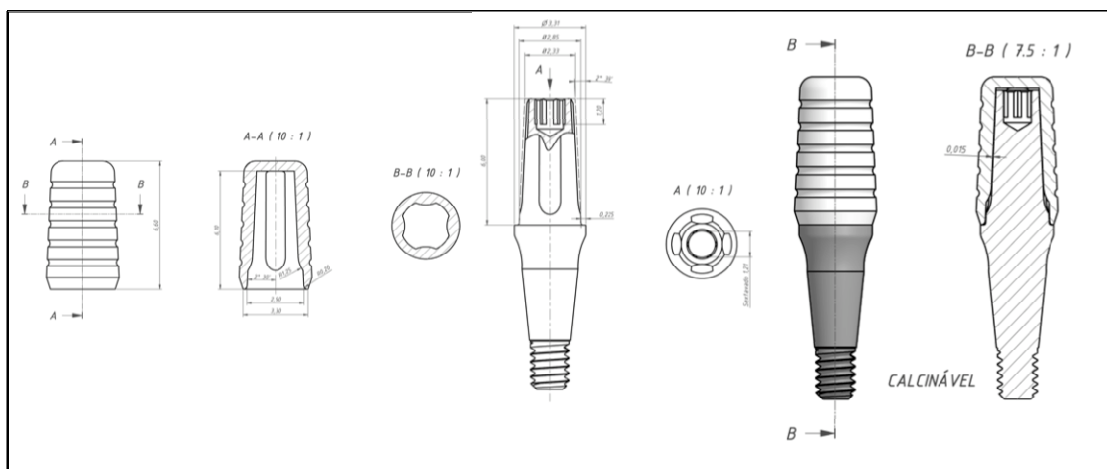


Figura 1: Especificações do Munhão Universal 3,3 x 6 x 2,5 mm e Cilindro Calcinável.

Os copings metálicos fundidos em diferentes ligas e os cilindros em alumina e calcináveis foram os fatores em estudo (variável independente) e a variável resposta (dependente) foram os valores obtidos da mensuração do desajuste marginal horizontal e os valores referentes a espessura da linha de cimentação entre munhão e cilindro/coping analisados em 6 pontos referenciais: 2 localizados no término cervical, 2 nas paredes axiais e 2 na parede incisal/oclusal.

Para tanto 54 conjuntos de análogos de implante Cone Morse - Munhão Universal 3,3 x 6 x 2,5 mm foram divididos em 6 grupos com 9 amostras e submetidos aos seguintes tratamentos: G1 - cilindro calcinável (grupo controle); G2, G3, G4 e G5 (grupos experimentais) coping metálico obtidos a partir da fundição de cilindro calcinável por meio da técnica da cera perdida nas seguintes ligas metálicas: ouro, níquel-cromo, cobalto-cromo, níquel-cromo-titânio-molibidênio; e o grupo G6 correspondente a cilindros pré-fabricados em alumina. Os materiais utilizados neste estudo estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1. Materiais utilizados neste estudo

Qtide	Material	Marca/Fabricante	Lote nº
54	Munhão universal 3,3 x 6 x 2,5	Neodent Implantes Osseointegráveis*	2844245
54	Análogo do Implante Cone Morse	Neodent Implantes Osseointegráveis*	
2	Análogo Munhão Universal 3,3 x 6	Neodent Implantes Osseointegráveis*	
9	Cilindro de alumina 3,3 x 6 x 2,5	Neodent Implantes Osseointegráveis*	
45	Cilindro calcinável 3,3 x 6	Neodent Implantes Osseointegráveis*	2848844
1	Cimento de ionômero de vidro	Meron, Voco Dental Products [#]	109002092
35 g	Liga níquel-cromo	Fit Cast Titanium, Talladium**	2723
40 g	Liga cobalto-cromo	Jelbond Premier, Jelenko ^{##}	111185-2663388
35 g	Liga tilite	Tilite Premium, Talladium**	091108
55 g	Ouro cerâmico	Stabilor G, Degussa Dental	10029143
1	Anti-bolha	Kota ^{###}	0700S
1	Cera	Inowax, Formaden***	11.1
15	Revestimento	Heat Shock, Polidental	R9133-2

* Curitiba, PR, Brasil; # Greensboro, North Carolina, USA; ** Valencia, Ca, USA; ## San Diego, CA, USA; ***Alemanha;
*** Pomerode, SC, Brasil; #### Cotia, SP, Brasil.

4.2 Confeção dos copings metálicos

Para a padronização da fundição dos copings metálicos, um análogo de munhão universal Cone Morse foi fixado em uma base de gesso tipo IV (Figura 2A) e sobre o mesmo foi assentado um cilindro calcinável plástico pré-fabricado (Figura 2B) para a confecção de um enceramento de coping com faces quadradas, planas e não retentivas (Figura 2C). A partir deste coping encerado adaptado ao munhão universal confeccionou-se um guia em material elastomérico (Zetalabor, Zhermack - Roma, Itália) em forma de muralha (Figura 2D, 2E) com a finalidade de padronizar a espessura, uniformidade e reprodutibilidade do enceramento de todos os cilindros calcináveis para posterior fundição com diferentes ligas metálicas.

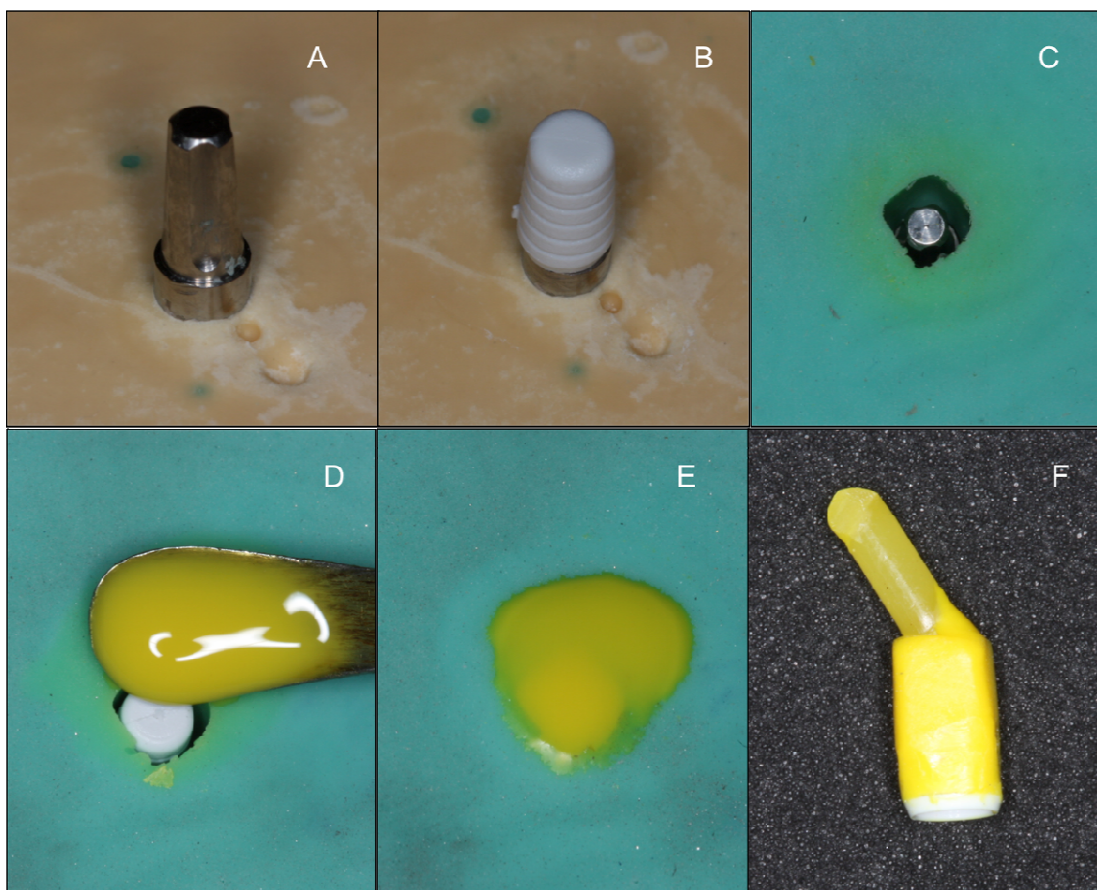


Figura 2: Passos para a confecção da matriz e enceramento para obtenção do padrão de fundição (A.B.C.D.E.F).

Para o processo de fundição, 3 copings encerados foram unidos por canais de alimentação em cera e inseridos no anel de fundição, tratados com a aplicação de solução anti-bolha (Figura 3A) e incluídos em revestimento para ligas de alta fusão (Heat Shock, Polidental, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 3B) para em seguida serem fundidas segundo as recomendações do fabricante de cada liga conforme Tabela 2.



Figura 3: Inclusão do padrão para fundição, A. aplicação do antibolha; B. Preenchimento do anel com revestimento.

Tabela 2. Composição e características das ligas metálicas utilizadas neste estudo.

Ligas	Composição	Intervalo de Fusão	Temperatura de Fusão	Coefficiente de expansão térmica	Dureza
Ouro	Au(58%),Pd, Ag	860°C – 940° C			170 275HV _s
NiCr	Ni, Cr, Mo, Ti, Be	1175°C– 1285°C	1337°	14,0 (25 - 600°C)	
NiCrMoTi	Ni, Cr, Mo, Ti	1204° C - 1302° C	1329°	14,0 (500°C)	215
CoCr	Co, Cr, Mo, Si, Mn, Fe, C	1240°C – 1350°C	1480°C	14,3 (25 - 500°C)	280

Após o processo de fundição (Figura 4), a limpeza e preparo dos copings metálicos foi realizado da seguinte maneira: remoção do excesso do material de revestimento através do uso de instrumento rotatório com broca tronco-cônica carbide PM703 (JET, Labordental, São Paulo, SP, Brasil) evitando-se qualquer toque no metal fundido e posterior jateamento de óxido de alumínio com granulação de 120µm para remoção do revestimento e limpeza da peça para posterior cimentação (Figura 5).



Figura 4: Seqüência do processo de fundição.



Figura 5: Copings metálicos obtidos após a fundição e cilindros Calcinável, Alumina e coping fundido.

Posteriormente as fundições uma análise química superficial dos copings metálicos fundidos em diferentes ligas foi realizada por Espectroscopia por Dispersão de energia de Raios-x (EDX) para confirmação e quantificação dos elementos presentes.

4.3 Cimentação da amostras

Todos os cilindros calcináveis, cilindros de alumina e copings metálicos foram cimentados ao respectivo munhão universal com cimento de ionômero de vidro de polimerização química (Meron, Voco Dental Products, Greensboro, North Carolina, USA).

A manipulação do cimento ionomérico foi realizada pela espatulação manual da proporção pó/líquido (1:1) em placa de vidro com uma espátula plástica por 30 segundos em temperatura ambiente conforme recomendação do fabricante. Posteriormente, o cimento foi inserido no interior dos cilindros e copings metálicos com auxílio de sonda exploradora, e o coping assentado sobre o munhão universal com pressão digital para extravasamento de cimento. Após, o conjunto análogo de implante-munhão universal-coping/cilindro foi posicionado sobre a mesa da Máquina de Ensaio Universal Instron 3382 (Instron Corporation, Norwood, MA) no sentido vertical para que o coping sofresse carga compressiva até o valor de 60N a uma velocidade de 0,5mm/seg (Figura 6). Alcançado este pico de carga o conjunto foi mantido em posição por 5 minutos, tempo necessário para que o conjunto fosse estabilizado em 50N conforme se observa no gráfico plotado durante o ensaio (Figura 7) e, também para a polimerização completa do agente cimentante.

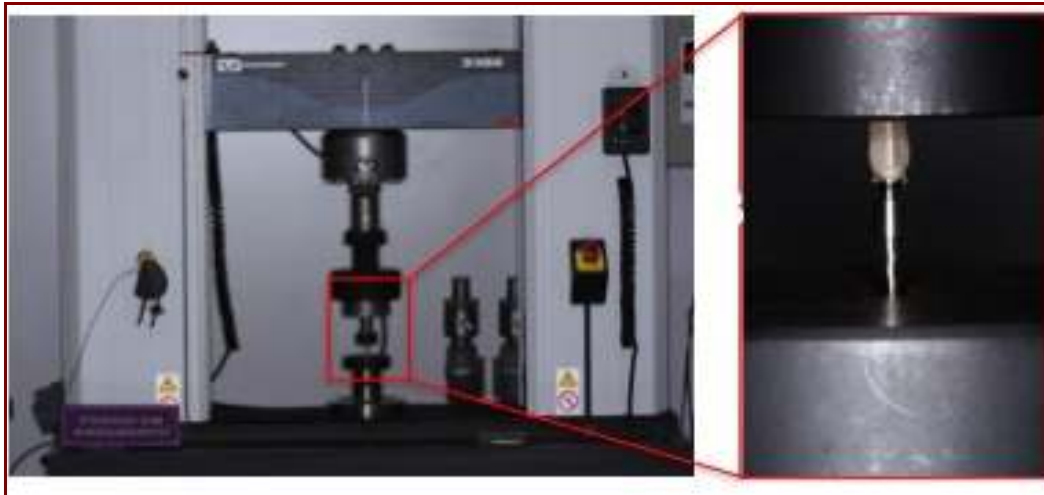


Figura 6: Procedimento de cimentação dos copings sobre o conjunto análogo de implante CM-munhão universal.

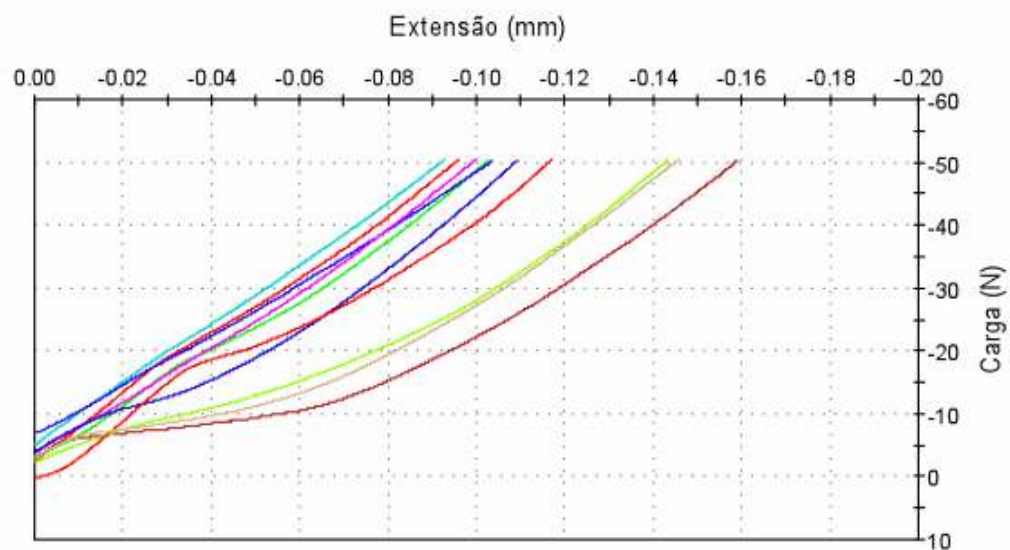


Figura 7. Gráfico Carga (N) x Extensão (mm) obtido pela compressão de alguns conjuntos cimentados utilizando a Máquina de Ensaio Instron 3372 durante 5 minutos sob compressão de 50N (5Kgf).

Uma vez cimentados os cilindros e copings, estes foram submetidos à avaliação do desajuste marginal horizontal entre a interface do munhão universal e cilindro/coping

metálicos e posteriormente avaliados quanto ao desajuste interno através da mensuração da espessura da linha de cimentação.

4.4 Avaliação do desajuste marginal horizontal

Concluída as cimentações procedeu-se a fixação do conjunto sobre uma base de latão com seis faces laterais (Figura 8), padronizando assim a avaliação simetricamente dos desajustes horizontais em 6 diferentes posições que compreendiam duas medidas de desajuste horizontal (direita e esquerda) com o auxílio de microscópio monocular para medidas de precisão (Marcel Aubert SA, modelo 183S-032, Bienne, Suíça) (Figura 8). Este dispositivo foi posicionado sobre uma base na mesa do microscópio e as mensurações positivas ou negativas foram obtidas com a lente ajustada num aumento de 20 vezes. Usou-se como referência o paralelismo da linha Y da escala (X, Y) da lente com o longo eixo do munhão para se obter a medida dos desajustes na escala em X através da movimentação do tambor micrométrico digital.

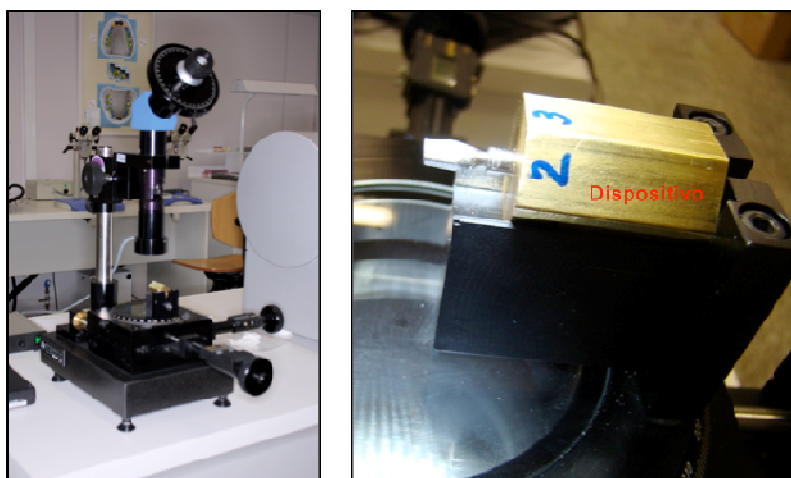


Figura 8: Microscópio Monocular e dispositivo de fixação.

4.5 Análise da espessura da linha de cimentação

Para avaliação da linha de cimentação foram adotados os passos técnicos executados para uma análise metalográfica a seguir descritos. Para tanto, 3 conjuntos iguais de análogo de implante - munhão universal - coping metálico foram embutidos no mesmo corpo cilíndrico (30 mm de diâmetro e 15 mm de espessura) em baquelite Multifast Black (Marca Struers, Copenhague, Dinamarca) através de prensa de embutimento a quente (LaboPress-1, Struers, Copenhague, Dinamarca) (Figura 9A) com pressão de 15kN durante 10 minutos. Os embutidos foram resfriados em água por 3 minutos, devido à deformação visível do coping calcinável plástico durante o embutimento sob calor e pressão.

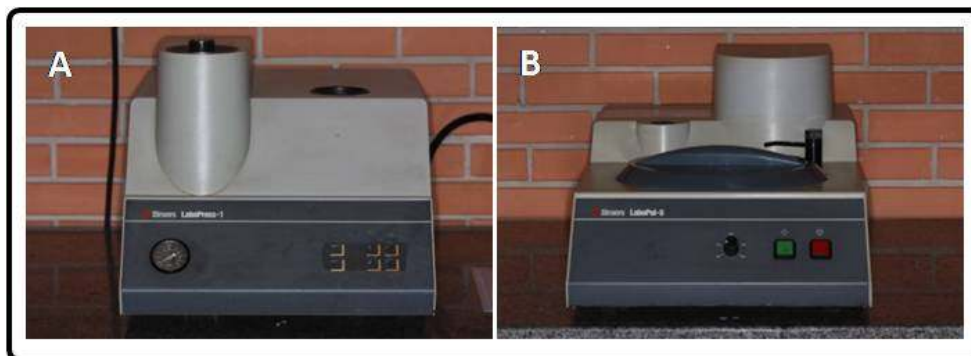


Figura 9: LaboPress-1 (A), Labopol 5 (B).

Uma vez embutidos todos os conjuntos procedeu-se ao lixamento de todos os conjuntos munhão universal/coping em lixadeira sob refrigeração constante (Labopol 5, Struers, Copenhague, Dinamarca) (Figura 9B) utilizando-se lixas com granulometrias que variaram de 220, 320, 500, 800 e 1000 partículas de Silicon Carbide até que atingissem a região central das peças em um único plano de incidência. Posteriormente, o polimento foi realizado em politriz (LaboPol-21, Struers, Copenhague, Dinamarca) com disco de

camurça e pasta abrasiva de diamante com gramatura de $1\mu\text{m}$ (Struers, Copenhagen, Dinamarca) até que o metal atingisse uma superfície espelhada (Figura 10).



Figura 10: Amostras embutidas com polimento final para serem analisadas (cilindro calcinável, cilindro de alumina e copings metálicos).

Obtido este padrão de superfície as peças embutidas foram lavadas em água corrente e secas em temperatura ambiente para a análise da espessura da linha de cimentação através da observação em microscópio óptico com aumento de 200X (Olympus, modelo BX-60 com câmara integrada) (Figura 11) com posterior captura da imagem e processamento no Software OMNIMET (Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA).

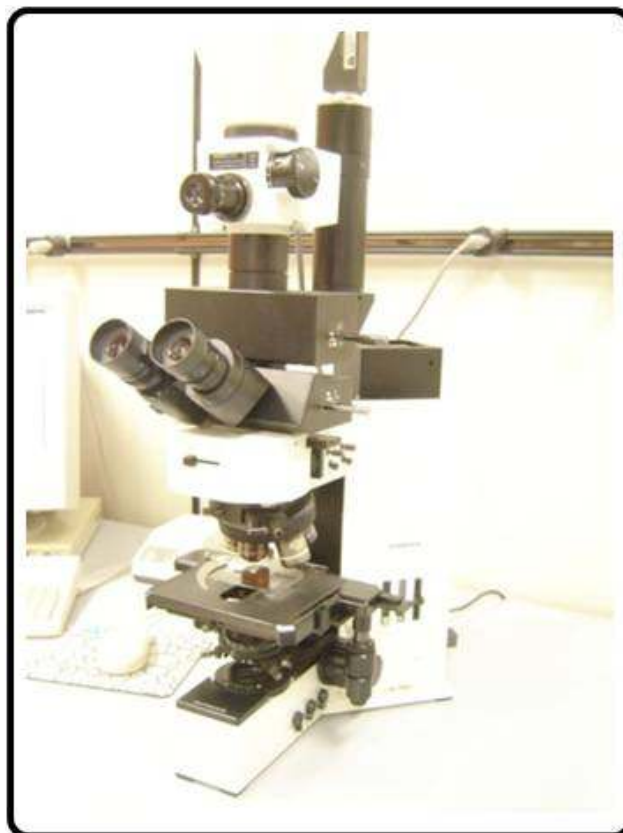


Figura 11: Microscópio Óptico Olympus BX-60; B.

A mensuração da espessura da linha de cimentação foi realizada em 6 posições pré-determinadas entre a interface cilindro/coping-munhão universal segundo o esquema mostrado na Figura 12.

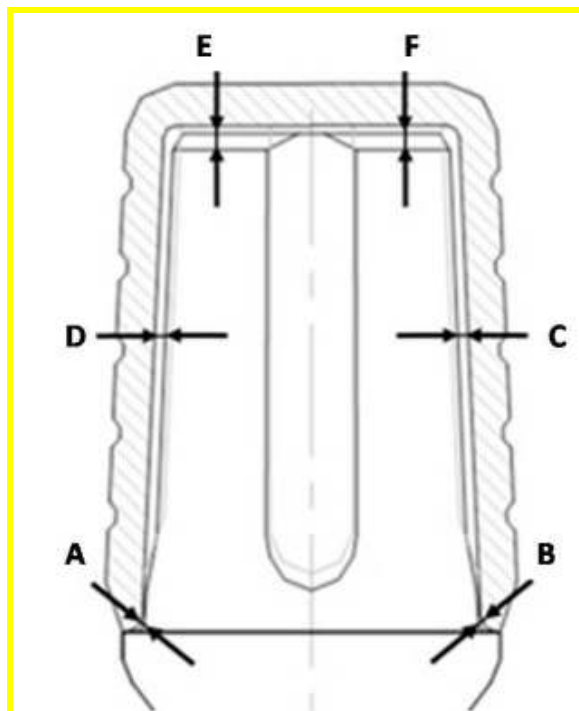


Figura 12: Figura esquemática da distribuição e mensuração da espessura da linha de cimentação em 6 pontos.

Os 6 pontos referenciais foram mensurados da seguinte maneira: A e B – distância entre a porção central do chanferete e a respectiva porção interna do coping, C e D – localizados na porção média das paredes axiais correspondente a 3mm da plataforma do munhão universal; E e F – localizados na parede oclusal do munhão universal a 0,5mm da área sextavada.

As imagens obtidas para cada ponto a partir da captura pela câmera digital e posterior análise de desadaptação podem ser observadas na Figura 13.

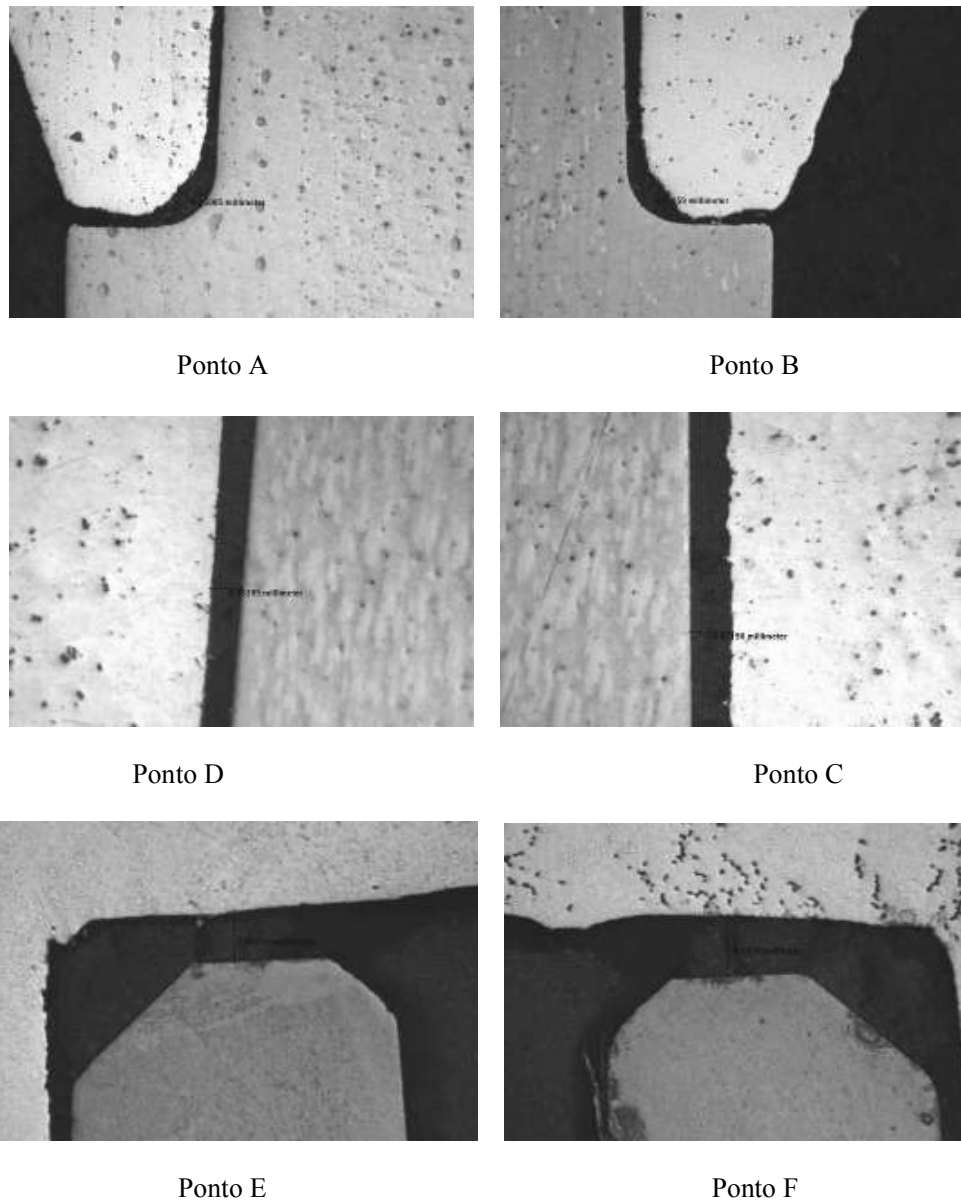


Figura 13: Imagens dos pontos (A, B, C, D, E, F) observadas com aumento de 200x para mensuração no Software OMNIMET.

4.6 Análise estatística

Os valores de desadaptação obtidos nos 6 pontos analisados (A, B, C, D, E e F), foram submetidos à análise exploratória de dados e uma vez atendidos os pressupostos

de normalidade e homogeneidade aplicou-se a Análise de Variância (ANOVA) a um fator para a análise estatística da variável espessura da linha de cimentação. O nível de significância adotado foi de 0,05.

Quando a ANOVA indicou existir diferença entre os valores médios das variáveis analisadas, utilizou-se o teste de comparações múltiplas de Tukey HSD para variâncias homogêneas para identificar quais ligas diferiam entre si com relação ao espaço da linha de cimentação.

5. Artigo científico

Artigo preparado para ser enviado segundo as normas do Journal of Prosthodontics.

Avaliação da discrepância marginal e desajuste interno de copings metálicos e de alumina para próteses unitárias implantossuportadas cimentadas

Dalton Suzuki¹

Fernanda Faot²

¹ Aluno do curso de Mestrado em Implantodontia, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO – Curitiba, Paraná, Brasil

²PhD em Prótese Dental, Professor do curso de Mestrado em Implantodontia, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO – Curitiba, Paraná, Brasil

Autor Correspondence:

Dalton Suzuki
Rua: Cel. João da Silva Sampaio, 547 Jardim Botânico
80210220 - Curitiba-PR

RESUMO

Desajustes marginais e internos das próteses sobre implantes cimentadas podem resultar na perda de retenção e assentamento inadequado das peças além de propiciar a inflamação dos tecidos periimplantares e em longo prazo gerar a perda de implantes. O objetivo deste estudo foi avaliar o desajuste horizontal e interno entre o componente protético munhão universal (3,3x6x2,5mm) e sua infra-estrutura confeccionada em alumina e ligas metálicas. Para tanto, seis grupos compostos de conjuntos de análogo de implante - munhão universal - coping foram preparados para mensuração do desajuste horizontal (n=12) no aumento de 20x em 6 faces laterais totalizando 12 leituras por conjunto. Posteriormente estes foram embutidos em baquelite e submetidas a lixamento progressivo para leitura do desajuste interno (n=9) através da visualização da espessura da linha de cimentação em 6 pontos distintos por meio de microscópio óptico com 200x de aumento. Os valores médios de desajuste horizontal e interno foram submetidos a análise de variância a 1 critério e comparados pelo testes de Tukey HSD com nível de significância de 0,05. Para a discrepância horizontal os cilindros de alumina apresentaram resultados significativamente maiores ($p<0,05$) quando comparados aos demais grupos. Com relação ao desajuste interno diferenças estatísticas significantes ($p<0,05$) foram observadas para os pontos A, E e F e em especial os copings de liga áurea apresentando os maiores valores nos três pontos respectivamente. Frente as limitações deste trabalho laboratorial pôde-se concluir que independentemente da liga metálica utilizada, estas não interferiram no desajuste horizontal nem no espaço interno disponível para cimentação, com exceção do ouro que apresentou tendência de menor retenção após a fundição. Cilindros de alumina apresentaram bordos com maior sobreextensão em virtude de seu desenho anatômico específico para manutenção de sua integridade estrutural apresentando assim médias favoráveis e semelhantes aos demais materiais em relação à linha de cimentação.

Palavras chaves: Próteses e Implantes; Microscopia; Cimentação

INTRODUÇÃO

O sucesso clínico dos implantes osseointegrados no reposicionamento de dentes unitários tem sido clinicamente bem aceito assim como cientificamente bem documentado (Preiskel & Tsolka, 2004; Walton, 2009), e no que se refere às próteses cimentadas a obediência de valores aceitáveis para discrepância marginal é um dos fatores responsáveis pela longevidade da restauração protética (Siadat et al., 2008)

Desajustes marginais e internos das próteses sobre implantes cimentadas podem resultar na perda de retenção e assentamento inadequado das peças além de propiciar a inflamação dos tecidos periimplantares e em longo prazo gerar a perda de implantes (Ross et al., 1997). No que se refere à execução de trabalhos protéticos implanto-suportados o fator determinante para minimizar o risco de infiltração bacteriana é a obtenção de adaptação passiva e precisa em dois níveis, entre implante e intermediário protético e entre este e a prótese final (Jansen, 1997). Em especial, a desadaptação em coroas totalmente cerâmicas pode afetar também sua resistência a fratura (Tuntipraworn & Wilson, 1995) e assim reduzir sua longevidade em adição com outros efeitos adversos da pobre adaptação como danos aos tecidos adjacentes e dissolução aumentada do agente cimentante (Boening et al., 2000)

Segundo Al Wazzan e Al-Nazzawi (2007), a precisão marginal é considerada um fator crucial no sucesso e longevidade de uma prótese que requeira a fundição de infra-estruturas intermediárias. No que se refere as margens das restaurações fundidas cimentadas, sejam elas ancoradas em dentes, implantes ou ainda intermediários protéticos, estas precisam necessariamente encontrar a linha de assentamento final de seus respectivos pilares com junções não detectáveis. Além disso, nestes casos a garantia de assentamento final irá depender: do espaço disponível entre infra-estrutura metálica e pilar que é dependente da presença ou ausência de alívios internos da peça; dos ângulos de convergência oclusal/incisal do pilar protético; da utilização de dispositivos, como canaletas ou sulcos guias que permitam a orientação do posicionamento e trajeto a ser percorrido até o assentamento final da peça sobre a linha de término; e por fim da obtenção de uma linha de cimentação uniforme em conformidade com os limites de tolerância para as paredes axial e oclusal/incisal. Alguns fatores, como o tipo de cimento e a conicidade do preparo (Ayad et al. 2009), são determinantes para essa uniformidade da linha de cimentação.

A precisão de adaptação tem sido extensivamente investigada na literatura odontológica, e observa-se que existe um consenso de que as aberturas marginais entre

100 e 200 μ m podem ser consideradas aceitáveis com relação a longevidade (McLean JW & Fraunhofer, 1971; Fransson et al., 1985), apesar dos requerimentos teóricos para as películas de cimentação variarem entre 25 a 40 μ m (Christensen, 1971).

Entretanto complicações mecânicas, técnicas e biológicas ainda são comumente descritas na literatura, principalmente no que se refere à desadaptação marginal, vertical e horizontal, e desajustes internos, que interferem diretamente na integridade e longevidade do tratamento restaurador. Geralmente estes problemas ocorrem em virtude de distorções provenientes de técnicas laboratoriais manuais de espaçamento/alívios em modelos de gesso, que podem afetar a adaptação de coroas sobre dentes pilares (Balkaya et al., 2005) ou ainda em virtude de problemas provenientes do processo de fundição ou de limitações das ligas metálicas disponíveis.

Diferentemente, próteses cimentadas sobre pilares protéticos nos sistemas de implantes de junção cone-morse necessitam peças pré-fabricadas como cilindros calcináveis ou de alumina podem ser utilizadas como meio de controle de interferências laboratoriais inerentes a fabricação de subestruturas como copings metálicos e estéticos. No entanto, isto não garante exatidão de medidas na adaptação de copings metálicos pós-fundição devido a fatores inerentes a técnica laboratorial, passível de sofrer distorções durante a confecção da prótese.

Tendo em vista a existência de vários sistemas de próteses sobre implantes, não se verifica na literatura dados acerca da quantidade de alívio existente entre cilindros pré-fabricados em diferentes materiais que permitam uma cimentação passiva que resulte na estabilidade da prótese final. Assim, foi objetivo deste trabalho avaliar a discrepância horizontal e a adaptação interna de cilindros de alumina e copings metálicos fundidos em diferentes ligas metálicas para o intermediário protético munhão universal do sistema Cone Morse.

Confecção dos copings metálicos

Para a padronização da fundição dos copings metálicos, um análogo de munhão universal Cone Morse (Neodent) foi fixado em uma base de gesso tipo IV (Fig. 2A) e sobre o mesmo foi assentado um cilindro calcinável plástico pré-fabricado (Fig. 2B) para a confecção de um enceramento de coping com faces quadradas, planas e não retentivas (Fig. 2C). A partir deste coping encerado adaptado ao munhão universal confeccionou-se um guia em material elastomérico (Zetalabor, Zhermack - Roma, Itália) em forma de muralha (Fig. 2D, 2E) com a finalidade de padronizar a espessura, uniformidade e reprodutibilidade do enceramento de todos os cilindros calcináveis para posterior fundição com diferentes ligas metálicas.

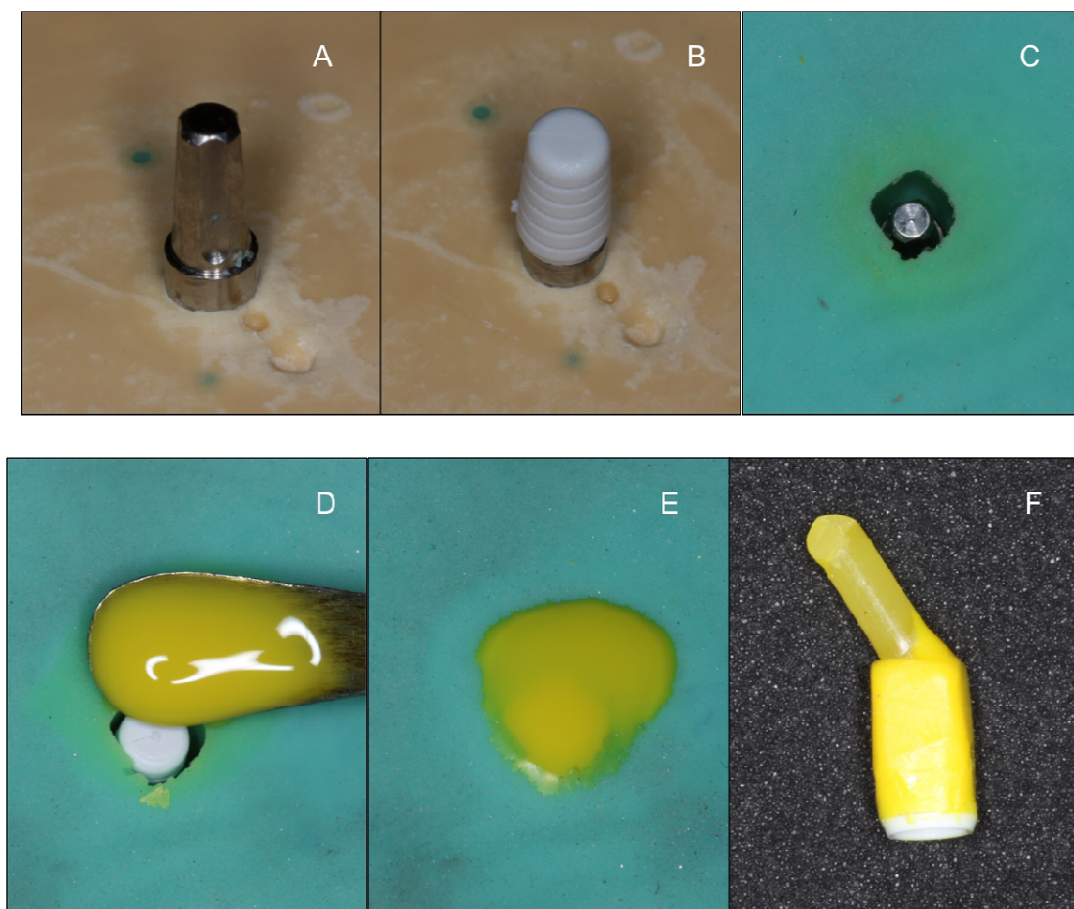


Figura 2. Passos para a confecção da matriz e enceramento para obtenção do padrão de fundição (A.B.C.D.E.F)

Para o processo de fundição, 3 copings encerados foram unidos por canais de alimentação em cera e inseridos no anel de fundição, tratados com a aplicação de solução anti-bolha e incluídos em revestimento para ligas de alta fusão (Heat Shock, Polidental, Brasil) para em seguida serem fundidas segundo as recomendações do fabricante de cada liga.

Após o processo de fundição, a limpeza e preparo dos copings metálicos foi realizado da seguinte maneira: remoção do excesso do material de revestimento através do uso de instrumento rotatório com broca tronco-cônica carbide PM703 (JET, Labordental, São Paulo, SP, Brasil) evitando-se qualquer toque no metal fundido e posterior jateamento de óxido de alumínio com granulação de 120 μ m para remoção do revestimento e limpeza da peça para posterior cimentação (Fig. 3). Posteriormente as fundições uma análise química superficial dos copings metálicos fundidos em diferentes ligas foi realizada por Espectroscopia por Dispersão de energia de Raios-x (EDX) para confirmação e quantificação dos elementos presentes.



Figura 3: Cilindro Calcinável, Cilindro de Alumina e Coping obtido após a fundição.

Cimentação da amostras

Todos os cilindros calcináveis, cilindros de alumina e copings metálicos foram cimentados ao respectivo munhão universal com cimento de ionômero de vidro de polimerização química (Meron, Voco Dental Products, Greensboro, North Carolina, EUA).

A manipulação do cimento ionomérico foi realizada pela espatulação manual da proporção pó/líquido (1:1) em placa de vidro com uma espátula plástica por 30 segundos em temperatura ambiente conforme recomendação do fabricante. Posteriormente, o

cimento foi inserido no interior dos cilindros e copings metálicos com auxílio de sonda exploradora, e o coping assentado sobre o munhão universal com pressão digital para extravasamento de cimento. Após, o conjunto análogo de implante - munhão universal – coping/cilindro, foi posicionado sobre a mesa da Máquina de Ensaio Universal Instron 3382 (Instron Corporation, Norwood, MA) no sentido vertical para que o coping sofresse carga compressiva até o valor de 60N a uma velocidade de 0,5mm/seg. Alcançado este pico de carga o conjunto foi mantido em posição por 5 minutos, tempo necessário para que o conjunto fosse estabilizado em 50N e também polimerização do cimento (Fig. 4).

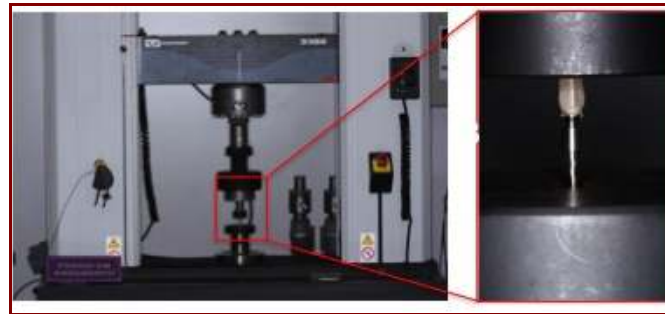


Figura 4: Procedimento de cimentação dos copings sobre o conjunto análogo de implante CM-munhão universal.

Uma vez cimentados os cilindros e copings, estes foram submetidos à avaliação do desajuste marginal horizontal entre a interface do munhão universal e cilindro/coping metálico e, posteriormente avaliados quanto ao desajuste interno através da mensuração da espessura da linha de cimentação.

Avaliação do desajuste marginal horizontal

Concluída as cimentações procedeu-se a fixação do conjunto sobre uma base de latão com seis faces laterais (Figura 5), padronizando assim a avaliação simetricamente dos desajustes horizontais em 6 diferentes posições que compreendiam duas medidas de desajuste horizontal (direita e esquerda) com o auxílio de microscópio monocular para medidas de precisão (Marcel Aubert SA, modelo 183S-032, Bienne, Suíça)(Fig. 5). Este dispositivo foi posicionado sobre uma base na mesa do microscópio e as mensurações positivas ou negativas foram obtidas com a lente ajustada num aumento de 20 vezes. Como referência se utilizou o paralelismo da linha Y da escala (X, Y) da

lente com o longo eixo do munhão para se obter a medida dos desajustes na escala em X através da movimentação do tambor micrométrico digital.

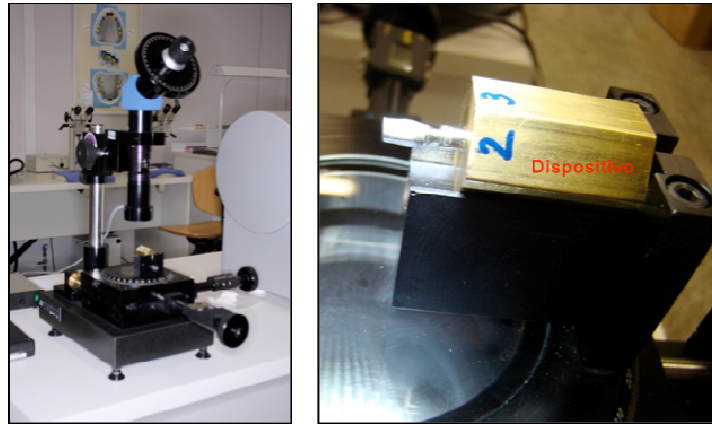


Figura 5. Microscópio Monocular e dispositivo de fixação

Análise da espessura da linha de cimentação

Para avaliação da linha de cimentação foram adotados os passos técnicos executados para uma análise metalográfica a seguir descritos. Para tanto, 3 conjuntos iguais de análogo - munhão universal - coping metálico foram embutidos no mesmo corpo cilíndrico (30 mm de diâmetro e 15 mm de espessura) em baquelite Multifast Black (Marca Struers, Copenhague, Dinamarca) através de prensa de embutimento a quente (LaboPress-1, Struers, Copenhague, Dinamarca) com pressão de 15kN durante 10 minutos. Os embutidos foram resfriados em água por 3 minutos, devido à deformação visível do coping calcinável plástico durante o embutimento sob calor e pressão.

Uma vez embutidos todos os conjuntos procedeu-se ao lixamento de todos os conjuntos munhão universal/coping em lixadeira sob refrigeração constante (Labopol 5, Struers, Copenhague, Dinamarca) utilizando-se lixas com granulometrias que variaram de 220, 320, 500, 800 e 1000 partículas de Silicon Carbide até que atingissem a região central das peças em um único plano de incidência. Posteriormente, o polimento foi realizado em politriz (LaboPol-21, Struers, Copenhague, Dinamarca) com disco de camurça e pasta abrasiva de diamante com gramatura de $1\mu\text{m}$ (Struers, Copenhague, Dinamarca) até que o metal atingisse uma superfície espelhada. Obtido este padrão de superfície as peças embutidas (Fig. 6) foram lavadas em água corrente e secas em temperatura ambiente para a análise da espessura da linha de cimentação através da observação em microscópio óptico com aumento de 200X (Olympus, modelo BX-60 com

câmara integrada) com posterior captura da imagem e processamento no Software OMNIMET (Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA).

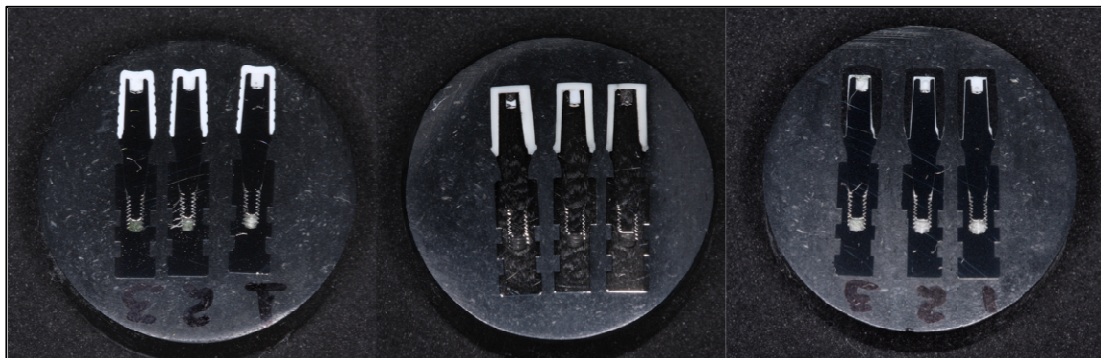


Figura 6. Amostras embutidas com polimento final para serem analisadas (calcinável, Al₂O₃ e metal).

A mensuração da espessura da linha de cimentação foi realizada em 6 posições pré-determinadas entre a interface cilindro/coping-munhão universal segundo o esquema mostrado nas Figuras 7 e 8. Os 6 pontos referenciais foram mensurados da seguinte maneira: A e B – distância entre a porção central do chanferete e a respectiva porção interna do coping, C e D – localizados na porção média das paredes axiais correspondente a 3mm da plataforma do munhão universal; E e F – localizados na parede oclusal do munhão universal a 0,5mm da área sextavada.

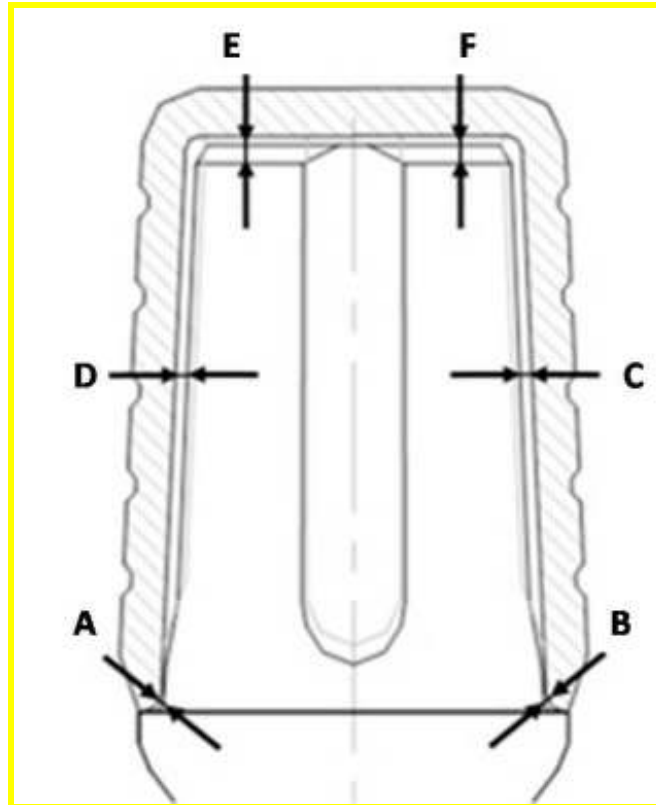


Figura 7: Figura esquemática da distribuição e mensuração da espessura da linha de cimentação em 6 pontos.

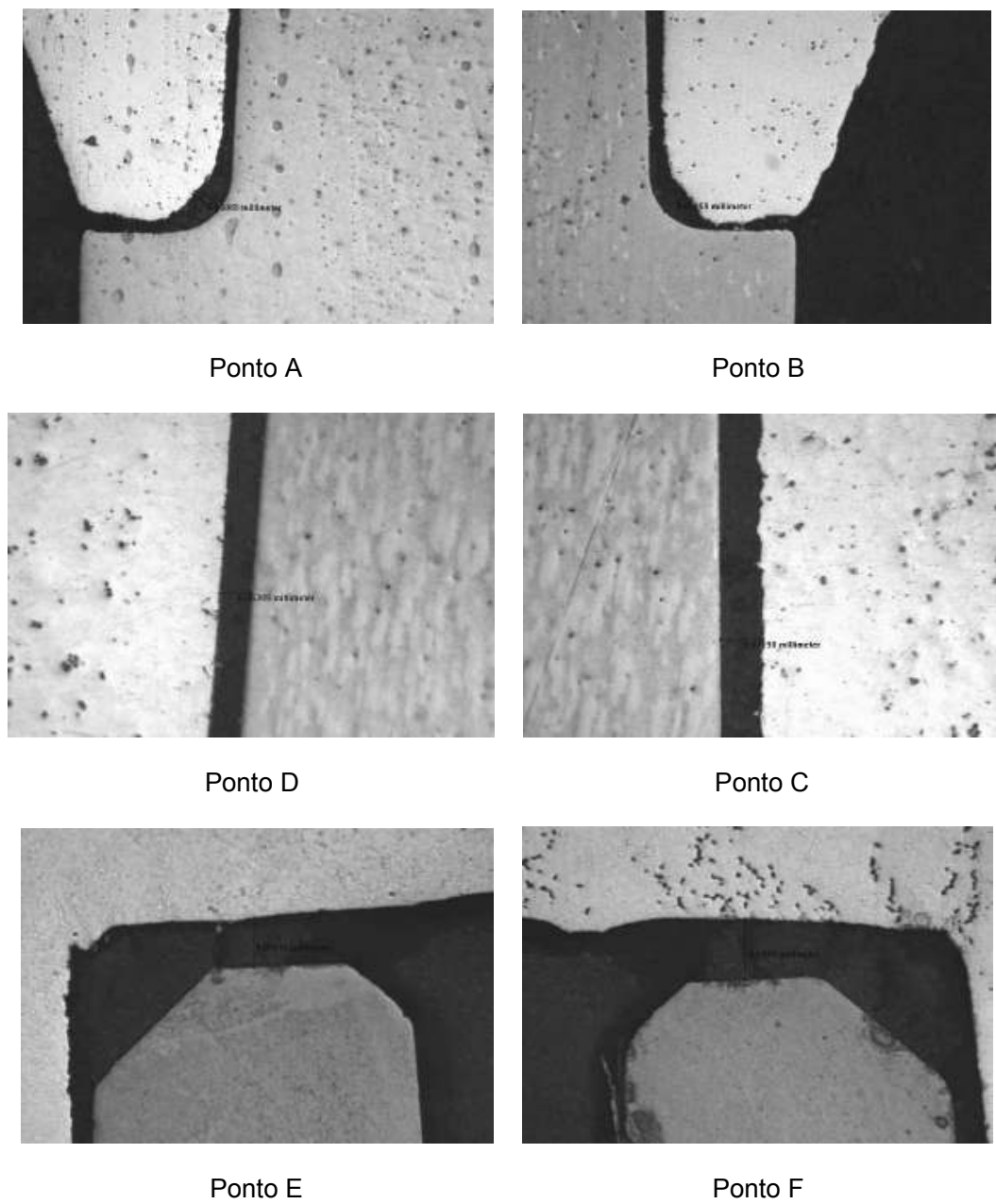


Figura 8: Figura esquemática da distribuição e mensuração da espessura da linha de cimentação em 6 pontos.

RESULTADOS

A quantificação dos elementos presentes nas ligas metálicas após o processo de fundição podem ser observados no Quadro 1 e estão detalhadamente descritos na Tabela 1.

Quadro 1. Análise química superficial por Espectroscopia por Dispersão de energia de Raios-x (EDX) copings metálicos fundidos estudados (A – Ouro, B – NiCr, C – Titite, D – CrCo).

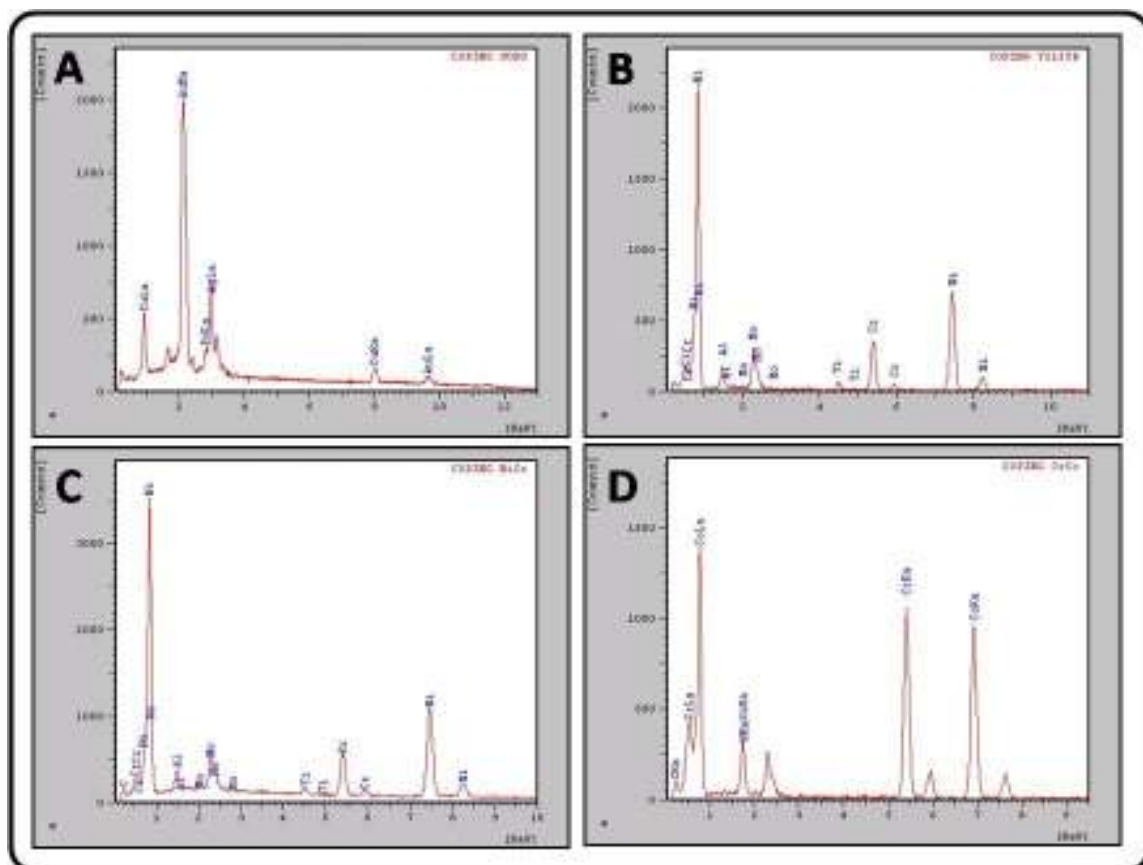


Tabela 1. Análise química descritiva dos elementos constituintes de cada liga metálica após o processo de fundição. Elemento, Intensidade, % Peso, % Mol, Valor de K, Z, A e F.

Liga	Element	Intensity	Weight%	Mol%	K-Value	Z	A	F
Ouro	CuO	1.804	22.526	49.983	0.10713	1.09281	1.01080	0.93211
	PdO	2.685	7.746	11.169	0.03219	1.14130	1.12197	1.00113
	Ag ₂ O	9.117	26.655	20.302	0.12239	1.13596	1.09322	1.00077
	Au ₂ O	0.449	43.073	18.546	0.16783	1.51661	0.99589	1.00096
	Total		100.000	100.000	0.42954			
NiCr	C	1.511	11.843	20.488	0.00878	0.94462	3.60264	1.00000
	Al ₂ O ₃	2.517	3.081	2.300	0.00767	1.01353	1.94251	0.99911
	Cr ₂ O ₃	4.710	13.084	6.554	0.08137	1.10949	1.00685	0.91084
	MnO	0.267	0.797	0.856	0.00576	1.13215	1.00287	0.87316
	NiO	9.651	65.574	66.829	0.43207	1.10359	1.00228	0.99712
	MoO ₃	2.807	5.621	2.973	0.02689	1.15500	1.11770	0.99816
	Total		100.000	100.000	0.56254			
NiCrMoTi	Al ₂ O ₃	2.875	3.390	2.840	0.00871	0.99622	2.02237	0.99882
	TiO ₂	0.982	2.024	2.164	0.01142	1.07508	1.03123	0.93678
	Cr ₂ O ₃	5.782	14.766	8.299	0.09867	1.07906	1.01336	0.91502
	NiO	11.535	71.487	81.752	0.51176	1.06862	1.00504	0.99874
	MoO ₃	4.471	8.333	4.945	0.04202	1.13181	1.14343	0.99801
	Total		100.000	100.000	0.67258			
CrCo	C	1.564	9.243	19.215	0.00909	0.91994	3.17797	1.00000
	SiO ₂	5.025	4.804	7.315	0.01670	0.95464	1.48770	0.99727
	Cr ₂ O ₃	17.728	43.391	26.119	0.30378	1.07310	1.00514	0.95451
	CoO	7.775	36.979	45.148	0.27179	1.10135	1.02281	1.00071
	WO ₃	3.653	5.583	2.203	0.03697	1.08234	1.16565	1.00000

Total	100.000	100.000	0.63833
-------	---------	---------	---------

A análise de variância com a detecção de diferenças existentes para as medidas dos 6 pontos dos materiais estudados que configuram a discrepância interna estão descritas na Tabela 2. A partir da análise da Tabela 2 pode-se observar que diferenças foram detectadas somente para o ponto A, E e F.

Tabela 2. ANOVA a um critério para as medidas referentes à discrepância interna nos pontos A e B (terço cervical), C e D (parede axial) e E e F (parede oclusal).

Variável		Soma de		Quadrado		
Dependente	Fonte de Variação	Quadrados	G.L.	Médio	F	Valor P
Ponto A	Liga	0.00927869	5	0.00185574	2.97	0.0203
	Erro	0.02994629	48	0.00062388		
	Total Corrigido	0.03922498	53			
Ponto B	Liga	0.00316315	5	0.00063263	0.76	0.5843
	Erro	0.04004409	48	0.00083425		
	Total Corrigido	0.04320724	53			
Ponto C	Liga	0.00420798	5	0.00084160	1.52	0.2021
	Erro	0.02662359	48	0.00055466		
	Total Corrigido	0.03083158	53			
Ponto D	Liga	0.00085785	5	0.00017157	0.70	0.6280
	Erro	0.01180892	48	0.00024602		
	Total Corrigido	0.01266677	53			
Ponto E	Liga	0.06042549	5	0.01208510	36.38	<.0001
	Erro	0.01594708	48	0.00033223		
	Total Corrigido	0.07637257	53			
Ponto F	Liga	0.05613152	5	0.01122630	29.37	<.0001
	Erro	0.01834649	48	0.00038222		

Total Corrigido 0.07447801 53

Na tabela 3 estão descritos os valores médios encontrados para os 6 pontos mensurados na qual observa-se que não houve diferença estatística significativa ($p>0,05$) quando comparações foram realizadas para cada material no pontos B, C e D de forma isolada.

Tabela 3. Médias e Desvios Padrão (mm) da espessura da linha de cimentação nos 6 pontos referenciais. A e B – localizados na porção central do chanferete, C e D – localizados na porção média das paredes axiais e E e F – localizados na parede oclusal .

Pontos	A	B	C	D	E	F
Calcinável	0,067±(0,010)a	0,087±(0,023)	0,051±(0,012)a	0,060 ±(0,007)a	0,096 ±(0,010)a	0,083±(0,019)a
Al₂O₃	0,069±(0,024)a	0,084±(0,020)	0,048±(0,015)a	0,055±(0,011)a	0,109 ±(0,023)a	0,113±(0,022)a
Au	0,101±(0,032)b	0,101±(0,040)	0,071±(0,039)a	0,056±(0,018)a	0,299 ±(0,060)b	0,256±(0,058)b
NiCr	0,092±(0,031)b	0,090±(0,041)	0,056±(0,010)a	0,055±(0,013)a	0,219 ±(0,033)c	0,212±(0,038)c
NiCrMoTi	0,083±(0,024)b	0,073±(0,023)	0,058±(0,022)a	0,058±(0,008)a	0,221 ±(0,037)c	0,207±(0,038)c
CoCr	0,067±(0,034)a	0,084±(0,046)	0,048±(0,046)a	0,051±(0,007)a	0,182±(0,067)c	0,173±(0,061)c

Letras minúsculas similares ente si na mesma coluna mostram não haver diferenças estatísticas entre os grupos. Letras minúsculas diferentes entre si na mesma coluna indicam a presença de diferenças estatísticas entre os grupos.

Para os pontos A e B correspondentes a distância do centro do chanfro a porção interna do coping/cilindro os valores variaram de 0,067mm a 0,101mm; para os pontos C e D referentes a espessura de cimento na metade das paredes axiais os valores variaram de 0,048mm a 0,071mm e, para os pontos E e F correspondentes a espessura observada

nas paredes oclusais houve uma variação de 0,096mm a 0,299mm. As diferenças significantes referentes à discrepância interna correspondem aos valores obtidos nos pontos A, E e F para a liga áurea. No que se refere ao ponto A os cilindros calcinável e de alumina bem como os copings fundidos em CoCr apresentaram valores médios similares e significativamente mais baixos ($p < 0,05$) quando comparados com as demais ligas metálicas. Para o ponto A os valores médios mais altos em torno de $0,101 \pm (0,032)$ foram encontrados para os copings fundidos em ouro, entretanto este valor só foi estatisticamente superior aquele obtido pela liga de CoCr. Com relação aos pontos E e F, valores significativos mais altos ($p < 0,05$) foram observados para os copings fundidos em liga áurea que foram respectivamente $0,299 \pm 0,060$ mm e $0,256 \pm 0,058$ mm .

A análise de variância com a detecção de diferenças existentes para as medidas de discrepância horizontal estão descritas na Tabela 4.

Tabela 4. ANOVA a um critério para as medidas referentes à discrepância horizontal segundo os diferentes materiais

Variavel Dependente	Fonte de Variação	Soma de Quadrados	de G.L.	Quadrado Médio	F	Valor P
	Liga	0.07531087	16	0.00470693	53.45	<.0001
Discrepância Horizontal	Erro	0.00440304	50	0.00008806		
	Total Corrigido	0.07971391	66			

Os valores médios obtidos para discrepância horizontal através da leitura em 12 pontos distintos dos cilindros e copings dos diferentes materiais estudados estão descritos na Tabela 5. Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) foi observada quando os cilindros de alumina foram comparados com os cilindros calcináveis e copings metálicos obtendo valores médios estatisticamente mais altos em torno de $0,105 \pm (0,028)$ mm. Além disso, diferença significativa foi observada entre o cilindro calcinável e coping metálico fundido em liga áurea mostrando este um valor médio ($p < 0,05$) 2 vezes mais alto.

Tabela 5. Médias e Desvio Padrão (mm) da discrepância horizontal em 12 pontos distintos dos cilindros/coping dos diferentes materiais estudados.

Calcinável	Al2O3	Au	NiCr	NiCrMoTi	CoCr
0,013±(0,015)a	0,105±(0,028)b	0,027±(0,028)c	0,016±(0,028)a	0,012±(0,017)a	0,017±(0,024)a

DISCUSSÃO

Estudos sobre adaptação entre pilar/implante (Byrne 1998), junção responsável pela perda óssea marginal devido a micro-infiltração bacteriana e micro-movimentos (Jansen 1997), são comumente descritos na literatura. Também a obediência de valores aceitáveis para discrepância marginal em próteses cimentadas sobre implantes é um dos fatores responsáveis pela longevidade da restauração protética. Assim, a preocupação do presente estudo foi detectar possíveis desajustes, marginal e interno na interface cilindros/copings - pilar munhão universal, uma vez que de uma perspectiva biológica e mecânica a adaptação passiva entre implantes e supraestruturas protéticas tem sido reconhecidas como um fator potencial discriminante de prognóstico (Al-Wazzan & Al-Nazzawi, 2007).

Para este tipo de estudo laboratorial três fatores ainda são discutidos na literatura como o fato de se cimentar ou não o conjunto para análise uma vez que tanto a espessura da película de cimento quanto sua própria interposição pode contribuir para o aumento de discrepâncias marginais (Kern et al., 1993; White et al., 1995; Piemjai et al., 2001; Kokubo et al., 2005); qual a técnica adotada para mensuração (Holmes et al., 1989; Laurent et al., 2008 e qual o número e localização das mensurações (Groten et al., 2000). Com relação às técnicas que podem ser empregadas, estas incluem: visão seccional, visão direta da coroa sobre o modelo, técnicas de impressão em replicata e exame clínico (Sorensen, 1990).

Neste estudo adotou-se 2 técnicas, a visão direta sobre o conjunto para mensuração da discrepância marginal horizontal e, e a visão obtida a partir de um corte seccional no sentido longitudinal do conjunto coping-munhão universal-análogo do implante para se mapear a adaptação interna de copings e cilindros através da mensuração da linha de cimentação em 6 pontos distintos que englobaram a porção cervical, axial e oclusal do munhão.

O fato de se adotar a própria utilização do munhão universal como modelo base para cimentação e realização das medidas foi responsável pela baixa variação de medidas uma vez que produziu conjuntos idênticos em tamanho e forma. Assim, diferentemente de outros estudos (Shearer et al., 1996; Beschnidt & Strub, 1999) observou-se em todos os grupos um espaço de cimentação uniforme entre a superfície externa do munhão e a superfície interna de cilindros e copings descartando a hipótese deste sistema sofrer influências da viscosidade do agente cimentante utilizado e de forças de assentamento.

Neste estudo com relação aos copings metálicos fundidos a partir de cilindros calcináveis pré-fabricados, observou-se que não é possível se garantir exatidão de medidas referentes à discrepância interna e marginal principalmente nas regiões cervical (pontos A e B) e incisal/oclusal (pontos E e F) dos pilares protéticos. Isto demonstra que mesmo se controlando passos técnicos através da adoção de cilindros calcináveis, o processo de fundição por si é passível de promover distorções durante a confecção da prótese (Wostmann et al., 2005) Além disso, outro fator que pode interferir diretamente nesta fase são as propriedades de fundibilidade próprias de cada liga como temperatura de fusão, coeficiente de expansão térmica e densidade (Kelly & Rose, 1983; Paulino et al., 2007). Também uso de diferentes materiais de revestimento também tem propiciado a obtenção de maior precisão marginal de copings fundidos.

Estas possíveis alterações puderam ser observadas no desajuste interno dos copings metálicos de maneira significativa no terço cervical e no terço incisal/oclusal principalmente pela diferença encontrada entre a espessura da linha de cimentação encontrada para os copings de CoCr quando comparados aos fundidos em Au. Diferentemente nas paredes axiais (pontos C e D) a distância fornecida pelo cilindros calcináveis foi mantida. Espaços oclusais maiores do que discrepância marginais correspondem com os achados da literatura e podem ser explicados primeiramente pelas diferenças entre o ângulo de superfície incisal/oclusal e o eixo do dente (pilar protético) com o ângulo do topo do preparo de um chanfro moderado com o eixo do dente (pilar

protético) (Mc Lean & Fraunhofer; 1971; Karlsson, 1993; Boening et al., 2000). Outra explicação a diferença da discrepância interna entre áreas oclusais e axiais segundo Al Wazzan & Al-Nazzawi (2007) pode ser o comportamento de expansão do material de revestimento no anel de fundição, ao passo que as paredes axiais são limitadas pela própria parede lateral do anel de fundição, a abertura final do mesmo não é restringida o que favorece o sentido da expansão para a região oclusal. Além disso, a expansão térmica do revestimento pode também permitir a maior expansão da superfície oclusal durante a eliminação da cera conseqüentemente aumentando o desajuste oclusal interno.

Apesar de ligas nobres como as de ouro serem normalmente utilizadas como padrão em estudos comparativos de deformação durante a fundição (Sutherland et al., 1998; Sartori et al., 2004; Wettstein et al., 2008; Oyague et al., 2009), estas possuem menor resistência que as ligas não nobres o que dificulta a manutenção de margens finas e delicadas (Kelly & Rose, 1983). Os resultados deste estudo mostraram que ligas não-nobres possuem melhor escoamento para alcançar à região cervical correspondente a linha de término em chanferete do preparo do pilar protético.

Não existem ainda muitos estudos acerca da aplicabilidade das ligas a base CoCr para a confecção de subestruturas protéticas em prótese sobre implante, e o resultados favoráveis de seu desempenho neste estudo fortalecem seu emprego como uma alternativa viável para uso na implantodontia uma vez que possui vantagens comparadas as demais ligas em termos de custo em relação ao ouro, biocompatibilidade e resistência a corrosão resultante de uma película protetora de superfície de Cr_2O_3 (Hulerstrom M & Nilsson, 1991; Torres et al., 2007)

A dificuldade de comparação deste estudo com os demais descritos na literatura refere-se a localização dos pontos A e B que não foram medidos na porção de selamento marginal da peça, e sim na região interna do chanfro. Neste sentido, a literatura com relação à mensuração do desajuste marginal é ainda incongruente talvez pela dificuldade de se adotar métodos padronizados para a mensuração desta região. Somente o estudo de Quante et al. (2008) estudou pontos referenciais de desadaptação nesta região com a finalidade de testar uma nova técnica de produção de copings em liga nobre a laser, entretanto mesmo utilizando uma técnica de mensuração de precisão marginal e interna diferente (pasta indicadora de silicone) descreveu valores similares para esta região que variaram de 74 a 99 μ m. Neste sentido pode-se assim sugerir que escoamento da película de cimento nesta região foi uniforme para todos os materiais estudados, o que determina

a garantia de um assentamento final e retenção adequada (Kern et al., 1993; Gonzalo et al., 2009).

Neste estudo, as discrepâncias internas medidas nas paredes axiais que variaram de $0,048 \pm 0,020$ a $0,060 \pm 0,007$ estão dentro dos limites aceitáveis e previamente descritos, assim garantindo a estabilidade de todos os tipos de protocolos de próteses cimentadas simulados (Milan et al., 2004; Al Wazzan & Al-Nazzawi; 2007; Wettstein et al., 2008).

Contrariamente valores superiores foram encontrados nos pontos situados na parede oclusal, com valores significativos mais altos para os copings fundidos em ouro. Estes achados não concordam com aqueles descritos para as fundições em Ouro, o que se leva a sugerir que fatores como o tipo de linha término do munhão universal estudado, bem como o ângulo de convergência oclusal do mesmo ($2,30^\circ$) possam não favorecer as propriedades de escoamento e fundibilidade de ligas áureas (Chu-Jung et al., 1992; Bernal et al., 2003; Milan et al., 2004; Wostmann, 2005). O efeito de uma linha de cimentação espessa na face incisal/oclusal pode levar a sua trituração ou microfaturas com o desenvolvimento de micromovimentações na peça cimentada. Do ponto de vista clínico pode resultar em retenção de placa na margem periférica da prótese com conseqüente alteração da morfologia periimplantar contribuindo para o desenvolvimento de um processo inflamatório crônico.

Com relação à discrepância marginal horizontal, baixos valores de desvio padrão puderam ser observados, o que atende as exigências e o rigor técnico necessário para esta análise como preconizado por diversos estudos (Groten et al., 2000;). Além disso, demonstram que não houve variabilidade entre as 12 leituras realizadas em cada bordo dos conjuntos cimentados, demonstrando que o ato de cimentação não surtiu efeitos negativos no assentamento da peça no que se refere a presença ou ausência de sobrecontorno.

Com relação aos valores de desajuste horizontal obtidos para os copings metálicos, um grau de distorção não significativa pôde ser notado quando comparados com sua matriz, o cilindro calcinável. No entanto, com relação aos copings em Au foram obtidos valores 2 vezes maiores que os demais (0,027 mm). Para os cilindros de alumina em comparação com os copings metálicos foi observada uma acentuada sobreextensão (Tabela 3).

Importante também é salientar que em geral distorções nesta região podem ocorrer de forma mais significativa nas superfícies vestibular e lingual (Balkaya et al, 2005) de subestruturas de alumina e estão relacionadas a ciclos de queima da cerâmica decorrentes do processo de estratificação da mesma. Por fim, a presença de discrepância horizontal em coroas de alumina pode clinicamente causar o deslocamento oclusal das mesmas resultando em deformação não uniforme no plano horizontal da subestrutura em cerâmica que acaba por diminuir a resistência a fratura de todo o conjunto (Balkaya et al, 2005).

Embora os valores encontrados neste estudo pareçam configurar um erro de extensão (Holmes, 1989), concordam com os relatados por Siadat et al. (2008) que realizaram um estudo comparativo de desajuste horizontal em copings unitários metálicos. Maiores valores de sobrecontorno são freqüentemente observados em coroas unitárias implantossuportadas em virtude da diminuição da espessura da linha de termino da maioria dos intermediários protéticos, da necessidade de compensação cervical entre o diâmetro da raiz dentária e o diâmetro do componente protético ou do implante ou ainda por problemas inerentes a técnica laboratorial no que se refere à manutenção da integridade estrutural dos revestimentos estéticos.

Na reabilitação implantossuportada, a presença do sobrecontorno não se mostra capaz de causar efeitos deletérios na mesma proporção que nas próteses convencionais. Isto pode ser explicado pela diferença histológica encontrada entre o sítio periimplantar e o sítio periodontal, uma vez que o último pode apresentar uma área de inserção conjuntiva que responde mais intensamente ao processo inflamatório. Além disso, estudos relativos a resposta ao acúmulo de placa bacteriana e o comportamento do tecido conjuntivo ao redor de implantes e dentes frente a lesões experimentais de periodontite e periimplantite realizados por Berglundh et al (1992), Leonhardt et al (1992) e Pontoriero et al (1994) mostram que em lesões de tecido conjuntivo de longa duração sobre dentes os períodos de destruição e de reparo se intercalam; e em mucosa periimplantar predomina a destruição tecidual frente ao reparo mostrando assim que a mucosa periimplantar é menos eficaz que a gengiva no encapsulamento da lesão associada à placa bacteriana.

CONCLUSÃO

Frente às limitações deste trabalho laboratorial pôde-se concluir que independentemente da liga metálica utilizada, estas não interferiram no desajuste horizontal. Entretanto apesar de um espaço interno uniforme para cimentação ser observado para todos os materiais, os copings em ouro apresentaram maior desadaptação interna em pontos localizados na região cervical e incisal/oclusal dos munhões.

Cilindros de alumina apresentaram bordos com maior sobreextensão em virtude de seu desenho anatômico específico para manutenção de sua integridade estrutural apresentando assim médias favoráveis e semelhantes aos demais materiais em relação à linha de cimentação.

REFERÊNCIAS

1. Al Wazzan & Al-Nazzawi; 2007; Al Wazzan KA, Al-Nazzawi AA. Marginal and internal adaptation of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy cast restorations. J Contemp Dent Pract 2007;8(1):19-26.
2. Ayad, William M. Johnston M, Stephen F. Rosenstiel. Influence of tooth preparation taper and cement type on recementation strength of complete metal crowns. J Prosthet Dent 2009;102:354-36.
3. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 2005 Apr;93(4):346-55.
4. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implants and teeth. Clin Oral Implants Res 1991;2:81-90.
5. Bernal G, Okamura M, Munoz CA. The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. J Prosthodont 2003;12(2):111-115.
6. Boeckler AF, Stadler A, Setz JM. The significance of marginal gap and overextension measurement in the evaluation of the fit of complete crowns. J Contemp Dent Pract. 2005 Nov 15;6(4):26-37.
7. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns Boening et al., 2000 22. J Prosthet Dent. 2000 Oct;84(4):419-24.
8. Byrne 1998) Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. J Prosthet Dent 1998 Aug;80(2):184-192.

9. Christensen GJ. Clinical and research advancements in cast-gold restorations. *J Prosthet Dent*. 1971 Jan;25(1):62-8. 1971
10. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater*. 1985 Oct;1(5):197-9.
11. Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, Lozano JFL. Comparative analysis of two measurement methods for marginal fit in metal-ceramic and zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2009;22(4):374-377.
12. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent*. 2000 Jan;83(1):40-9.
13. Holmes JR, Bayrne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J prosthet Dent* 1989;62:405-408.
14. Hulterström M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991 Winter;6(4):475-80.
15. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(4):527-540.
16. Kelly JR, Rose TC. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. *J Prosthet Dent*. 1983 Mar;49(3):363-70.
17. Kern M, Schaller HG, Strub JR. Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. *Int J Prosthodont*. 1993 Nov-Dec;6(6):585-91.
18. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral Rehabil*. 2005 Jul;32(7):526-30.
19. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil*. 2008 Feb;35(2):116-22.
20. Leonhardt A, Berglundh T, Ericsson I, Dahlén G. Putative periodontal pathogens on titanium implants and teeth in experimental gingivitis and periodontitis in beagle dogs. *Clin Oral Implants Res*. 1992 Sep;3(3):112-9.
21. Lopes MB, Consani S, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Influence of recasting palladium-silver alloy on the fit of crowns with different marginal configurations. *J Prosthet Dent* 2005;94(5):430-434.
22. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*. 1971 Aug 3;131(3):107-11.

23. Milan FM, Consani S, Correr Sobrinho L, Sinhoreti MA, Sousa-Neto MD, Knowles JC. Influence of casting methods on marginal and internal discrepancies of complete cast crowns. *Braz Dent J.* 2004;15(2):127-32.
24. Oyagüe RC, Turrión AS, Toledano M, Monticelli F, Osorio R. In vitro vertical misfit evaluation of cast frameworks for cement-retained implant-supported partial prostheses. *J Dent* 2009;37(1):52-58.
25. Paulino SM, Leal MB, Pagnano VO, Bezzon L. The castability of pure titanium compared with Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *J Prosthet Dent* 2007;98(6):445-454.
26. Piemjai M. Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. *Int J Prosthodont.* 2001 Sep-Oct;14(5):412-6.
27. Pontoriero R, Tonelli MP, Carnevale G, Mombelli A, Nyman SR, Lang NP. Experimentally induced peri-implant mucositis. A clinical study in humans. *Clin Oral Implants Res.* 1994 Dec;5(4):254-9.
28. Preiskel HW, Tsolka P. Cement- and screw-retained implant-supported prostheses: up to 10 years of follow-up of a new design. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004 Jan-Feb;19(1):87-91.
29. Quante K, Ludwig K, Ker M. Marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dental Material* 2008; 24(10):1311-1315.
30. Ross J, Sennerby L, Lekholm U, Jemt T, Grondahl K, Albrektsson T. A qualitative and quantitative method for evaluating implant success: A 5 year retrospective analysis of the Branemark implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:504-514.
31. Sartori IA, Ribeiro RF, Francischone CE, de Mattos MG. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent* 2004;92(2):132-138.
32. Siadat H, Alikhasi M, Mirfazaelian A, Zade MM. Scanning electron microscope evaluation of vertical and horizontal discrepancy in cast copings for single-tooth implant-supported prostheses. *Implant Dent* 2008;17(3):299-308.
33. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent.* 1990 Jul;64(1):18-24
34. Sutherland JK, Ritsco RG, Budd SR. Marginal adaptation of implant-supported metal-ceramic crowns fabricated with gold cylinders. *J Prosthodont* 1998;7(2):100-105.

35. de Torres EM, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dent* 2007;35(10):800-805.
36. Tosches NA, Brägger U, Lang NP. Marginal fit of cemented and screw-retained crowns incorporated on the Straumann (ITI) Dental Implant System: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Jan;20(1):79-86.
37. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J.* 1995 Feb;40(1):17-21.
38. Walton TR. Changes in the outcome of metal-ceramic tooth-supported single crowns and FDPs following the introduction of osseointegrated implant dentistry into a prosthodontic practice. *Int J Prosthodont.* 2009 May-Jun;22(3):260-7.
39. Wang CJ, Millstein PL, Nathanson D. Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. *J Prosthet Dent.* 1992 Jun;67(6):786-90.
40. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hammerle CHF. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci* 2008; 116(3):272–279.
41. White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S. In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. *J Prosthet Dent.* 1995 Jul;74(1):25-32.
42. Wöstmann B, Blösser T, Gouentenoudis M, Balkenhol M, Ferger P. Influence of margin design on the fit of high-precious alloy restorations in patients. *J Dent.* 2005 Aug;33(7):611-8.

6. Referências

1. Al Wazzan KA, Al-Nazzawi AA. Marginal and internal adaptation of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy cast restorations. *J Contemp Dent Pract.* 2007;8(1):19-26.
2. Ayad MF, Johnston WM, Rosenstiel SF. Influence of tooth preparation taper and cement type on recementation strength of complete metal crowns. *J Prosthet Dent.* 2009;102:354-61
3. Ayad, William M. Johnston M, Stephen F. Rosenstiel. Influence of tooth preparation taper and cement type on recementation strength of complete metal crowns. *J Prosthet Dent.* 2009;102:354-61.
4. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res.* 1991;2:81-90.
5. Bernal G, Okamura M, Munoz CA. The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont.* 2003;12(2):111-15.
6. Boeckler AF, Stadler A, Setz JM. The significance of marginal gap and overextension measurement in the evaluation of the fit of complete crowns. *J Contemp Dent Pract.* 2005 15;6(4):26-37.
7. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998 Aug;80(2):184-92.
8. Caudry S, Chvartzaid D, Kemp N. A simple cementation method to prevent material extrusion into the periimplant tissues. *J Prosthet Dent.* 2009;102:130-1.
9. Çehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):459-65
10. Çehreli MC, Iplikçioğlu H. *In vitro* strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. *Implant Dentistry* 2002;11(3): 286-291.
11. de Torres EM, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dent.* 2007;35(10):800-5.
12. Di Felice R, Rappelli G, Camaioni E, Cattani M, Meyer JM, Belser UC. Cementable implant crowns composed of cast superstructure frameworks luted to electroformed primary copings: an *in vitro* retention study. *Clin Oral Implants Res* 2007;18(1):108-13.

13. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent.* 1991 ;65(3):357-64.
14. Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, Lozano JFL. Comparative analysis of two measurement methods for marginal fit in metal-ceramic and zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont.* 2009;22(4):374-77.
15. Holmes JR, Bayrne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J prosthet Dent.* 1989;62:405-8.
16. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival crown margin configurations: a review and discussion. Part I: Terminology and widths. *J Prosthet Dent.* 1990;64(5):548-52.
17. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations. *J Prosthet Dent.* 1990;64(6):636-42.
18. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(4):527-40.
19. Kano SC, Bonfante G, Hussne R, Siqueira AF. Use of Base Metal Casting Alloys for Implant Framework: Marginal Accuracy Analysis. *J Appl Oral Sci.* 2004;12(4): 337-43.
20. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthetic Dent.* 2002;88(6):604-10.
21. Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral Rehabil.* 2004;31(5):477-82.
22. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006;26(1):9-17.
23. Lopes MB, Consani S, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Influence of recasting palladium-silver alloy on the fit of crowns with different marginal configurations. *J Prosthet Dent.* 2005;94(5):430-4.
24. Oyagüe RC, Turrión AS, Toledano M, Monticelli F, Osorio R. In vitro vertical misfit evaluation of cast frameworks for cement-retained implant-supported partial prostheses. *J Dent.* 2009;37(1):52-8.
25. Patel D, Invest JCF, Tredwin CJ, Setchell DJ, Moles DR. An analysis of the effect of a vent hole on excess cement expressed at the crown-abutment margin for cement-retained implant crowns. *Journal of Prosthodontics* 2009;18:54–9.
26. Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999,14(6):865-8.
27. Paulino SM, Leal MB, Pagnano VO, Bezzon L. The castability of pure titanium compared with Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *J Prosthet Dent.* 2007;98(6):445-54.

28. Peleg M, Garg AK, Mazor Z. Predictability of simultaneous implant placement in the severely atrophic posterior maxilla: A 9-year longitudinal experience study of 2.132 implants placed into 731 human sinus grafts. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21: 94-102.
29. Rodrigues-Júnior W, França FMG, Wassal T, Montebello Filho A. Análise da Adaptação de Coifas. *RGO* 2005;53(3):226-31.
30. Romanos EG, Traini T, Johansson CB, Piattelli A. Biologic width and morphologic characteristics of soft tissues around immediately loaded implants: studies performed on human autopsy specimens. *J Periodontol.* 2010;81:70-8.
31. Ross J, Sennerby L, Lekholm U, Jemt T, Grondahl K, Albrektsson T. A qualitative and quantitative method for evaluating implant success: A 5 year retrospective analysis of the Branemark implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:504-14.
32. Rubo JH, Santos Júnior GC, Rossi EM, Dias A, Pegoraro LF. Evaluation of the marginal fit of cast and prefabricated cylinders on abutments for implant-supported prostheses. *Rev Fac Odontol Bauru* 2002;10(4):269-73.
33. Sartori IA, Ribeiro RF, Francischone CE, de Mattos MG. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent.* 2004;92(2):132-8.
34. Schwedhelm R, Lepe X, Chee T. A crown venting technique for the cementation of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent.* 2003;89:89-90.
35. Sheets JL, Wilcox C, Wilverding T. Cement selection for cement retained crown technique with dental implants. *J Prosthodont.* 2008;17:92-6.
36. Siadat H, Alikhasi M, Mirfazaelian A, Zade MM. Scanning electron microscope evaluation of vertical and horizontal discrepancy in cast copings for single-tooth implant-supported prostheses. *Implant Dent.* 2008;17(3):299-308.
37. Sutherland JK, Ritsco RG, Budd SR. Marginal adaptation of implant-supported metal-ceramic crowns fabricated with gold cylinders. *J Prosthodont.* 1998;7(2):100-5.
38. Tenenbaum H, Schaaf JF, Cuisinier FJ. Histological analysis of the Ankylos peri-implant soft tissues in a dog model. *Implant Dent.* 2003;12(3):259-65.
39. Tioosi R, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Comparative analysis of the fit of 3-unit implant-supported frameworks cast in nickel-chromium and cobalt-chromium alloys and commercially pure titanium after casting, laser welding, and simulated porcelain firings. *Int J Prosthodont.* 2008;21(2):121-3.

40. Tjan AH, Li T, Logan GI, Baum L. Marginal accuracy of complete crowns made from alternative casting alloys. *J Prosthet Dent.* 1991;66(2):157-64.
41. Tosches NA, Bragger U, Lang NP. Marginal fit of cemented and screw-retained crowns incorporated on the Straumann (ITI) Dental Implant System: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(1):79-86.
42. Weng D, Nagata MJ, Bell M, Bosco AF, de Melo LG, Richter EJ. Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2008;19(11):1141-1147.
43. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hammerle CHF. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci.* 2008; 116(3): 272–9.
44. Zervas PJ, Papazoglou E, Beck FM, Carr AB. Distortion of three-unit implant frameworks during casting, soldering, and simulated porcelain firings. *J Prosthodont.* 1999;8(3):171-9.

7. Apêndice

Artigo científico 2

Artigo preparado para ser enviado segundo as normas do Journal of Oral and
Maxillofacial Surgery

REABILITAÇÃO DE MANDÍBULA POSTERIOR ATRÓFICA COM LATERALIZAÇÃO DO FEIXE NEUROVASCULAR ALVEOLAR INFERIOR – RELATO DE CASO CLÍNICO

Dalton Suzuki¹

Hyung Joo Lee¹

Paola Rebelatto Alcântara¹

Ana Paula Bassi²

Fernanda Faot³

¹ Alunos do curso de Mestrado em Implantodontia, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO – Curitiba, Paraná, Brasil

² PhD em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, Professor do curso de Mestrado em Implantodontia, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO – Curitiba, Paraná, Brasil

³ PhD em Prótese Dental, Professor do curso de Mestrado em Implantodontia, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO – Curitiba, Paraná, Brasil

Autor correspondente:

Fernanda Faot

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico - ILAPEO

Endereço: Rua Jacarezinho, 656.

Curitiba – Paraná – Brasil CEP: 80710-150

e-mail: fernanda.faot@gmail.com

REABILITAÇÃO DE MANDÍBULA POSTERIOR ATRÓFICA COM LATERALIZAÇÃO DO FEIXE NEUROVASCULAR ALVEOLAR INFERIOR – RELATO DE CASO CLÍNICO

RESUMO:

Objetivo: Detalhar a técnica cirúrgica de lateralização do nervo alveolar inferior seguida de instalação de implante e discutir sobre sua importância no planejamento cirúrgico e protético para reabilitação da região posterior de mandíbula atrofica.

INTRODUÇÃO

A presença de defeitos ósseos ou reabsorção alveolar moderada severa são fatores limitadores da reabilitação oral com implantes osseointegráveis (ten Bruggenkate et al., 1998). Além disso, algumas estruturas anatômicas indicam a necessidade de técnicas complementares que possibilitem a instalação de implantes, como a presença do nervo alveolar inferior na região posterior da mandíbula (Jensen, Nock, 1987; Hirsch, Branemark, 1995). Nesse contexto, opções de tratamentos, como uso de implantes curtos (Lopes et al., 2009) e lateralização do feixe vâsculo-nervoso do alveolar inferior (Peleg 2002), devem ser consideradas para o sucesso do tratamento.

A lateralização cirúrgica do feixe neurovascular alveolar inferior foi relatada pela primeira vez em 1987, indicando o método para a reabilitação de mandíbulas atroficas com altura óssea vertical insuficiente acima do canal mandibular (Jensen, Nock, 1987; Peleg et al., 2002; Luna et al., 2008). Essa técnica possibilita a instalação de implantes longos resultando em boa estabilidade primária, essencial para o sucesso da osseointegração.

Existem alternativas de abordagem cirúrgica para a realização da lateralização do nervo alveolar, como os implantes curtos (ten Bruggenkate et al., 1998), contudo algumas situações como por exemplo a falta de altura mínima (5mm) para colocação desses implantes torna a técnica de lateralização a única forma de reabilitar mandíbulas posterior atroficas por meio dos implantes osseointegrados.

Os objetivos desse trabalho são detalhar a técnica cirúrgica de lateralização do nervo alveolar inferior seguida de instalação de implante e discutir sobre sua importância

no planejamento cirúrgico e protético de reabilitação da região posterior de mandíbula atrófica.

DESCRIÇÃO DO CASO CLÍNICO

Paciente, sexo masculino, 32 anos, compareceu ao serviço clínico do Instituto Latino Americano de Ensino e Pesquisa Odontológica – ILAPEO, queixando-se da ausência de dentes em região posterior de mandíbula (Figura 1). Durante anamnese nada foi relatado em relação a sua saúde que pudesse interferir no tratamento do paciente. Foram solicitados exames complementares (radiografia ortopantomográfica e tomografia computadorizada) (Figura 2) onde observou-se uma altura óssea do lado direito de aproximadamente 3mm entre a crista do rebordo até a cortical superior do nervo alveolar inferior e espessura de 5mm na crista do rebordo.



Figura 1 – Caso clínico inicial (vista frontal) e região posterior inferior direita (vista oclusal).

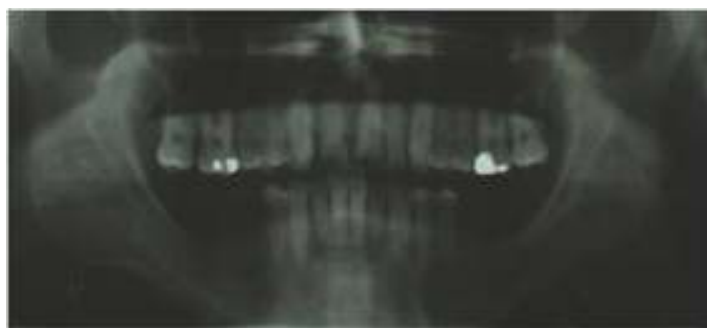




Figura 2 – Exames complementares (raio x panorâmico e tomografia computadorizada).

Diante do diagnóstico de pouca altura em região posterior de mandíbula, foi optado pela lateralização do nervo objetivando aumentar disponibilidade óssea para instalação de implante nessa região.

Após apresentação do plano de tratamento e consentimento por parte do paciente, o mesmo foi submetido a procedimento cirúrgico sob anestesia local. Realizada em seguida uma incisão partindo da crista anterior do ramo mandibular, crestal, intra sulcular no dente 44 e oblíqua na mesial do dente 44 com descolamento total de retalho até a base vestibular. A osteotomia foi realizada a aproximadamente 3mm da distal do forame mental até região referente ao elemento 47 com aproximadamente 7mm de largura com brocas tronco-cônica 700 na porção superior e nos sentidos verticais. Utilizou-se broca carbide esférica 700 para fragilização inferior do bloco ósseo, permitindo fratura e remoção do mesmo. O osso medular foi removido por meio de desgaste com broca diamantada esférica n.4 até a cortical do canal mandibular. Realizada fratura e remoção da cortical do nervo com cureta de dentina e curetas de Gracey 11-12 (Hufriedy) em todo trajeto da osteotomia sem deslocamento do forame mental.

Após exposição do nervo alveolar, o mesmo foi deslocado para vestibular com auxílio de cureta de dentina. Recortada uma tira de látex de luva cirúrgica estéril com largura e comprimento de aproximadamente 2cm e 15cm respectivamente. A tira foi posicionada por meio da sua passagem para a face lingual do nervo (Figura 3).



Figura 3 - Posicionamento da tira de látex para tracionamento do nervo alveolar inferior.

Com o nervo estável foi realizada seqüência de fresagem para instalação dos implantes cone-morse: broca lança, helicoidal 2.0, piloto 2/3, helicoidal 2.8 e piloto 3.3 (Neodent, Curitiba, Brasil). Foram instalados implantes Titamax CM EX 3.5 x 15mm (Neodent) (Figura 4).



Figura 4 – Implantes instalados.

Após a instalação dos implantes, a tira de látex foi removida e instalado parafusos de cobertura. O bloco ósseo foi triturado e acomodado sobre os implantes e também recobrindo o nervo alveolar inferior. (Figura 5).



Figura 5 – Osso triturado posicionado.



Figura 6 – Sutura

A sutura realizada com fio de nylon 5-0 (Ethicon Divisão de Johnson & Johnson) e medicação pós-operatória prescrita, composta por penicilina de largo espectro (Amoxicilina), antiinflamatório não esteroideal (Ibuprofeno), analgésico (dipirona sódica 500mg) e medicação para regeneração axonal: Citidina-5-monofosfato dissódica, uridina-5-trifosfato trissódica, acetato de hidroxibalamida (Núcleo CMP - Gross).

No controle pós-operatório de 7 dias o paciente relatava perda parcial da sensibilidade do lábio inferior direito, porém não totalmente ausente, sendo então mantida a medicação para auxiliar a melhora do quadro de parestesia até a completa melhora que ocorreu próximo de 30 dias.

Após período de 4 meses foi realizada a reabertura dos implantes associado à técnica de enxerto livre gengival devido a ausência de mucosa ceratinizada na área (Sullivan, Atkins, 1968). O procedimento cirúrgico foi realizado sob anestesia local (Articaina 1:100000) e incisão dividida de retalho mantendo periósteo intacto com auxílio de lâmina 15C somente realizando a fenestração do mesmo na área sobre os implantes para remoção dos parafusos de cobertura e instalação dos cicatrizadores CM 4.5x1.5 (Neodent) (Figura 8).

Após sutura de contenção apical do retalho, produziu-se um mapa da área a ser enxertada utilizando o próprio invólucro de papel do fio de sutura (Ethicon 5.0). Após anestesia infiltrativa da área palatina foi realizada a incisão do tecido delineado pelo referido mapa e removido de forma uniforme com espessura aproximada de 2mm. Imediatamente após sua remoção, o enxerto foi imobilizado sobre o leito preparado com suturas sobre o periósteo (Figura 9).



Figura 7 – Caso clínico para reabertura com 4 meses.



Figura 8 – Retalho dividido.



Figura 9 – Enxerto Livre Gengival suturado.

A área palatina desnuda foi protegida com uma placa de acrílico e prescrita medicação pós-operatória com antiinflamatório não esteroidal (Spidufen 600mg) e enxaguatório bucal (Noplak).

O retorno do pós-operatório ocorreu 15 dias após. A sutura foi removida assim como realizada a instalação de pilares intermediários (mini-pilar CM, Neodent), moldagem com postes quadrados após união com resina acrílica (Patern Resin) e transferência com sílica de condensação (Spedex), registro interoclusal com cilindros de latão e instalação de cilindros de proteção para mini-pilar cônico. Quatro dias depois foi realizada a instalação das coroas provisórias (Figura 12).



Figura 10 – Moldagem.



Figura 11 – Cilindros de proteção.



Figura 12 – Prótese provisória instalada.



Figura 13 – Radiografia panorâmica após 5 meses da cirurgia.

DISCUSSÃO

A escolha da técnica cirúrgica de lateralização do feixe neurovascular alveolar inferior depende da habilidade operatória do cirurgião em manipular o nervo alveolar inferior com o mínimo de trauma possível. Dessa forma, a execução dessa técnica requer uma equipe habilitada com capacidade de indicação precisa para limitar uma possível iatrogenia (Di Pillo, Rapoport, 2009). Outro importante aspecto deve ser considerado para a escolha desse tratamento: o esclarecimento do paciente sobre a possibilidade de alterações sensoriais (Jensen, Nock, 1987).

É importante observarmos que o sucesso de qualquer técnica reabilitadora, envolvendo ou não uma técnica cirúrgica, está na fase de diagnóstico e planejamento. É imprescindível que haja a visualização das possibilidades de reabilitação traçando um paralelo com as limitações de cada opção de tratamento, o grau de expectativa do paciente e as condições para a utilização de manobras que possibilitem a reabilitação. Nesse contexto, um dos fatores que influencia de forma direta a função e o conforto do paciente é a posição que um implante é instalado. Para que esse aspecto deixe de ser um problema para o sucesso do tratamento, é necessário um estudo da posição ideal, que requer uma comunicação entre cirurgião e protesista (Sartori, 2007). Para os casos em que se constata que a reabilitação protética não pode ser alcançada de forma ideal frente aos fatores presentes, como altura óssea insuficiente para instalação de implantes,

se faz necessária a indicação de procedimentos prévios, como a lateralização do nervo alveolar inferior. (Jensen, Nock, 1987; Peleg et al., 2002; Luna et al., 2008).

Para o caso apresentado foi realizado um planejamento reabilitador multidisciplinar visando a reabilitação funcional final do paciente. O sucesso da técnica cirúrgica utilizada se deve principalmente a destreza e conhecimento do cirurgião. Alguns cuidados como o uso de instrumento com ponta romba e não cortante para a localização e deslocamento do feixe e a força de tracionamento do nervo durante a instalação de implante são essenciais para o sucesso do tratamento. Para o tracionamento do nervo foi utilizada uma tira de látex (proveniente de luva cirúrgica) que, na presença de um ambiente oral úmido, fica aderida sobre o instrumental de afastamento, o que favorece menor tensão sobre o nervo, sem prejudicar a exposição do espaço suficiente para a instalação do implante. Outro cuidado do planejamento cirúrgico foi a realização de uma janela estreita e longa com a preservação do rebordo ósseo oclusal, lingual e a base da mandíbula para evitar o risco de fratura mandibular. Por fim, a inclusão de vitamina complexo B e do regenerador axonal na prescrição medicamentosa pós cirúrgica para estímulo neural foi realizada com o objetivo de ajudar na prevenção de parestesia do nervo alveolar.

A deficiência de altura óssea na região posterior da mandíbula é um dos maiores desafios apresentados para reabilitação com implantes, devido a reabsorção óssea associada a presença do nervo alveolar inferior. A opção de lateralização do nervo alveolar inferior é viável e segura desde que executada com grande critério cirúrgico e conhecimento da técnica.

REFERÊNCIAS

Jensen O, Nock D: Inferior alveolar nerve repositioning in conjunction with placement of osseointegrated implants: a case report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 63:263-8, 1987.

Peleg M, Mazor Z, Chaushu G, Garg AK: Lateralization of the inferior alveolar nerve with simultaneous implant placement: a modified technique. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 17: 101-6, 2002.

Luna AH, Passeri LA, de Moraes M, Moreira RW: Endosseous implant placement in conjunction with inferior alveolar nerve transposition: a report of an unusual complication and surgical management. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 23: 133-6, 2008.

Sullivan HC, Atkins JH: Free autogenous gingival graft.I. Principles of successful grafting. *Periodontics* 6: 121-9, 1968.

Di Pillo L, Rapoport A: Importância da lateralização do nervo alveolar inferior para os implantes mandibulares. *Rev Bras Cir Cabeça Pescoço.* 38: 166-70, 2009.

Sartori IAM. Tratamento interdisciplinar em reabilitação protética sobreimplantes. *ImplantNews* 4: 10-22, 2007.

Lopes N, Oliveira DM, Vajgel A, Pita I, Bezerra T, Vasconcelos RJ. A new approach for reconstruction of a severely atrophic mandible. *Oral Maxillofac Surg.* 67: 2455-9, 2009.

ten Bruggenkate CM, Asikainen P, Foitzik C, Krekeler G, Sutter F: Short (6-mm) nonsubmerged dental implants: results of a Multicenter clinical trial of 1 to 7 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 13: 791-8, 1998.

Jensen O, Nock D: Inferior alveolar nerve repositioning in conjunction with placement of osseointegrated implants: a case report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 63: 263-8, 1987.

Hirsch JM, Branemark PI: Fixture stability and nerve function after transposition and lateralization of the inferior alveolar nerve and fixture installation. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 33: 276-81, 1995.

8. Anexo

Endereço eletrônico dos periódicos:

Artigo 1 - Journal of Prosthodontics

<http://www.wiley.com/bw/submit.asp?ref=1059-41X&site=1>

Artigo 2 - Journal of Oral and Maxillofacial Surgery

<http://joms.org/authorinfo>