FERNANDO IGAI

**Técnica de cimentação em próteses sobre implantes com pilares protéticos
asperizados: estudo *in vitro***

São Paulo

2014

FERNANDO IGAI

**Técnica de cimentação em próteses sobre implantes com pilares protéticos
asperizados: estudo *in vitro***

Versão Original

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

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Pedro Tortamano Neto

São Paulo

2014

Igai F. Técnica de cimentação em próteses sobre implantes com pilares protéticos asperizados: estudo *in vitro*. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas

Aprovado em: / /2014

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Ao meu pai Kazuo Igai (*in memoriam*), por ter feito parte da minha vida, mesmo que por um breve período de tempo.

A minha mãe Assako Matsuda Igai, pessoa batalhadora que conseguiu cumprir o papel de pai e mãe na minha criação. Agradeço sua paciência, seu amor, seus conselhos nas horas difíceis e por ter transmitido para mim a paixão pela Odontologia.

A minha esposa Marcelle, pelo companheirismo, amor e dedicação. Uma pessoa que sempre me motivou a continuar aprendendo e seguir em frente nesta fase da minha vida.

Ao meu irmão Fabrício, amigo, conselheiro e confidente. Uma pessoa que posso contar nas horas agradáveis e difíceis.

Ao meu tio Yoshikazu Igai (*in memoriam*), que transmitiu seu amor, consideração e amizade por mim na confecção do dispositivo utilizado neste estudo.

Aos meus sogros, Yukihiro e Kimiko; cunhados, Mauro, Akio e Fabiane e sobrinhas, Larissa e Giovana. Minha outra família que também fez parte desta história.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos meus orientadores,

Matsuyoshi Mori, meu mentor profissional que me estimulou a sempre estudar e ter mais conhecimentos. Primeiramente abrindo as portas do seu consultório, e depois no meu ingresso como estagiário na faculdade. Uma pessoa sempre disposta a ajudar o próximo, um amante da Odontologia e da pesquisa, que soube me preparar para o curso de pós-graduação.

Ivo Contin, um grande professor que transmite seus conhecimentos para todos aqueles que expressarem interesse. Uma pessoa que foi importante não somente na esfera da Odontologia, mas também nas inúmeras conversas que tivemos. Nos seus conselhos e lições de vida, tão importantes para mim.

Pedro Tortamano Neto, um professor que por meio da sua confiança em meu trabalho permitiu o desenvolvimento da minha autonomia e didática na clínica odontológica. Agradeço pelos seus elogios e seu estímulo para eu continuar a minha caminhada no ambiente acadêmico.

Cláudio Luiz Sendyk, meu primeiro orientador! Um professor que me deu a chance de dar a minha primeira aula teórica e a ter contato com os alunos nos inúmeros laboratórios da Prótese Fixa I.

Ao meu querido amigo,

Washington Steagall Junior, que sem o menor interesse em ter algo em troca me ajudou de maneira decisiva na condução deste curso de Mestrado. Uma pessoa muito especial, inteligente e que transformou o meu curso de pós-graduação em uma experiência muito agradável. Agradeço os conselhos nos momentos difíceis e a sua ajuda **estatisticamente significativa!!!!**

AGRADECIMENTOS

Aos professores do departamento de Prótese Dentária da FOUSP pela cordialidade e receptividade.

Aos meus professores Tomie Toyota de Campos, Fernando da Cunha Ribeiro, José Antonio Lupi da Veiga e Hideki Yoshida, da disciplina de Prótese Fixa, pela companhia, conselhos e ensinamentos.

Às funcionárias do departamento de Prótese Dentária pela ajuda, apoio e a amizade.

Às funcionárias Vânia e Glauci da biblioteca, pelo auxílio e paciência na formatação deste trabalho.

Ao técnico Cláudio da Fonseca, do laboratório Fonseca, pelo seu esforço e dedicação na confecção dos corpos de prova. A sua competência e a de seus funcionários traduziram-se em um trabalho de alta qualidade, resultando em uma contribuição decisiva na parte experimental do presente estudo.

Ao Daniel, da empresa Jaguaré protótipos, que colaborou para o aperfeiçoamento da metodologia deste estudo.

Ao professor Dr. Rafael Yague Ballester por ter disponibilizado o uso do laboratório do departamento de Biomateriais e Biologia Oral da FOUSP.

Ao técnico Antonio Carlos Lascale, do departamento de Biomateriais e Biologia Oral da FOUSP, pelo auxílio na utilização da máquina de ensaio universal.

À professora Dra. Adriana Bona Matos, do departamento de Dentística, por ter disponibilizado o uso do laboratório.

À técnica Sônia Saga, do departamento de Dentística, pelo auxílio na utilização do equipamento de ciclagem térmica.

Ao professor Dr. Fernando Antonio Medeiros Marinho e os técnicos Antonio e Joaquim do Departamento de Engenharia de Estruturas e Fundações, da Escola Politécnica por terem disponibilizado o uso do laboratório, na condução do projeto piloto.

Aos amigos Edson Koji Takeshita, Marcus Kanashiro, Patricia Asanuma Hirayama, José Augusto Conde Neto, Leandro Oliveira Alves, Pedro Américo, Patricia Iwamoto, Paulo Damiani, Regina Fruet, Luís Ide e Rogério Sonoki, pela companhia agradável em todos estes anos de permanência aqui na FOU SP.

***“Senhor dai-me forças para mudar o que pode ser mudado...
Resignação para aceitar o que não pode ser mudado...
E sabedoria para distinguir uma coisa da outra”***
(Francisco de Assis)

RESUMO

Igai F. Técnica de cimentação em próteses sobre implantes com pilares protéticos asperizados: estudo *in vitro* [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2014. Versão Original.

A Implantodontia proporciona tratamentos com alto grau de sucesso clínico nas reabilitações com próteses parafusadas ou cimentadas. A alta taxa de sobrevivência dos implantes, seu sucesso clínico significativo e a grande previsibilidade levaram a uma mudança de paradigma na Implantodontia atual. O uso de implantes, antes utilizados para a reposição de grandes perdas dentárias, é aplicado também para perdas parciais de dentes e até mesmo elementos unitários. Com isso a dificuldade técnica diminuiu ainda mais, consolidando o uso de próteses cimentadas sobre implantes. Desta forma a reversibilidade, que é o principal recurso das próteses parafusadas sobre implantes, não é mais decisiva na escolha do tipo de sistema de retenção. Entretanto, as próteses cimentadas apresentam desvantagens que podem levar a um fracasso do tratamento. Dentre elas o acúmulo do excesso de cimento, que pode levar a uma inflamação do tecido peri-implantar com a possível perda do implante. Existem na literatura técnicas de cimentação que visam à redução do agente cimentante em excesso. Outro fator estudado é a influência da rugosidade da superfície do munhão protético na resistência ao arrancamento do elemento protético. O objetivo do estudo foi realizar uma análise da resistência ao arrancamento de coroas cimentadas sobre munhões protéticos polidos e asperizados, utilizando uma técnica experimental de cimentação. Foram confeccionados quarenta corpos de prova e formaram-se quatro grupos de estudo, de acordo com a técnica de cimentação utilizada (técnica controle e técnica experimental) e a rugosidade das paredes do munhão protético (polido e asperizado). As coroas foram cimentadas com o cimento de Fosfato de Zinco. A análise da resistência ao arrancamento foi realizada, após a ciclagem térmica dos quarenta corpos de prova, utilizando uma máquina de ensaio universal. Na análise das técnicas de cimentação pôde-se observar que não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos, com valores médios de resistência ao arrancamento de $157,83 \text{ N} \pm 22,16 \text{ N}$ para o grupo técnica controle-superfície polida

e $159,95 \text{ N} \pm 46,40 \text{ N}$ para o grupo técnica experimental-superfície polida. A análise dos dados nos grupos técnica controle-superfície asperizada ($626,23 \text{ N} \pm 34,80 \text{ N}$) e técnica experimental-superfície asperizada ($642,62 \text{ N} \pm 94,00 \text{ N}$), também não indicaram diferenças significativas. Na análise dos grupos, comparando a rugosidade da superfície, pôde-se observar diferenças significativas, com valores de $157,83 \text{ N} \pm 22,16 \text{ N}$ para o grupo técnica controle-superfície polida e $626,23 \text{ N} \pm 34,80 \text{ N}$ para o grupo técnica controle-superfície asperizada. O mesmo foi observado no grupo técnica experimental-superfície polida com valores de $159,95 \text{ N} \pm 46,40 \text{ N}$ e $642,62 \text{ N} \pm 94,00 \text{ N}$ para o grupo técnica experimental-superfície asperizada. Conclui-se que, nas condições utilizadas neste estudo, a técnica de cimentação experimental não apresentou diferenças significativas com a técnica controle, em relação à resistência ao arrancamento, nas duas superfícies (polida e asperizada) utilizadas no estudo. A asperização das paredes axiais dos munhões levou a um aumento significativo da resistência ao arrancamento nas duas técnicas de cimentação estudadas.

Palavras-chave: Cimentação. Cimentos dentários. Resistência à tração. Prótese dentária.

ABSTRACT

Igai F. Cementation technique on sandblasted prosthetic implant abutments: an *in vitro* study [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2014. Versão Original.

The Implantology provides treatments with high clinical success rate in screw or cement retained rehabilitations. The high survival rate of the implants, its significant clinical success, and the great predictability led to a paradigm shift in current Implantology. The dental implant, previously used for replacing large teeth losses, is also applied to partial dental losses and even single tooth replacement. Therefore, technical difficulties have decreased even more, which consolidated the use of cement retained implant prosthesis. Thus the retrievability, which is the main resource of screw retained implant prostheses, is not the crucial point in the prosthesis retention selection. However, cement retained prostheses have disadvantages that can lead to treatment failure. One can mention the presence of residual excess cement, which may lead to an inflammation of the peri-implant tissue, or even a possible implant loss. There are in the literature cementation techniques that reduce the luting agent excess. Another studied factor is the influence of the prosthetic abutment surface roughness in the prosthetic element tensile strength. The aim of the study was to analyze the tensile strength of prosthetic crowns cemented on standard machined and sand blasted abutments using an experimental cementation technique. Forty specimens were fabricated and four experimental groups were formed, according to the cementation technique (control technique and experimental technique) and the prosthetic abutment roughness (standard machined and sand blasted). The crowns were cemented with zinc phosphate cement. The tensile strength analysis was performed, after the forty specimens thermal cycling, using an universal testing machine. In the cementation techniques analysis it was observed that there were no statistically significant differences between the groups, with mean tensile strength values of $157.83\text{N} \pm 22.16\text{N}$ for the control technique-standard machined surface and $159.95\text{N} \pm 46.40\text{N}$ for the experimental technique-

standard machined surface. The data analysis of control technique-sand blasted surface group ($626.23 \text{ N} \pm 34.80 \text{ N}$) and experimental technique-sand blasted surface group ($642.62 \text{ N} \pm 94.00 \text{ N}$) also indicated no significant differences. In the group analysis, comparing the surface roughness, it was observed significant differences, with values of $157.83 \text{ N} \pm 22.16 \text{ N}$ for the control technique-standard machined surface group and $626.23 \text{ N} \pm 34.80 \text{ N}$ for the control technique-sand blasted surface group. The same was observed in the experimental technique-standard machined surface group with $159.95 \text{ N} \pm 46.40 \text{ N}$ values and $642.62 \text{ N} \pm 94.00 \text{ N}$ for the experimental technique-sand blasted surface group. It can be concluded that, under the study conditions, the experimental cementation technique showed no significant differences with the control technique, regarding tensile strength, in the two surfaces (standard machined and sand blasted) used in the study. The prosthetic abutments roughening led to a significant increase in tensile strength on the two studied cementation techniques.

Keywords: Cementation. Dental cements. Tensile strength. Dental prosthesis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 – Análogo Neodent® (3,3mm de diâmetro/4,0mm de altura)	46
Figura 4.2 – Fases do enceramento da coroa protética	47
Figura 4.3 - Posicionamento da base de gesso especial na mesa de junção universal	48
Figura 4.4 – Calibração do posicionamento axial do componente análogo	48
Figura 4.5 – Fases da confecção da argola oclusal	49
Figura 4.6 - Fixação axial da argola oclusal no enceramento da coroa protética.....	50
Figura 4.7 - Fixação dos condutos de alimentação	50
Figura 4.8 - Posicionamento das coroas no anel de fundição	51
Figura 4.9 - Face superior do molde de Latão polido	52
Figura 4.10 – Anel de Cobre e componente análogo posicionados no molde de Latão polido	52

Figura 4.11 - Marcação da quantidade de polímero na parede externa do pote Dapen (A) e aspecto fluido da resina acrílica (B).....	53
Figura 4.12 - Aspecto do corpo de prova após a inclusão da resina acrílica quimicamente ativada	53
Figura 4.13 – Remoção do corpo de prova após polimerização da resina acrílica no molde	54
Figura 4.14 – Corpo de prova concluído	54
Figura 4.15 – Dispositivo aplicador de carga estática (A) e o modo de aplicação de carga estática sobre os corpos de prova (B).....	57
Figura 4.16 – Centralizador do corpo de prova em posição no dispositivo aplicador de carga estática (A), ponta centralizadora em detalhe (B) e suporte do corpo de prova em detalhe (C).....	58
Figura 4.17 - Modo de centralização e fixação do suporte do corpo de prova	59
Figura 4.18 – Conjunto dispositivo/suporte pronto para uso	59
Figura 4.19 – Proteção das paredes externas do munhão (A), jateamento do pilar protético (B) e aspecto do pilar polido (corpo de prova número 16) e asperizado (corpo de prova número 23) (C)	60
Figura 4.20 – Fluxograma das técnicas de cimentação	61
Figura 4.21 – Colher dosadora.....	62
Figura 4.22 – Manobra para padronização da quantidade de pó do cimento de Fosfato de Zinco	62
Figura 4.23 – Padronização da divisão do pó do cimento de Fosfato de Zinco	63

Figura 4.24 – Gotejamento do líquido do cimento de Fosfato de Zinco	63
Figura 4.25 – Protocolo do tempo de espatulação do pó do cimento de Fosfato de Zinco	64
Figura 4.26 – Espatulação do cimento de Fosfato de Zinco	65
Figura 4.27 – Consistência de trabalho do cimento de Fosfato de Zinco	65
Figura 4.28 – Modo de inserção do cimento no interior da coroa (A) e o aspecto após a inserção do cimento	66
Figura 4.29 – Pressão digital após o assentamento da coroa no munhão protético .	67
Figura 4.30 – Aplicação de 50N de carga estática	67
Figura 4.31 – Manobra para o extravasamento do excesso de cimento antes da cimentação no munhão protético (A) e o excesso de cimento presente no análogo externo (B).....	68
Figura 4.32 - Fina película de cimento na região interna da coroa protética	68
Figura 4.33 - Pressão digital após assentamento da coroa no munhão protético	69
Figura 4.34 – Coroa protética preenchida com o cimento (técnica controle) (A) e a coroa protética com uma fina camada de cimento (técnica do análogo) (B)	69

Figura 4.35 – Aspecto da coroa após a cimentação (técnica controle) (A) e o aspecto da coroa após a cimentação (técnica do análogo) (B)	70
Figura 4.36 - Máquina de ciclagem térmica.....	71
Figura 4.37 - Máquina de ensaio universal com os dispositivos individuais em posição	71
Figura 4.38 – Suporte superior montado na célula de carga (A) e o suporte inferior montado no cabeçote inferior da máquina de ensaio universal (B)....	72
Figura 4.39 – Suporte inferior posicionado bem próximo do suporte superior (a seta branca indica o orifício do suporte inferior)	72
Figura 4.40 – Corpo de prova em posição para a passagem da vareta de fixação (a seta vermelha indica a coroa adaptada no suporte superior).....	73
Figura 4.41 - Corpo de prova fixado e pronto para o ensaio de tração	74
Figura 4.42 - Corpo de prova fixado e pronto para o ensaio de tração (em detalhe)	74
Figura 5.1 - Gráfico de dispersão dos intervalos de Confiança de 95%, das condições experimentais testadas	78
Figura 5.2 - Aspecto do corpo de prova número 22 após rompimento da argola oclusal	79
Figura 5.3 - Trinca na argola oclusal (corpo de prova 32)	80
Figura 5.4 - Trinca na argola oclusal (corpo de prova 33)	80

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 – Grupos estudados.....	55
Tabela 4.2 - Corpos de prova de cada grupo de estudo	66
Tabela 5.1 - Parâmetros estatísticos e descritivos dos dados experimentais	76
Tabela 5.2 - Análise de Variância ANOVA de fator duplo independente (Técnica de Cimentação x Rugosidade de Superfície)	77
Tabela 5.3 - Teste de Múltipla comparação de Tukey entre as condições experimentais.....	78

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

®	Marca registrada
µm	Micrômetro
°C	Graus Celsius
3D	Três dimensões
ADA	American Dental Association
BAR	Unidade de pressão
cm/min	Centímetro por minuto
CO ₂	Gás carbônico
Co-Cr	Cobalto - Cromo
Co	<i>Company</i>
Ø	Diâmetro
EUA	Estados Unidos da América
H0	Hipótese nula
H1	Hipótese alternativa
<i>Inc.</i>	Incorporation
ITI	<i>International Team for Implantology</i>
IRM	Nome de produto
K	Número de classes
Kg	Quilograma
kN	Quilonewton
Ltda.	Limitada
Min	Minuto
mm	Milímetro
ml/cc	Mililitro por centímetro cúbico
mm/min	Milímetro por minuto
n°	Número
N	Newton
n	Quantidade da amostra
N.cm	Newton centímetro
NE	<i>Non Eugenol</i>

Ni – Cr	Níquel - Cromo
Pat.	Patente
SP	São Paulo
UCLA	<i>University of California, Los Angeles</i>

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	21
2 REVISÃO DA LITERATURA	23
2.1 CONEXÃO CONE MORSE E O CONCEITO “PLATFORM SWITCHING”	23
2.2 PRÓTESES CIMENTADAS E PRÓTESES PARAFUSADAS	26
2.3 COMPLICAÇÕES PROTÉTICAS ASSOCIADAS AO EXCESSO DE CIMENTO	29
2.4 ESTUDOS SOBRE RESISTÊNCIA AO ARRANCAMENTO EM PRÓTESES CIMENTADAS.....	31
2.5 TÉCNICAS DE CIMENTAÇÃO	36
2.6 ASPERIZAÇÃO DE SUPERFÍCIE	39
3 PROPOSIÇÃO	45
4 MATERIAL E MÉTODOS	46
4.1 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA.....	46
4.2 GRUPOS DE ESTUDO E HIPÓTESES AVALIADAS	55
4.3 APLICAÇÃO DE CARGA PÓS-CIMENTAÇÃO.....	56
4.4 ASPERIZAÇÃO DAS PAREDES DO PILAR PROTÉTICO	59
4.5 TÉCNICAS DE CIMENTAÇÃO	61
4.6 CICLAGEM TÉRMICA E ENSAIO DE TRAÇÃO	70
5 RESULTADOS.....	76
6 DISCUSSÃO	81
7 CONCLUSÕES	88
REFERÊNCIAS.....	89

1 INTRODUÇÃO

A Implantodontia está em constante evolução, buscando resultados cirúrgicos e protéticos mais eficientes e com maior previsibilidade. A pesquisa de materiais, avanços nas técnicas operatórias, maior controle sobre os tipos de reabilitações utilizadas, entre outros fatores, contribuem para o desenvolvimento da Odontologia reabilitadora. Existe uma gama de sistemas de implantes e tipos de conexões protéticas, o que possibilita ao cirurgião dentista proporcionar as mais variadas opções no tratamento do paciente.

As próteses sobre implantes podem ser parafusadas ou cimentadas no implante por meio de parafusos de fixação e por agentes cimentantes, provisórios ou definitivos. Cada sistema de fixação das próteses sobre implantes apresenta vantagens e desvantagens, o que não determina qual sistema é mais eficiente ou mais indicado. As próteses parafusadas apresentam uma grande vantagem, que é a reversibilidade do caso, uma vez que podem ser removidas facilmente, quando necessário. Porém, a passividade do elemento protético é mais difícil de ser alcançada, demandando muito cuidado por parte do Cirurgião Dentista. A estabilidade oclusal e a estética também ficam prejudicadas devido ao orifício do parafuso, que geralmente é preenchido por resina que pode se desgastar e ocupar uma grande área da mesa oclusal de uma coroa protética. As próteses cimentadas apresentam uma estabilidade oclusal mais eficiente devido a uma mesa oclusal sem nenhuma solução de continuidade, mantendo a integridade da superfície. A estética também é favorecida no uso de próteses cimentadas sobre implantes e a dificuldade técnica também é menor. Estas vantagens tornaram o uso de próteses cimentadas sobre implantes uma opção amplamente utilizada e com alto grau de sucesso clínico.

Uma desvantagem das próteses cimentadas é a reversibilidade duvidosa. Trabalhos encontrados na literatura apontam que este recurso é possível, com o uso de cimentos provisórios em próteses cimentadas sobre implantes, mas a resistência ao arrancamento diminuída pode impedir a sua aplicação, pois a prótese pode soltar-se, criando uma situação emergencial para o paciente. Outro problema muito

observado nas próteses cimentadas sobre implantes é o excesso de cimento presente após a cimentação. Isto pode ocorrer no espaço gengival peri-implantar e a arquitetura de alguns tipos de pilares protéticos nesta região, particularmente os pilares utilizando o conceito “Platform switching”, formam um estreitamento que favorece a retenção de cimento. Este acúmulo pode levar a uma reação inflamatória e complicações que vão desde dor na região, sangramento, supuração até a perda óssea na região com a possível perda do implante e fracasso do tratamento reabilitador.

Trabalhos encontrados na Literatura descrevem técnicas de cimentação que buscam diminuir o excesso de cimento ao redor das coroas protéticas cimentadas sobre implantes. Dentre elas, existe uma técnica denominada na literatura de “Practice Abutment”, que proporciona uma diminuição do excedente de cimento, por meio de uma instalação prévia em um componente análogo ao pilar protético, antes da cimentação em boca.

Outro fator estudado é a influência da rugosidade da superfície das paredes do pilar protético. A sua superfície polida pode levar a uma diminuição da resistência ao arrancamento de coroas cimentadas sobre estes pilares, particularmente quando utilizados cimentos como o Fosfato de Zinco, que proporcionam a retenção por meio do embricamento mecânico. Se estes pilares protéticos apresentam pequenas dimensões, que diminuem a área de contato entre a coroa protética e a superfície do pilar, este embricamento fica ainda mais prejudicado. Isto demanda o uso de recursos que possam melhorar a retenção de coroas cimentadas sobre estes pilares.

A grande taxa de sucesso dos implantes com a conexão do tipo Cone Morse e a utilização do conceito “Platform switching”, levou a um uso significativo das próteses cimentadas sobre implantes, que levou a reversibilidade a um patamar secundário. Entretanto, as próteses cimentadas ainda apresentam desvantagens que podem levar a um fracasso do tratamento reabilitador. Como já foi mencionado, os problemas com o excesso de cimento e a dificuldade na resistência ao arrancamento quando são utilizados pilares protéticos com pequenas dimensões. É importante pesquisar maneiras de diminuir os problemas apresentados pelas próteses cimentadas, estudando como reduzir o excesso de cimento na região peri-implantar e como aumentar a resistência ao arrancamento de próteses cimentadas sobre pilares protéticos com dimensões pequenas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Esta seção tem objetivo de ilustrar os artigos encontrados na literatura que basearam a metodologia do presente estudo e ilustraram a importância de estudar mais profundamente o assunto em questão.

2.1 CONEXÃO CONE MORSE E O CONCEITO “PLATFORM SWITCHING”

Os Implantes que utilizam o conceito “Platform Switching” apresentam três interfaces principais: A região intraóssea do implante que compreende o cilindro de titânio que se osteointegra com o tecido ósseo adjacente, o pilar protético, que liga a região intraóssea ao meio bucal, passando pelo tecido gengival e participa ativamente na definição do perfil gengival da reabilitação protética, que é a terceira interface neste tipo de conceito. Com isso mantém-se a saúde e estabilidade do tecido gengival peri-implantar ao redor da prótese. Com uma tensão controlada transmitida para o implante, por meio de um ajuste oclusal eficiente e da natureza da conexão protética, é obtida uma estabilidade também do tecido ósseo, conduzindo assim o tratamento para o sucesso. O conceito “Platform Switching” diminui a perda óssea ao redor do implante o que colabora para uma estabilidade do tecido ósseo e do tecido gengival, levando a resultados mais estáveis e estéticos (Gardner, 2005).

Um trabalho conduzido por (Baggi et al., 2008) estudou os mecanismos de transmissão de tensões em implantes, analisando a influência do diâmetro e comprimento na distribuição do estresse e as possíveis perdas de tecido ósseo da crista em regiões maxilares e mandibulares. Foram analisados dois implantes ITI (Straumann, Basel, Suíça), dois implantes Nobel Direct de conexão parafusada (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia), e um implante Ankylos (Dentsply, Mannheim, Alemanha), com diâmetros variando de 3,3 a 4,5mm e comprimento variando de 7,5 mm a 12 mm. Foram realizados testes utilizando o método de elementos finitos 3D, nos quais foram aplicadas cargas laterais de 100N e verticais compressivas de 250N. As áreas de estresse máximo foram localizadas na região cervical dos

implantes, que diminuía ao aumentar o seu diâmetro. Ao aumentar o comprimento do implante era observada uma maior distribuição de tensões no osso medular. Tensões diferentes foram observadas nos implantes colocados na mandíbula e maxila, resultando em tensões maiores na maxila. O autor concluiu que o design do implante, o local de sua instalação e a geometria da crista óssea têm influência no mecanismo de distribuição do estresse. O sistema Ankylos demonstrou uma melhor distribuição das tensões no osso, devido à sua instalação infra-óssea e ao conceito “Platform Switching”, dados documentados em evidências clínicas.

Um trabalho de acompanhamento clínico realizado por (Mangano et al., 2009) analisou a taxa de sucesso clínico e protético de 1920 implantes de conexão do tipo cone Morse. Os implantes (Leone Implant System, Florência, Itália) foram colocados em 689 pacientes e em seguida foram realizadas consultas de controle clínico e radiográfico em períodos de 12, 24, 36 e 48 meses. Obteve-se como resultado uma taxa de sobrevivência dos implantes de 97,56% e uma taxa de sucesso clínico de 96,61%. Os autores concluíram que a conexão do tipo cone Morse pode ser indicada como tratamento de eleição em casos de reabilitações de arcos totalmente ou parcialmente edêntulos.

Um estudo conduzido por (Pieri et al., 2011) realizou uma análise clínica comparativa por meio de exames radiográficos e exame clínico peri-implantar, comparando os resultados de reabilitações unitárias com implantes de conexão cone Morse (*Samo smiler Implants, Biospark*) com pilares protéticos de diâmetro menor que o do implante, conhecido como “Platform Switching” (grupo teste) e com implantes de conexão interna convencional e pilar com o mesmo diâmetro (grupo controle). O acompanhamento foi realizado por 12 meses. Quarenta pacientes receberam o implante, após a exodontia do elemento dentário, com colocação de provisório imediato parafusado sem contato oclusal. Após quatro meses a prótese final foi instalada e foram realizados os acompanhamentos clínicos imediato, quatro meses e doze meses após a instalação. Como resultado observou-se que no controle de 12 meses não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos, no que diz respeito aos parâmetros peri-implantar em questão, como mudanças no nível de tecido mole ou altura das papilas. Porém, maior perda óssea foi observada no grupo controle. O autor concluiu que apesar de uma perda óssea maior no grupo controle, o tecido peri-implantar se manteve bem estável nos dois grupos, após o período de 12 meses.

Singh et al. (2013) realizaram uma revisão sistemática sobre o conceito “Platform Switching”, no qual o objetivo foi encontrar trabalhos publicados na literatura que pudessem associar o uso do conceito “Platform Switching” com a menor perda de tecido ósseo ao redor dos implantes. A estratégia de busca utilizada foi realizar a procura de artigos que utilizaram o método de elementos finitos utilizando modelos de implantes, estudos com animais e trabalhos clínicos com seres humanos. A procura dos artigos foi realizada no *Pubmed*, *Google* e *Science direct* com as seguintes palavras-chaves: “Platform Switching”, “Platform Switching and crestal bone loss”, “dental implants and Platform Switching”, “the concept of Platform Switching” e “Platform Switching and implant success”. Os artigos foram revisados de uma maneira sistemática, a fim de obter as seguintes informações: 1- extensão de perda óssea em diferentes tipos de implantes, 2- verificar se o conceito de “Platform Switching” auxiliou na diminuição da perda óssea, 3-a dissipação de tensões ao redor de implantes com o conceito “Platform Switching” *versus* outros implantes e 4- se o conceito “Platform Switching” apresentava alguma desvantagem. O autor concluiu que a grande maioria dos artigos encontrados na literatura, obedecendo à estratégia utilizada, indicou que o uso do conceito “Platform Switching” leva a uma menor perda de tecido ósseo, e que também este conceito é promissor, em relação à porcentagem de sucesso dos implantes.

Guerra et al. (2014) realizaram um estudo de acompanhamento clínico randomizado, no qual analisou as possíveis diferenças clínicas observadas entre coroas protéticas confeccionadas sobre implantes, utilizando o conceito “Platform Switching”, e implantes utilizando pilares protéticos com a plataforma convencional. Os pacientes selecionados apresentavam a necessidade de repor pelo menos dois dentes com implantes. A randomização foi realizada nos locais onde os implantes seriam instalados. Após um período de cicatrização de oito semanas pós-cirurgia, as próteses foram instaladas. Os níveis de altura óssea foram medidos no ato cirúrgico, no dia da instalação da coroa protética (*Baseline*) e após doze meses de uso. Sessenta e oito pacientes receberam 74 implantes utilizando o conceito “Platform Switching” e 72 sem a aplicação deste conceito. A diferença na média do nível ósseo observado no dia da cirurgia e após doze meses foi estatisticamente significativa entre os grupos. Observou-se ganho ou nenhuma perda de tecido ósseo em 67,1% do implantes do grupo “Platform Switching” e em 49,2% no outro grupo. As taxas de sucesso foram de 97,3% e 100%, respectivamente. O autor concluiu

que em um mesmo sistema de implantes, o uso do conceito “Platform Switching” mostrou um efeito positivo na manutenção dos níveis ósseos, quando comparado ao grupo que não utilizou este conceito.

2.2 PRÓTESES CIMENTADAS E PRÓTESES PARAFUSADAS

A prótese confeccionada para repor uma ausência dentária deve ter um sistema de retenção, que proporcione retenção e estabilidade do elemento protético, o que permitirá ao paciente o seu uso, sem ocorrer intercorrências. Na Odontologia restauradora com próteses fixas (coroas unitárias ou Próteses parciais fixas), na qual o pilar da prótese confeccionada para o paciente é um dente natural, a única forma para proporcionar retenção e estabilidade é o agente cimentante. Por outro lado, na Implantodontia o cirurgião dentista dispõe de dois tipos de retenção, por meio de agentes cimentantes ou retenção por parafusos, que fixam a coroa protética no pilar protético ou diretamente ao implante.

As próteses cimentadas dependem do agente cimentante para promover a sua retenção. O cirurgião dentista dispõe de diversas opções de cimentos para serem usados na cimentação de coroas protéticas sobre dentes naturais ou implantes. Existem cimentos que são utilizados na prática clínica como agentes de cimentação temporários e por apresentarem uma resistência ao arrancamento menor, a remoção de uma coroa protética cimentada com este tipo de cimento é facilitada. Logo, quando a reversibilidade é desejada, o uso de cimentos provisórios em próteses cimentadas sobre implantes é um recurso útil para ser empregado nestes casos, indicando que próteses cimentadas também podem apresentar reversibilidade, assim como as próteses parafusadas (Ramp et al., 1999).

Existe uma diferença significativa na passividade das próteses cimentadas quando comparadas com as próteses parafusadas. As próteses cimentadas apresentam uma película cimentante, que promove uma região de alívio, o que se traduz em uma transmissão de tensões menores para o implante. As próteses parafusadas apresentam uma maior justeza proporcionada pelo parafuso de fixação. Isto leva a uma desadaptação marginal menor, quando comparada com as próteses cimentadas, mas com uma transmissão de tensões mais intensas. Já as próteses

cimentadas promoveram uma distribuição de tensões mais equilibrada, resultados observados com a análise de modelos fotoelásticos que foram confeccionados para realizar este estudo (Guichet et al., 2000).

As próteses parafusadas sobre implantes apresentam como principal vantagem, em relação às próteses cimentadas, o recurso da reversibilidade. Elas são parafusadas aos implantes e isso permite ao cirurgião Dentista fácil acesso ao parafuso de fixação para remoção e manutenção. Entretanto, as próteses parafusadas apresentam um custo maior na sua confecção e existe a necessidade de um treinamento específico por parte do técnico em prótese. A confecção da prótese cimentada apresenta uma simplicidade maior o que ajuda a diminuir os custos e simplifica o processo (Michalakis et al., 2003).

Um estudo clínico conduzido por Vigolo et al. (2004) comparou coroas unitárias parafusadas e cimentadas em um período de quatro anos, analisando o tecido ósseo, o tecido peri-implantar e complicações protéticas. Todos os pacientes selecionados apresentavam ausência de um elemento dentário bilateral a ser reabilitado com implante (3i Implant Innovations, Palm Beach Gardens, EUA) e coroa unitária. Cada paciente recebeu dois implantes idênticos (um implante para cada região desdentada). Um dos implantes foi selecionado aleatoriamente e recebeu uma coroa parafusada e o outro recebeu uma coroa cimentada. Após quatro anos, cada paciente teve dados sobre nível ósseo e de tecidos moles coletados e comparados entre os dois tipos de retenção (coroas parafusadas ou cimentadas). Todos os 24 implantes estavam osteointegrados, levando a uma taxa de osteointegração de 100%. Não houve diferenças estatisticamente significativas em relação aos níveis de tecido ósseo e tecido peri-implantar. O autor concluiu que, a partir dos dados obtidos no estudo, não existiu diferenças entre as próteses cimentadas e as próteses parafusadas. Isto indica um sucesso de ambos os sistemas de retenção, ficando a cargo do Protesista a seleção do tipo de retenção da coroa que ele vai utilizar.

Weber et al. (2006) realizou um estudo sobre as condições do tecido peri-implantar e aspectos estéticos durante um período de três anos, em pacientes reabilitados com próteses sobre implantes (ITI Straumann, Basel, Suíça). Dos 152 implantes estudados, 59 coroas eram cimentadas (38,82%) e 93 coroas eram parafusadas (61,18%). Os aspectos estudados foram índice de placa, sangramento à sondagem, profundidade de sulco, mucosa queratinizada, nível gengival e estética,

analisados em um período de 3, 6, 12 e 36 meses e assim como no ato da instalação da prótese. As análises mostraram que as próteses cimentadas apresentaram índice de placa e sangramento piores, quando comparadas com as próteses parafusadas. O autor concluiu que a pesquisa sobre os aspectos estéticos revelou que os pacientes não demonstraram preferência por um tipo específico de prótese, parafusada ou cimentada. Entretanto, os cirurgiões dentistas demonstraram uma preferência pelas próteses cimentadas. O tecido peri-implantar respondeu melhor nas próteses parafusadas quando comparado com as próteses cimentadas, mas nenhum tipo de recessão gengival foi observado nos dois tipos de próteses.

Um trabalho conduzido por Zarone et al. (2007) compararam a resistência à fratura de coroas cimentadas e parafusadas sobre implantes. Quarenta coroas unitárias metal cerâmicas idênticas foram confeccionadas e divididas em dois grupos de vinte coroas cimentadas e vinte coroas parafusadas. Todas as coroas receberam cargas compressivas estáticas de um aparelho de ensaio universal (Lloyd 30K, Lloyd Instruments Ltd.Segensworth, Inglaterra), a uma velocidade de 1 mm/min aplicado com uma ponta esférica, simulando a força mastigatória. Estes testes foram realizados para analisar a carga máxima que as coroas poderiam receber antes de fraturar. O valor médio que levou à fratura da porcelana nos grupos das próteses cimentadas foi de 1657 N e no grupo das coroas parafusadas foi de 1281 N, sem diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos. Os autores concluíram que as ambas as próteses fraturam com cargas superiores às atingidas na cavidade oral durante a mastigação. Porém, as coroas cimentadas demonstraram valores de fratura maior que as coroas parafusadas, e a união metal e cerâmica demonstrou ser confiável em ambas as próteses.

Karl et al. (2007) realizaram um estudo *in vitro* no qual analisou a influência do orifício do parafuso na quantidade de fraturas na porcelana, após a realização de ciclagem mecânica dinâmica, das próteses parafusadas sobre implantes, comparando com as próteses cimentadas. Foram confeccionadas dez próteses de cinco elementos parafusadas sobre implantes e dez próteses cimentadas, que receberam uma carga de 100 N aplicadas de maneira dinâmica, com um segundo de carga e um segundo sem carga, num total de 20.000 ciclos. A análise das fraturas foi feita com o auxílio de uma sonda odontológica e um microscópio óptico. Os autores concluíram que o orifício do parafuso forma um ponto fraco na porcelana,

que promove um número maior de fraturas, quando comparado com as próteses cimentadas.

Sherif et al. (2011) realizaram um estudo de acompanhamento clínico de pacientes reabilitados com próteses cimentadas e parafusadas sobre implantes, verificando o sucesso clínico e protético destes tipos de próteses. Foi realizada uma coorte prospectiva, na qual o critério de inclusão era pacientes reabilitados com pelo menos 1 implante na região anterior de maxila. Foram selecionados 102 pacientes com 214 implantes. As próteses estavam distribuídas de uma maneira equilibrada, sendo 53,4% próteses parafusadas e 46,6% próteses cimentadas. A taxa de sucesso dos tratamentos após o período de estudo foi de 96,4%, sem apresentar diferenças estatisticamente significativas entre os pacientes reabilitados com próteses cimentadas e os pacientes reabilitados com próteses parafusadas. Isto levou a conclusão de que para o grupo estudado as próteses parafusadas e cimentadas apresentaram sucesso equivalente.

2.3 COMPLICAÇÕES PROTÉTICAS ASSOCIADAS AO EXCESSO DE CIMENTO

O excesso de cimento que existe após a cimentação de um elemento protético deve ser removido, pois, se ocorrer o seu acúmulo, podem ocorrer complicações no tecido periodontal ou Peri-implantar. Por isso o cirurgião dentista deve estar atento e realizar a remoção do excesso de cimento de maneira eficiente e cuidadosa, inclusive utilizando instrumentais adequados para este procedimento.

No trabalho de Agar et al. (1997) foram comparadas as superfícies de munhões protéticos depois da remoção de excessos de três tipos de cimentos com o uso de três tipos de instrumentos para remoção. Eles utilizaram para os experimentos os cimentos de ionômero de vidro (Ketac-Cem, ESPE-Premier, Norristown, EUA), cimento resinoso (Panavia-21, J. Morita USA Inc., Tustin, EUA) e um cimento de fosfato de Zinco (Fleck's, Mizzy, Inc., Cherry Hill,EUA) manipulados de acordo com as instruções do fabricante. Os instrumentais selecionados foram uma cureta de ouro (Implarette scalers, Implant Innovations Inc. (3I), IMPK1 Kit, West Palm Beach, EUA), uma cureta de plástico (Rigid plastic implant scaler,3I) e um

explorador clínico (HuFriedy #3CH, HuFriedy Mfg. Co., Inc., Chicago, EUA). Seis especialistas em prótese dentária utilizaram cada instrumental com cada tipo de cimento. O modelo experimental consistiu de um bloco de resina acrílica contendo três análogos de implante (PRA 020 Nobel Biocare, Chicago, EUA) com uma distância de 7 mm entre eles. Dois munhões protéticos do tipo *standard* foram parafusados nos implantes das extremidades e um munhão do tipo *ceraone* foi parafusado no implante do meio. A gengiva artificial foi confeccionada com silicone leve (Extrude Wash, KERR, Romulus, EUA), a partir de um enceramento, e fixada no bloco de resina. A gengiva artificial simulou uma profundidade de sulco de 1,5mm na face vestibular e lingual e 3,0mm nas proximais. Os dentistas removiam o excesso de cimento e posteriormente o conjunto munhão/coroa era removido para análise. Os autores concluíram que os cimentos resinosos devem ser utilizados com maior cuidado, pois são mais difíceis de serem removidos. Exploradores não devem ser utilizados para a remoção de excessos de cimentos, uma vez que eles provocaram o maior número de riscos no munhão protético.

Pauletto et al (1999) relataram quatro casos de complicações clínicas associadas à próteses cimentadas sobre implantes osteointegrados. Na descrição destes casos, o principal fator causador dos problemas observados foi o excesso de cimento, impregnado na superfície do munhão protético. Os autores concluíram que são necessários controles clínicos rigorosos, para que se possa examinar as pequenas alterações no tecido peri-implantar no seu início e atuar rapidamente para evitar uma complicação maior.

Em um relato de caso clínico (Gapski et al., 2008) ilustrou a perda de um implante, na qual o acúmulo de cimento na região subgengival pode ter colaborado para as complicações citadas no caso. Um mês após a cimentação da coroa protética, o paciente queixou-se de dor na região, edema e sangramento. Ao realizar um exame radiográfico pôde-se observar a presença de extensa área de perda óssea e uma imagem densamente radiopaca na região. Ao realizar o acesso cirúrgico, observou-se a presença de fragmentos de cimento juntamente com grande quantidade de tecido de granulação. Neste caso em questão, o implante teve que ser removido. Os autores sugerem que o Cirurgião Dentista deve ter um cuidado especial na remoção do excesso de cimento destas regiões, para se evitar intercorrências na utilização de próteses cimentadas sobre implantes. Outro fator a ser considerado é a forma como é feita essa remoção.

Wilson (2009) realizou um estudo clínico prospectivo, no qual analisou a relação entre o excesso de cimento presente na região peri-implantar de próteses cimentadas sobre implantes e a presença de peri-implantite. Trinta e nove pacientes com sinais clínicos e radiográficos de peri-implantite foram alocados para a pesquisa. Doze pacientes apresentavam implantes semelhantes sem sinais de inflamação, formando assim o grupo controle. No total foram selecionados 20 implantes para compor o grupo controle e 42 implantes para o grupo teste. Após a análise com o Endoscópio, todos os implantes do grupo teste apresentaram sinais de inflamação e nenhum dos implantes do grupo controle apresentou sinais de inflamação. O excesso de cimento foi encontrado em 34 implantes do grupo teste e em nenhum do grupo controle. Trinta dias após a remoção do excesso de cimento, 25 implantes do grupo teste apresentaram nenhum sinal de inflamação. O autor concluiu que a presença do excesso de cimento foi associada aos sinais de peri-implantite em 81% dos implantes do grupo teste. Após a remoção do excesso de cimento, o exame clínico e com o Endoscópio mostrou uma remissão dos sintomas em 74% dos implantes.

2.4 ESTUDOS SOBRE RESISTÊNCIA AO ARRANCAMENTO EM PRÓTESES CIMENTADAS

Esta seção tem o objetivo de realizar uma análise dos artigos encontrados na Literatura, para basear a metodologia da parte experimental deste estudo. Alguns artigos, embora relacionados com esta seção, foram elencados em outra parte desta revisão. Pois, além de estudarem a resistência ao arrancamento, estes artigos analisaram outros fatores como a influência da asperização da superfície de munhões protéticos e técnicas de cimentação, sobre implantes ou sobre dentes naturais.

Um trabalho conduzido por Michalakis et al. (2000) analisou a capacidade de resistência ao arrancamento de quatro tipos de cimentos provisórios, que foram utilizados em próteses, de dois e quatro elementos, sobre dois e quatro implantes, respectivamente. Dois blocos de resina acrílica foram confeccionados. No bloco A foram fixados dois implantes 3,75/15,00 mm (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia).

No bloco B foram fixados quatro implantes das mesmas especificações. Foram adaptados componentes UCLA nestes implantes e confeccionadas próteses de dois elementos para o bloco A e próteses de quatro elementos pra o bloco B. Em ambas as próteses foram confeccionadas argolas para o uso na máquina de ensaio universal. Foram utilizados para o experimento os cimentos Improv (Steri-Oss, Yorba Linda, EUA), Nogenol (GC America Inc., Alsip, EUA), Temp Bond (KERR Manufacturing Co, Romulus, EUA), e Temp Bond NE (KERR Manufacturing Co, Romulus, EUA). Os cimentos utilizados foram manipulados de acordo com as especificações de cada fabricante. Após a cimentação, as próteses recebiam uma pressão digital seguida por uma carga estática de 5 kg por dez minutos. Depois disso os corpos de provas foram armazenados por 23 horas e 50 minutos em um ambiente com 100% de umidade a 37°C.

Após a análise dos resultados obtidos, o autor concluiu que o cimento Improv mostrou os maiores valores de resistência ao arrancamento, tanto nas próteses de dois (246 N) e quatro elementos (436,7 N), seguido pelos cimentos TempBond NE (232,5 N para dois elementos e 382,1 N para quatro elementos) e TempBond (159,9 N para dois elementos e 375,2 N para quatro elementos). O cimento Nogenol mostrou os menores valores (124,6 N para dois elementos e 295,1 N para quatro elementos), sendo o mais indicado para o uso nas cimentações de coroas sobre implantes, se a reversibilidade é necessária.

Mansour et al. (2002) conduziram um estudo sobre a capacidade de resistência ao arrancamento de coroas cimentadas em pilares protéticos sólidos ITI, comparando seis tipos de cimentos diferentes. Os cimentos analisados foram: 1- cimento de óxido de zinco sem eugenol (Temp Bond NE), 2- cimento de óxido de Zinco (IRM), 3-Fosfato de Zinco (Hy-Bond), 4-ionômero de vidro modificado com resina (Protec cem), 5- cimento de policarboxilato (Durelon) e 6-Panavia 21. Foram confeccionados 10 corpos de prova utilizando implantes de 3,8mm de diâmetro fixados em blocos de resina acrílica. Os pilares sólidos de 5,5mm de altura foram colocados nos implantes e aplicou-se um torque de 35N.cm. Os corpos de prova foram cimentados nos implantes e neles foi aplicada uma carga estática de 5Kg por 10 minutos de acordo com a especificação #96 da ADA. O excesso de cimento foi removido com um explorador. O procedimento de cimentação foi conduzido somente por um pesquisador e após a cimentação os conjuntos foram estocados por 24 horas a uma temperatura de 37°C com 100% de umidade por 24 horas.

Após esta termociclagem foram feitos os testes de arrancamento com uma máquina de ensaio universal a uma velocidade 0,5mm/min. Os mesmos corpos de prova foram utilizados para testar os seis tipos de cimentos. Para isso cada corpo de prova foi submetido ao seguinte procedimento: Aquecimento até 600°C por uma hora e meia e reservados em uma sala na temperatura ambiente. Os corpos de prova foram colocados em uma lavadora ultrasônica por 30 minutos com uma solução removedora de cimento (Removalon-1, Premier dental products, Inc., Norristown, EUA). Depois os corpos de prova foram submetidos a uma limpeza ultrasônica com água destilada por 30 minutos e enxugados com gaze. Este método foi aplicado na utilização de todos os cimentos, para padronizar o experimento. O cimento Panavia proporcionou o maior valor de resistência ao arrancamento (357,99 N). O cimento de fosfato de Zinco não apresentou resultados significativamente diferentes do cimento IRM, com valores de resistência ao arrancamento de 106,82 N e 90,65 N, respectivamente. Os cimentos Protec Cem e Durelon apresentaram resultados estatisticamente similares, com valores de 186,00 N e 230,79 N, respectivamente. O cimento Temp Bond NE apresentou a menor resistência ao arrancamento (31,16 N). O autor concluiu que não existiu um cimento melhor que o outro e que resultados utilizando dentes como retentores das coroas protéticas podem levar a resultados diferentes quando comparados aos resultados com testes em pilares sobre implantes, devido principalmente à lisura de sua superfície.

Zidan e Ferguson (2003) analisaram a resistência ao arrancamento de cimentos resinosos, comparando-os com cimentos convencionais utilizados em prótese fixa. Foi estudada também a influência do grau de conicidade dos preparos na capacidade retentiva destes cimentos. Formaram-se doze grupos de estudos com dez corpos de prova cada (n=10). Foram utilizados o cimento de fosfato de zinco Fleck's (Mizzy, Inc., *Cherry Hill*, EUA) e o cimento de ionômero de vidro (Ketac-Cem, ESPE-Premier, Norristown, EUA), dois cimentos convencionais, e o cimento C&B *Metabond* e o Panavia (J. Morita USA Inc., Tustin, EUA), dois cimentos resinosos, e foram confeccionados preparos de conicidade de 6°, 12° e 24°. O preparo de conicidade de 6° foi considerado o grupo controle. Foram confeccionadas coroas adaptadas aos dentes preparados. Foi encerada na face oclusal de cada coroa uma argola, para ser utilizada nos testes de arrancamento. Este teste foi medido por meio de uma força de tração, aplicada por uma máquina de ensaio universal, até ocorrer a separação da coroa de metal do dente preparado. As coroas

foram cimentadas e receberam uma pressão digital seguida de uma carga estática compressiva durante um período de dez minutos com uma força de 45 N. Depois disso as coroas foram armazenadas em água destilada a 37°C por um período de sete dias. Os testes foram realizados com uma máquina de ensaio universal com uma célula de carga de 500 kN a uma velocidade de 0,5 mm/min.

A resistência ao arrancamento médio para os dois cimentos convencionais foi significativamente menor em comparação com os cimentos resinosos. Porém, ao comparar os cimentos convencionais entre si, a resistência ao arrancamento médio não apresentou diferenças significativas. O mesmo ocorreu na comparação dos dois cimentos resinosos entre si. A diferença na retentividade dos preparos com 6° de conicidade não foram significantes quando comparados com os preparos de 12° de conicidade. A diferença na retenção foi estatisticamente significativa entre os preparos de 6° e os preparos de 24° de conicidade e entre os preparos de 12° e 24° de conicidade. O autor concluiu que a retentividade das coroas cimentadas com cimentos resinosos apresentaram valores de resistência ao arrancamento maiores que os cimentos convencionais, nas três conicidades de preparos utilizadas no trabalho. Aumentar a conicidade do preparo de 6° para 12° não influenciou na retenção das coroas cimentadas. Entretanto, ao aumentar a conicidade do preparo para 24° a retenção diminuiu significativamente. As coroas cimentadas com os cimentos resinosos demonstraram bons valores de resistência ao arrancamento, mesmo quando utilizados em preparos com conicidade de 12° ou mais.

Michalakis et al. (2007) estudaram a influência da termociclagem e do aumento da rugosidade da superfície na resistência ao arrancamento de quatro tipos de cimentos comumente utilizados para cimentar próteses sobre implantes. Formaram-se dois grupos. No primeiro grupo, dois implantes de 3,75mm de Ø por 15 mm de comprimento foram colocados em um bloco de resina acrílica autopolimerizável. No segundo grupo, quatro implantes foram fixados em outro bloco de resina idêntico ao bloco do primeiro grupo. Foram confeccionadas duas próteses fixas, de dois e quatro elementos. Foram utilizados os cimentos Temp Bond, Temp Bond NE, Nogenol e Improv, que foram manipulados de acordo com as especificações do fabricante. Após a cimentação e pressão digital as próteses recebiam carga estática compressiva de 50 N por um período de dez minutos. Após dez minutos, as próteses foram armazenadas em ambiente com 100% de umidade a 37°C por 50 minutos. Depois foi realizada a termociclagem, que consistiu em 700

ciclos em temperaturas de 36°C, 5°C, 36°C, 55°C por 15 segundos em cada temperatura, totalizando 80 segundos em cada ciclo. Após a termociclagem foi feito o teste de arrancamento. Para isso foi utilizada uma máquina de ensaio universal (Accuforce III; Ametek, Mansfield & Green Division) que aplicou uma carga vertical de tração de 1mm/min.

Após o teste era realizada a remoção do cimento da região interna de cada prótese, para que outro experimento fosse realizado com outro cimento, seguindo o protocolo descrito. Um total de quarenta processos de cimentação - termociclagem para cada um dos quatro cimentos, nas próteses de dois e quatro elementos. Outro experimento foi realizado para avaliar a influência da rugosidade de superfície na resistência ao arrancamento. Para isso as próteses receberam em sua porção interna um jateamento de óxido de Alumínio de 50µm. Depois de realizar a cimentação as coroas eram armazenadas em um ambiente com 100% de umidade a 37°C por 23 horas. Em seguida foram realizados os testes de arrancamento, como descrito anteriormente. O autor concluiu que o cimento Nogenol revelou os menores valores de retenção depois da termociclagem e também após a asperização com óxido de Alumínio. O cimento Improv revelou os maiores valores de retenção. Concluiu-se também que a termociclagem levou a um prejuízo nas propriedades retentivas dos cimentos estudados e que a asperização provocada pelo jateamento com óxido de Alumínio levou a um aumento da retentividade das coroas, mostrando-se um recurso eficiente no aumento da capacidade retentiva das próteses cimentadas sobre implantes.

Um estudo de Wahl et al. (2008) analisaram a resistência ao arrancamento de 40 corpos de prova cimentados em componentes CeraOne (Neodent®, Curitiba, Brasil), utilizando quatro tipos de cimentos: Cimento de Fosfato de Zinco (Cimento de Zinco, SSWhite®, Rio de Janeiro, Brasil), Cimento de Ionômero de vidro modificado por resina (Rely X, 3M ESPE, Sumaré, Brasil) Cimento de óxido de Zinco e eugenol (ZOE, SSWhite®, Rio de Janeiro, Brasil) e cimento de óxido de Zinco sem eugenol (Temp Bond NE, KERR, Orange, EUA). Cada conjunto de corpos de prova (n=10) foi cimentado com um tipo de cimento, totalizando 40 corpos de prova. Os cimentos foram manipulados de acordo com o fabricante e inseridos no interior das coroas utilizando uma seringa de inserção de insulina de 1 ml/cc (INJEX U-100). As coroas foram cimentadas nos análogos com pressão manual e submetidas a uma pressão de 5kg por 10 minutos. As amostras foram armazenadas em água destilada

por a 37°C por 15 dias e depois submetidas a uma ciclagem térmica com uma variação de temperatura entre 5°C e 55°C por trinta segundos, completando 1000 ciclos. Posteriormente, os corpos de prova foram submetidos a um teste de resistência ao arrancamento a uma velocidade de 0,5mm/min. O cimento de fosfato de zinco apresentou a maior resistência ao arrancamento (336 N) comparada aos outros três cimentos. Os valores de resistência ao arrancamento dos cimentos temporários foram de 84 N e 31 N, para o cimento de óxido de Zinco e eugenol e o cimento de óxido de zinco sem eugenol, respectivamente. Logo estes dois cimentos apresentaram os menores índices de resistência ao arrancamento quando comparados com o cimento de fosfato de Zinco e o cimento de ionômero de vidro modificado por resina, segundo cimento mais resistente nos testes realizados (205 N). Pode-se concluir que ocorreu diferença na resistência ao arrancamento dos cimentos provisórios quando comparados com os cimentos definitivos, e que os primeiros podem ser utilizados quando se deseja que a prótese tenha uma reversibilidade.

2.5 TÉCNICAS DE CIMENTAÇÃO

O cimento de fixação tem como principal objetivo preencher o micro espaço presente entre a coroa confeccionada e o pilar protético parafusado no implante. O espaço entre a coroa e o pilar protético é pequeno, o que leva a uma grande adaptação e conseqüentemente uma película cimentante fina, logo existe um extravasamento do cimento do interior da coroa que está sendo cimentada. Este cimento extravasado deve ser removido com muito cuidado, pois se o mesmo permanecer no tecido peri-implantar do paciente, muitos problemas podem ocorrer, podendo levar a um fracasso total da restauração cimentada sobre o munhão e até mesmo uma perda do conjunto implante-prótese.

Dumbrigue et al. (2002) apresentaram técnicas de cimentação que diminuem o excesso de cimento ao redor de próteses cimentadas sobre implantes. Em uma delas o cimento é colocado somente na região interna, no terço médio e oclusal da coroa protética. Dessa forma a quantidade de cimento é suficiente para promover um fluxo até a região cervical da coroa protética. A desvantagem está no selamento

incompleto da margem da coroa protética. Isso pode provocar proliferação de bactérias na região do micro espaço presente, o que pode levar a problemas no tecido peri-implantar. Outra técnica de cimentação é conduzida preenchendo o interior da coroa protética totalmente e que, antes da cimentação, é levada a um componente análogo com as mesmas dimensões do munhão instalado no implante. Esta manobra extravasa o excesso de cimento, que é removido com uma gaze ou pedaço de algodão. Segundo o autor, esta técnica, denominada de “Practice abutment” ou “abutment analog”, tem a vantagem de proporcionar um maior fluxo de cimento nas paredes axiais do munhão e proporciona um selamento total das suas margens. O autor adverte que esta técnica deve ser utilizada com cimentos de maior tempo de trabalho.

Schwedhelm et al. (2003) apresentaram uma técnica de cimentação na qual é confeccionado um orifício para o extravasamento do excesso de cimento, impedindo assim o acúmulo na região peri-implantar ou um assentamento incompleto da coroa protética. Esta técnica apresenta dois passos. O primeiro passo diz respeito à parte laboratorial, na confecção da coroa protética. Neste passo é confeccionada a coroa com um orifício na sua face lingual no momento do seu enceramento. No caso desta técnica, a coroa é encerada totalmente e depois da confecção do orifício que é feita a remoção da cera para possibilitar a aplicação da porcelana. Depois deste passo é feita a fundição deste padrão e a aplicação da porcelana, sem deixar que o orifício seja coberto pelo material. Na segunda parte desta técnica utiliza-se uma haste, com sulcos retentivos para adesão do cimento, com o intuito de obliterar o orifício para a extrusão do excesso de cimento. Após esta manobra, esta haste é cortada até ficar totalmente adaptada na face lingual da coroa protética. O autor conclui que apesar desta técnica requerer mais passos laboratoriais, a melhor adaptação da coroa e a diminuição do excesso de cimento ao redor da região peri-implantar torna esta técnica eficiente e indicada para as coroas cimentadas sobre implantes.

Um trabalho realizado por Santosa et al. (2010) analisou a capacidade de resistência ao arrancamento de coroas cimentadas pela técnica “*Practice abutment*”. Neste estudo o autor utilizou pilares sólidos de 5,5 mm de comprimento e 8° de conicidade para a cimentação pela técnica estudada. Foram utilizados o cimento provisório Temp Bond (KERR, Romulus, EUA) e o cimento definitivo Rely X (3M ESPE). Foram confeccionados 40 corpos de prova, formando quatro grupos de dez coroas para cada cimento e seu respectivo grupo controle. O resultado com maior

média de resistência ao arrancamento observada foi o grupo controle com o cimento Rely X ($251,3\text{N} \pm 118,3\text{ N}$) e o grupo com a menor média de resistência ao arrancamento observada foi o grupo da técnica “*Practice abutment*” com o cimento Temp Bond ($70,6\text{N} \pm 38,7\text{ N}$). O uso da técnica “*Practice abutment*” não mostrou diferenças estatisticamente significativas quando comparada com a técnica controle, para todos os grupos. O autor concluiu que a técnica “*Practice abutment*” pode ser indicada para a utilização em cimentação de coroas sobre implantes. Porém, ele não indica o seu uso se o cimento a ser utilizado for o Temp bond, devido a sua baixa resistência ao arrancamento.

Um estudo conduzido por Chee et al. (2013) analisou a quantidade de excesso de cimento presente ao redor de coroas cimentadas sobre implantes, utilizando quatro técnicas de cimentação diferentes. Na primeira técnica o cimento foi colocado na região marginal interna das coroas. Na segunda técnica, o cimento foi aplicado na metade das paredes axiais das coroas e na terceira esta quantidade de cimento contemplou as paredes axiais em sua totalidade, porém, sem aplicar cimento na parede oclusal da coroa. A última técnica de cimentação foi realizada colocando o cimento em toda a porção interna da coroa e antes de realizar a cimentação, a coroa era posicionada em um padrão de silicone (Extrude, KERR, Romulus, EUA), para remover o excesso de cimento antes da cimentação da coroa protética. Um total de quarenta coroas foi utilizado no experimento. Foram utilizados dois tipos de cimentos, Temp Bond (KERR, Romulus, EUA) e Fuji Cem (GC America Inc., Aslip, EUA). Após a cimentação das coroas e aplicação de carga estática de 80 N, o excesso de cimento era removido e foi feita a medição. Os resultados mostraram que não houve diferença significativa entre a quantidade usada e o excesso de cimento utilizado, em relação ao tipo de cimento. Quando comparadas as técnicas de cimentação, a quantidade de excesso de cimento não apresentou diferenças significativas entre as três primeiras técnicas. O grupo da quarta técnica apresentou uma diferença significativa em relação ao volume de cimento utilizado, quando comparado com os três grupos iniciais. O autor concluiu que a técnica na qual existe um assentamento da coroa em um gabarito de silicone, antes da cimentação propriamente dita, levou a menor quantidade de excesso de cimento dentre as quatro técnicas estudadas. Isto reduziu drasticamente a quantidade de excesso de cimento presente ao redor da coroa cimentada por esta técnica.

Yuzbasioglu (2014) apresentou uma técnica de cimentação extra bucal que tem como principal objetivo diminuir o excesso de cimento ao redor das margens do elemento protético, evitando assim o acúmulo de cimento na região peri-implantar. Segundo o autor, esta técnica é facilmente executada pelo profissional e é feita com a utilização de materiais encontrados na rotina do cirurgião dentista. A técnica se resume em fazer a aplicação de camadas de espaçador de troqueis no interior da coroa protética até obter uma espessura desejada para a película cimentante. Após este procedimento aplica-se uma camada de resina bisacrílica, até preencher toda a parte interna da coroa protética, e coloca-se um pino de troquéel para correto manuseio. Após a polimerização da resina bisacrílica, remove-se a coroa do munhão confeccionado e realiza-se uma checagem das suas margens. Em seguida é feita a limpeza da região interna da coroa protética, a manipulação do agente cimentante e o preenchimento da coroa. Depois é feita a instalação desta coroa no munhão de resina. Esta manobra diminui a quantidade de cimento no interior da coroa protética e ao realizar a cimentação em boca existe muito pouco ou até mesmo nenhum excesso de cimento. O autor concluiu que esta técnica é vantajosa, pois diminui o excesso de cimento. Porém, como desvantagem existe a necessidade de utilizar cimentos com tempo maior de trabalho e a confecção do munhão de resina bisacrílica, que demanda um tempo laboratorial do cirurgião dentista.

2.6 ASPERIZAÇÃO DE SUPERFÍCIE

A asperização da superfície de um pilar protético geralmente proporciona uma melhora na retentividade da coroa. Isto ocorre principalmente se o cimento a ser utilizado promove a retenção por meio do embricamento mecânico com a superfície da coroa (Oilo; Jorgensen, 1978).

Ayad et al. (1997) realizaram um estudo no qual analisou a influência da rugosidade da superfície e o tipo de cimento na resistência ao arrancamento de coroas cimentadas em dentes humanos extraídos. Noventa coroas foram confeccionadas para a parte experimental deste trabalho. Formaram-se três subgrupos de dez coroas para realizar a cimentação com três tipos de cimentos: Cimento de Fosfato de Zinco (Fleck's), cimento de Ionômero de vidro (Ketac-cem) e

um cimento resinoso (Panavia EX). Foram utilizados três tipos de brocas para realizar o preparo dos dentes. Foram utilizadas para a finalização dos preparos uma ponta diamantada, uma broca *Carbide* e uma broca de acabamento, que apresentavam as mesmas dimensões, porém com rugosidades distintas. Para fins de padronização, o preparo foi realizado com o auxílio de uma fresadora. As coroas foram cimentadas com os três cimentos, manipulados de acordo com as especificações do fabricante. Após a cimentação e pressão digital, as coroas foram submetidas a uma carga compressiva estática de 98 N por dez minutos, armazenadas em um ambiente com 100% de umidade a uma temperatura de 37°C e depois cicladas termicamente com variação de temperatura de 5°C até 55°C com ciclos de um minuto de duração, totalizando 1500 ciclos. O teste de arrancamento foi realizado por meio de um teste com uma máquina de ensaio universal (Instron) com célula de carga de 1000 N a uma velocidade de 0,5 mm/min.

Os resultados mostraram que as coroas cimentadas sobre os dentes com os preparos finalizados com a broca de *Carbide* e cimentadas com o cimento de Fosfato de Zinco tiveram um aumento de 46% a 55%, quando comparados com as coroas cimentadas sobre os dentes finalizados com as pontas diamantadas, com valores de resistência ao arrancamento de 312,8 N e 223,9 N respectivamente. O resultado observado quando os preparos eram finalizados com as pontas de acabamento foram ainda menores, com valores de 201,6 N. O cimento Panavia EX e o cimento de Ionômero de vidro apresentaram resultados semelhantes. Ao comparar os grupos, o maior valor médio de resistência ao arrancamento foi observado no grupo das coroas cimentadas com o cimento resinoso Panavia EX sobre os dentes com o preparo finalizado com as brocas do tipo *Carbide* (com valores de 372,9 N). O menor valor foi observado no grupo das coroas cimentadas com o cimento de Fosfato de Zinco cimentadas sobre os dentes finalizados com as pontas de acabamento. O autor concluiu que o uso da brocas do tipo *Carbide* na finalização do preparo levou a um aumento significativo da resistência ao arrancamento nas coroas cimentadas com o cimento de Fosfato de Zinco. Porém o tipo de broca utilizada não revelou diferenças significativas quando foram utilizados os cimentos de Ionômero de vidro ou o cimento resinoso. O cimento resinoso Panavia EX mostrou os maiores valores de resistência ao arrancamento, independente do tipo de broca utilizada para finalizar o preparo.

Kim et al. (2006) realizaram um estudo no qual analisou a influência da rugosidade de superfície na resistência ao arrancamento de coroas provisórias cimentadas sobre munhões protéticos, utilizando cimentos provisórios. Foram selecionados trinta munhões protéticos ITI com 4,0 mm de altura, que foram separados em três grupos de dez munhões cada. No primeiro grupo a superfície se manteve inalterada, no segundo grupo foi realizado o jateamento da superfície do munhão com jatos de Óxido de Alumínio com 50µm e no terceiro grupo foram asperizados com o uso de uma ponta diamantada. Estes munhões foram instalados em componentes análogos fixados em blocos de resina acrílica, e receberam um torque de 35 N.cm. Foram confeccionadas coroas de resina acrílica para serem cimentadas nestes munhões com os seguintes cimentos: Temp Bond, Temp Bond NE, Life e Zone. Após a cimentação as coroas permaneceram em um ambiente com 100% de umidade a uma temperatura de 37°C. Os testes de arrancamento foram realizados com o uso de uma máquina de ensaio universal com uma célula de carga de 500N a uma velocidade de 0,5 cm/min.

Os resultados indicaram que o cimento LIFE mostrou valores de resistência ao arrancamento com diferenças estatisticamente significantes, quando comparado com os outros três cimentos, em todas as rugosidades usadas no estudo. A análise de variância indicou uma interação entre as variáveis rugosidades de superfície e o tipo de cimento utilizado, indicando que o cimento Temp Bond NE mostrou valores de resistência ao arrancamento maiores quando cimentado nos munhões asperizados com o Óxido de Alumínio. O cimento Temp Bond apresentou menores valores de resistência ao arrancamento quando utilizado no munhão com a superfície lisa (sem nenhum tipo de intervenção), quando comparado com as outras superfícies. Os cimentos Life e Zone não mostraram interações com a superfície do munhão, na resistência ao arrancamento. O autor concluiu que as alterações na superfície do munhão protético não aumentaram a resistência ao arrancamento da coroa provisória, quando os cimentos Life e Zone foram utilizados. O jateamento das paredes do munhão com o Óxido de Alumínio pode promover um aumento na resistência ao arrancamento da coroa protética, se utilizado o cimento Temp Bond NE.

Um estudo realizado por de Campos et al. (2010) comparou a resistência ao arrancamento de coroas cimentadas sobre três tipos de pilares protéticos com diferentes rugosidades. Um deles apresentava a superfície lisa, outro com

asperização provocado por jato de óxido de Alumínio e o terceiro apresentava a superfície com sulcos. As coroas foram cimentadas com o cimento de fosfato de Zinco. Após a cimentação, os corpos de provas foram submetidos a um período de 24 horas dentro de um umidificador. Em seguida foi realizado o teste de arrancamento. Os resultados mostraram que as coroas cimentadas sobre os pilares protéticos lisos apresentaram o menor valor de resistência tração (369 N) quando comparadas aos corpos cimentados nos pilar protético com os sulcos (871 N) e a asperização (822 N), estes dois últimos não apresentaram diferenças estatisticamente significativas. Os autores concluíram que a mudança da topografia do pilar protético pode gerar um aumento da resistência ao arrancamento em coroas cimentadas sobre estes tipos de pilar protético.

Cano-Batalla et al. (2012) realizou um estudo para analisar a influência da altura do munhão protético, rugosidade da superfície e o tipo de cimento na resistência ao arrancamento de coroas protéticas cimentadas sobre implantes. Foram confeccionados três grupos de corpos de prova (n=12) com munhões de três alturas diferentes (4 mm, 5 mm e 6 mm). Foram confeccionadas 36 coroas fundidas em liga de Co-Cr para cada grupo. Foram utilizados três tipos de cimento para a parte experimental do estudo: cimento acrílico uretano sem eugenol (Dentotemp, Itena), cimento de óxido de Zinco sem eugenol (RelyX Temp NE, 3M ESPE) e um cimento resinoso (Dentocem, Itena). Após a cimentação era aplicada uma força compressiva de 5kg (50N) por dez minutos. Após a cimentação os corpos de prova foram acondicionados em água destilada à 37°C. Após 24 horas os testes foram realizados em uma máquina de ensaio universal a uma velocidade de 5mm/min. Após o teste os munhões e as coroas foram higienizadas com um solvente de cimentos e os resíduos foram removidos com uma cureta plástica. Depois da limpeza total, foi realizada a asperização da superfície com um jato de óxido de alumínio de 50µm com uma pressão de 2 BAR por dez segundos. Em seguida os testes foram realizados novamente. Os resultados mostraram diferenças significativas entre os três cimentos. Em média, os maiores valores de resistência ao arrancamento foram observados no grupo cimentado com o cimento resinoso, com valores médios de resistência ao arrancamento de 198 N, 186 N e 154 N para as alturas de 6 mm, 5 mm e 4 mm respectivamente. Os menores valores foram observados no grupo do cimento de óxido de Zinco sem eugenol, com valores de 41 N, 50 N e 66N para as alturas de 6 mm, 5 mm e 4 mm respectivamente. O autor

concluiu que a influência da altura dos munhões e a asperização da superfície dos munhões, na resistência ao arrancamento das coroas, depende de cada cimento em particular. O cimento resinoso demonstrou o maior valor de resistência ao arrancamento, em todas as variáveis estudadas.

Kurt et al. (2013) realizaram um estudo no qual comparou a influência da rugosidade da superfície na resistência ao arrancamento de coroas cimentadas sobre munhões protéticos ITI (Straumann, Basel, Suíça) de dimensões reduzidas (4mm de altura). Foram confeccionadas 50 coroas, cimentadas com cimento adesivo sobre os pilares com as diferentes rugosidades de superfície. Formaram-se cinco grupos. O primeiro grupo era composto por munhões com as especificações originais do fabricante (grupo controle), no segundo grupo os munhões recebiam uma aplicação de Laser de CO₂, no terceiro os munhões receberam um jateamento com Óxido de Alumínio de 50µm de diâmetro, no quarto grupo os munhões recebiam uma cobertura com Nitreto de Titânio e no último grupo os munhões receberam silanização com o sistema *Silano-Pen*. As coroas foram confeccionadas com uma argola na face oclusal e após a sua confecção, foram cimentadas nos munhões com a utilização do cimento Panavia F2.0 (Kuraray, Osaka, Japão). Após a cimentação as coroas receberam uma pressão digital para total assentamento, seguido de uma carga compressiva de 50 N por dez minutos. A seguir as coroas foram armazenadas em água destilada a 37°C por 24 horas e depois foram submetidas a uma ciclagem térmica com variação de temperatura de 5 °C até 55° C, totalizando 5000 ciclos. Os testes de resistência ao arrancamento foram realizados em uma máquina de ensaio universal a uma velocidade de 0,5 cm/min.

Os menores valores de resistência ao arrancamento foram observados no quarto grupo, com valores médios de 223,26 N $\pm$ 14,30N. O terceiro grupo apresentou os maiores valores de resistência ao arrancamento, com valores de 506,02 $\pm$ 18,04 N, sendo estatisticamente diferentes dos outros grupos. O autor concluiu que a cobertura da superfície do munhão protético com o Nitreto de Titânio não melhorou a capacidade retentiva das coroas cimentadas sobre estes munhões. A asperização promovida pelo jato de Óxido de Alumínio mostrou os maiores valores de resistência ao arrancamento, juntamente com o grupo que recebeu a silanização e o grupo que recebeu a aplicação do Laser. Portanto estes recursos podem ser aplicados em casos onde existe um espaço interoclusal limitado, que demanda o uso de munhões de dimensões reduzidas.

Sahu et al. (2014) realizaram um estudo laboratorial no qual analisou a influência da modificação da superfície do pilar protético na retenção de coroas cimentadas sobre estes pilares. Foram formados três grupos com dez amostras cada ($n = 10$). O primeiro grupo era composto de pilares protéticos com sulcos, conforme fornecido pelo fabricante. O segundo grupo era composto por pilares protéticos usinados, até obter uma conicidade de 20° . O terceiro grupo era composto de pilares protéticos semelhantes ao segundo grupo, porém as paredes foram asperizadas com óxido de Alumínio. Foram confeccionadas coroas protéticas com argolas na face oclusal e em seguida estas foram cimentadas com um cimento polimérico (Implacem, Equinox Medical Technologies B.V. Holland). Os testes de arrancamento mostraram que o terceiro grupo apresentou os maiores valores médio de resistência (743,8 N), seguidos pelo primeiro grupo (408,3 N) e por fim o segundo grupo, que obteve os menores valores (159,9 N). Os autores concluíram que a asperização da superfície aumentou significativamente a resistência ao arrancamento das coroas cimentadas, e que o jateamento ou sulcos nas paredes dos pilares podem aumentar a retenção das coroas, especialmente em casos de pilares de pequenas dimensões.

3 PROPOSIÇÃO

A proposição do presente estudo é analisar o efeito da utilização da técnica de cimentação, conhecida na literatura por “*Practice abutment*”, na resistência ao arrancamento de coroas cimentadas sobre munhões protéticos, comparando-a com a técnica convencional de cimentação (técnica controle). O estudo também vai analisar a influência da rugosidade da superfície do munhão protético, na resistência ao arrancamento, utilizando o cimento de Fosfato de Zinco.

4 MATERIAL E MÉTODO

Esta seção tem o objetivo de descrever a metodologia aplicada na parte experimental deste trabalho.

4.1 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Foram utilizados para a simulação do pilar protético, componentes análogos da marca Neodent[®] (Neodent[®], Curitiba, PR, Brasil) com dimensões de 4,00mm de altura/3,3mm de Ø (figura 4.1). A escolha de análogos nestas dimensões foi devido a sua utilização em locais onde a confecção de uma coroa parafusada possa gerar dificuldades técnicas.

Figura 4.1 - Análogo Neodent[®] (3,3mm de diâmetro/4,0 mm de altura)

Foram confeccionadas quarenta coroas protéticas a partir de copings calcináveis pré-fabricados da marca Neodent[®] (Neodent[®], Curitiba, PR, Brasil), compatíveis com o componente análogo. Foi realizada uma padronização na confecção das coroas protéticas utilizadas na parte experimental deste estudo. A utilização de componentes pré-fabricados facilitou a padronização na confecção das coroas protéticas, cujas fases de enceramento podem ser observadas na figura 4.2. Primeiramente, uma fina camada de cera foi aplicada sobre a metade deste componente calcinável e depois completando a aplicação da fina camada de cera em toda a volta. No segundo passo foram confeccionados dois gabaritos para o

posicionamento da argola, que foi fixada na face oclusal deste componente calcinável.

Figura 4.2 - Fases do enceramento da coroa protética

A padronização da argola oclusal exigiu um cuidado maior. Foi necessária a padronização do diâmetro do orifício e da espessura da argola. O posicionamento também demandou uma padronização, para que as quarenta coroas protéticas tivessem as argolas oclusais posicionadas de maneira axial em relação ao eixo horizontal e paralelo em relação ao componente protético, para que a realização do teste de arrancamento pudesse ser feita com o mínimo de forças de cisalhamento, realizando assim, um teste de tracionamento vertical com todas as coroas utilizadas na parte experimental.

Foi utilizado um Delineador e uma mesa de junção universal (Bio-Art® equipamentos Odontológicos Ltda., São Carlos, SP, Brasil) para realizar a padronização da posição de um componente análogo, que serviu de base para a confecção de todo o processo de enceramento e fixação das argolas oclusais das coroas protéticas utilizadas no estudo.

Primeiramente foi utilizada uma base confeccionada em gesso especial tipo IV (Dentsply®, Catanduva, SP, Brasil), na qual foram confeccionados sulcos de travamento adaptados nas travas de fixação da mesa de junção universal. Foi realizada uma perfuração para o posicionamento e fixação do componente análogo (figura 4.3). O componente análogo foi fixado com o auxílio de uma cola Super-Bonder® (Loctite®, Henkel®, Düsseldorf, Alemanha) e antes da presa final deste adesivo, foi feita a calibração do seu posicionamento com o auxílio de uma ponta calibradora, fixada no cabeçote superior do delineador.

Figura 4.3 - Posicionamento da base de gesso especial na mesa de junção universal

A ponta calibradora realizou o posicionamento correto do conjunto mesa de junção universal - base de gesso com componente análogo, com uma angulação axial em relação ao plano horizontal do delineador, deixando todo o conjunto em uma posição axial (figura 4.4).

Figura 4.4 - Calibração do posicionamento axial do componente análogo

Com a obtenção da posição de trabalho da mesa de junção universal, foi utilizado um posicionador de “Attachment”, fixado no cabeçote superior do delineador, para a confecção das argolas oclusais. O diâmetro deste posicionador serviu de base para o orifício da argola. Foi utilizada cera em fio, do tipo C3 normal (Cerafix®, Pradópolis, SP, Brasil) que foi fixada ao redor do posicionador de “Attachment” até a obtenção de uma argola (figura 4.5).

Figura 4.5 - Fases da confecção da argola oclusal

Após a confecção da argola no posicionador fixado no delineador, esta era levada até a coroa encerada previamente e posicionada no componente análogo, obedecendo à padronização realizada anteriormente. Com isso a fixação da argola oclusal foi feita de maneira padronizada e axial, condições necessárias para a realização dos testes de arrancamento. A figura 4.6 ilustra este passo.

Figura 4.6 - Fixação axial da argola oclusal no enceramento da coroa protética

Após a fixação das argolas oclusais as coroas protéticas receberam dois condutos de alimentação, pelos quais foi inserida a liga de Ni - Cr (figura 4.7).

Figura 4.7 - Fixação dos condutos de alimentação

Após este procedimento, as coroas foram posicionadas em um anel de fundição e foram fundidas em conjuntos de duas coroas por anel de fundição (figura 4.8).

Figura 4.8 - Posicionamento das coroas no anel de fundição

Cada conjunto foi incluído em um revestimento (Gilvest HS, BK Guilini, GmbH) e fundido em uma liga odontológica de Ni-Cr. Após a sua fundição as coroas foram higienizadas e usinadas para remoção de qualquer irregularidade que pudesse comprometer a sua utilização. É importante destacar que cada coroa foi encaixada sobre um componente análogo específico e que a coroa finalizada foi cimentada sobre este mesmo análogo ao qual ela foi adaptada. Portanto cada coroa tem o seu próprio componente análogo, ambos identificados com números, totalizando quarenta conjuntos coroa protética-componente análogo.

Para a confecção das bases de resina, onde os análogos foram fixados, quarenta anéis de cobre para moldagem número 20 (Miltex – Integra York PA, Inc. - EUA) foram utilizados, devido ao diâmetro conveniente para a confecção de um corpo de prova apropriado para o estudo. Um fato importante foi a confecção de corpos de prova padronizados, no que diz respeito ao posicionamento axial dos análogos. Isto é importante para o teste de arrancamento, que deve exercer forças verticais de tracionamento, sem ocorrer movimentos oblíquos, que podem acontecer se o pilar protético não estiver em uma posição totalmente perpendicular em relação ao plano horizontal. Por isso foi confeccionado um molde de latão polido (Jaguare Protótipos – São Paulo – Brasil), ilustrado na figura 4.9.

Figura 4.9 - Face superior do molde de latão polido

Este molde possibilitou a confecção dos corpos de prova padronizados. A face superior é constituída de dois orifícios. O orifício de maior diâmetro tem como função posicionar o anel de cobre e o de menor diâmetro posiciona o componente análogo de uma maneira centralizada e perpendicular. Antes de posicionar o anel de Cobre para moldagem e o componente análogo em posição, é feito um isolamento interno deste molde utilizando Vaselina líquida (Laboratório Tayuyna Ltda., Nova Odessa, SP, Brasil), que é aplicada em toda a sua superfície interna. Após este alívio, os componentes são posicionados. A figura 4.10 ilustra o componente análogo e o anel de Cobre para moldagem em posição, dentro do molde.

Figura 4.10 - Anel de cobre e o componente análogo posicionados no molde de latão polido

Após o posicionamento do anel de cobre e do componente análogo, a resina acrílica quimicamente ativada incolor (JET Clássico artigos Odontológicos, São Paulo, Brasil) foi manipulada seguindo o seguinte protocolo. Foi feita a colocação do

polímero em um pote Dapen de silicona até a marcação feita na sua parede exterior. Depois se acrescentou quarenta gotas do monômero para que com isso fosse obtida uma mistura fluida o suficiente, que permitisse a sua inclusão no interior do anel de cobre posicionado no molde centralizador. A figura 4.11 ilustra a marcação no pote Dapen e o aspecto fluido da resina acrílica.

Figura 4.11 - Marcação da quantidade de polímero na parede externa do pote Dapen(A) e aspecto fluido da resina acrílica (B)

O aspecto do corpo de prova após a polimerização da resina acrílica pode ser observado na figura 4.12.

Figura 4.12 - Aspecto do corpo de prova após a inclusão da resina acrílica quimicamente ativada

Na parte inferior do molde de latão polido existe um pequeno orifício que possibilita a remoção do corpo de prova após a acrilização da resina. Uma vareta é introduzida neste orifício e, com um movimento de extrusão, o corpo de prova é

removido do molde (figura 4.13). Assim, o corpo de prova foi confeccionado com o pilar protético posicionado de maneira centralizada e perpendicular ao eixo horizontal (figura 4.14).

Figura 4.13 - remoção do corpo de prova após polimerização da resina acrílica no molde

Figura 4.14 - Corpo de prova concluído

4.2 GRUPOS DE ESTUDO E HIPÓTESES AVALIADAS

A técnica de cimentação avaliada é denominada na literatura como “*Practice Abutment*”. Neste estudo ela foi denominada de “Técnica do Análogo”. A técnica convencional de cimentação foi denominada de “Técnica Controle”.

O cimento escolhido para ser utilizado na parte experimental deste estudo foi o cimento de fosfato de Zinco. É um cimento bastante estudado e com eficácia comprovada. Apresenta um preço reduzido o que colabora para a sua ampla utilização no mercado Odontológico.

O design experimental consiste num modelo 2^K , sendo $K=2$. A variável de Resposta é a Resistência ao Arrancamento, a unidade de medida utilizada foi Newtons (N) e os fatores de Variação são Rugosidade de Superfície, independente, em dois níveis (Polido e Asperizado), e Técnica de Cimentação, independente, também em dois níveis (Técnica do Análogo e Técnica Controle). Logo, o design resultante foi 2^2 , num total de quatro condições experimentais.

O número de amostras confeccionadas foi de $n=10$ por grupo, num total de 40 amostras. A tabela 4.1 mostra os quatro grupos estudados no trabalho:

Tabela 4.1 - Grupos estudados

GRUPOS	n
Técnica controle - cimento de fosfato de Zinco	n =10
Superfície polida	
Técnica do Análogo - cimento de fosfato de Zinco	n =10
Superfície polida	
Técnica controle - cimento de fosfato de Zinco	n =10
Superfície asperizada	
Técnica do Análogo - cimento de fosfato de Zinco	n =10
Superfície asperizada	
TOTAL	n = 40

As seguintes hipóteses foram testadas em relação ao fator Rugosidade de Superfície :

H0 – Não há influência significativa da rugosidade de superfície nos valores de resistência ao arrancamento;

H1 – Há influência significativa da rugosidade de superfície nos valores de resistência ao arrancamento.

Em relação ao fator Técnica de Cimentação, as hipóteses foram as seguintes:

H0 – Não há influência significativa da técnica de cimentação nos valores de resistência ao arrancamento;

H1 – Há influência significativa da técnica de cimentação nos valores de resistência ao arrancamento.

Em relação à interação Rugosidade de Superfície x Técnica de Cimentação, as hipóteses estudadas foram:

H0 – Nos valores observados de resistência ao arrancamento, os níveis do Fator Rugosidade não dependem dos níveis do Fator Cimentação e vice-versa;

H1 – Nos valores observados de resistência ao arrancamento, os níveis dos Fatores envolvidos são dependentes entre si.

4.3 APLICAÇÃO DE CARGA PÓS-CIMENTAÇÃO

A parte experimental deste estudo incluiu alguns padrões para que os resultados obtidos pudessem ser reprodutíveis. Um desses passos é a aplicação de carga pós-cimentação. Os trabalhos de análise de resistência ao arrancamento encontrados na literatura preconizam a aplicação de uma carga compressiva pós-cimentação. O presente estudo utilizou a especificação #96 da ADA (American Dental Association), que demanda a aplicação de uma carga de 50N por um período de tempo de dez minutos. Para isso, foi utilizado um dispositivo compacto desenvolvido para realizar aplicação de carga compressiva estática (Pat. nº. **BR 10 2012 022279-1**). Trata-se de um aparelho capaz de aplicar forças compressivas de maneira axial.

Ele é composto de dois cabeçotes, um inferior fixo e um cabeçote superior móvel que apresenta um mandril adaptado, permitindo assim a instalação de pontas variadas. Este cabeçote superior possui 1 Kg de massa e juntamente com os pesos de 1 Kg cada, que foram

posicionados sobre este cabeçote, totalizaram 5 Kg de massa aplicadas de maneira compressiva sobre as coroas. Existe a necessidade de aplicação de uma camada de Vaselina sólida nos dois trilhos de deslocamento do dispositivo, para diminuir o atrito e facilitar a aplicação da carga estática. A figura 4.15 ilustra o dispositivo e o modo de aplicação da carga estática compressiva.

Figura 4.15 - Dispositivo aplicador de carga estática (A) e o modo de aplicação de carga estática sobre os corpos de prova (B)

Um suporte para corpo de prova confeccionado em latão polido foi desenvolvido para a parte experimental deste trabalho (Jaguare Protótipos, São Paulo, SP, Brasil). Trata-se de um dispositivo que promoveu uma centralização do corpo de prova e com isso a carga aplicada sobre ele, após a cimentação, foi uniforme e axial. Primeiramente foi confeccionada uma ponta centralizadora que, adaptada ao mandril, guia a posição do centralizador. No cabeçote inferior do dispositivo aplicador de carga estática é posicionado o suporte de corpo de prova. A figura 4.16 ilustra o centralizador do corpo de prova em posição no dispositivo aplicador de carga estática.

Figura 4.16 - Centralizador do corpo de prova em posição no dispositivo aplicador de carga estática (A), ponta centralizadora em detalhe (B) e suporte do corpo de prova em detalhe (C)

O suporte apresenta dois orifícios, um de diâmetro maior que tem a função de posicionar o corpo de prova, e um pequeno orifício interno no qual a ponta centralizadora determina o posicionamento centralizado do suporte. Estabilizado o suporte, é feita a sua fixação no cabeçote inferior por meio de grampos de fixação, para assim determinar o seu posicionamento centralizado e axial em relação ao mandril do cabeçote superior (figura 4.17).

Figura 4.17 - Modo de centralização e fixação do suporte do corpo de prova

Após este passo o dispositivo aplicador de carga estática ficou pronto para receber os corpos de prova e aplicar a carga axial estática (figura 4.18).

Figura 4.18 - Conjunto dispositivo/suporte pronto para uso

4.4 ASPERIZAÇÃO DAS PAREDES DO PILAR PROTÉTICO

Foi realizada a asperização das paredes axiais e oclusal dos componentes análogos que simularam os munhões protéticos. Para isso foi seguido um protocolo de operação para obter uma asperização padronizada e reproduzível. No presente

trabalho, a asperização foi realizada com jato de Óxido de Alumínio fino (150 micra) a uma pressão de 4,0 BAR durante cinco segundos. Neste procedimento foi confeccionado um gabarito para padronização da distância do bico do jato ao munhão protético. A distância dos munhões ao bico do jato foi de quatro centímetros. Foi feita uma proteção da região externa do munhão, para que a asperização se limitasse às paredes internas deste componente. Para isso foi feita uma barreira com cera nº 7. Após o jateamento, pôde-se observar o aspecto mais rugoso e sem brilho do pilar protético asperizado, quando comparado ao pilar polido. A figura 4.19 ilustra o jateamento, a proteção dos componentes e o aspecto dos munhões asperizados.

Figura 4.19 - Proteção das paredes externas do munhão (A), jateamento do pilar protético (B) e aspecto do pilar polido (corpo de prova número 16) e asperizado (corpo de prova número 23) (C)

4.5 TÉCNICAS DE CIMENTAÇÃO

O primeiro objetivo do presente trabalho foi analisar dois tipos de técnicas de cimentação, e suas consequências na resistência ao arrancamento, de coroas cimentadas com estas técnicas distintas. A primeira técnica realiza a cimentação da coroa protética de uma maneira convencional. Nesta técnica a coroa é preenchida com o cimento e levada até o munhão protético, no caso deste estudo um componente análogo, e pressionada até o extravasamento de todo o excesso do cimento. Esta técnica foi denominada no trabalho como técnica controle.

Na segunda técnica utilizada o cimento é introduzido no interior da coroa, e antes de ser levada ao munhão protético, ela é posicionada em um análogo que apresenta dimensões idênticas ao munhão protético. Assim existe um extravasamento de grande parte do excesso do cimento. Em seguida a coroa é levada ao munhão protético e após seu assentamento existe uma quantidade de excesso de cimento muito menor, quando comparada à técnica controle. Esta segunda técnica foi denominada de técnica do análogo. O fluxograma da figura 4.20 ilustra as duas técnicas utilizadas no trabalho:

Figura 4.20 - Fluxograma das técnicas de cimentação

A cimentação das coroas foi realizada em um ambiente com temperatura controlada em $18^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$. O cimento utilizado foi o cimento de fosfato de Zinco (SSWhite[®], Rio de Janeiro, RJ, Brasil).

Foi feito um protocolo para realizar a cimentação das coroas, que seguiu os seguintes passos. A proporção do cimento foi feita utilizando a colher dosadora fornecida no kit de cimentação (figura 4.21).

Figura 4.21 - Colher dosadora

Foi utilizado o lado da colher com a graduação de três barras. Após o preenchimento total da colher dosadora com o pó do cimento, era feita uma remoção do excesso com uma espátula nº 24. Essa manobra foi feita para padronizar a quantidade do pó do cimento de Fosfato de Zinco. A figura 4.22 mostra este procedimento.

Figura 4.22 - Manobra para padronização da quantidade de pó do cimento de Fosfato de Zinco

Em seguida o cimento foi acondicionado em uma placa de vidro de superfície lisa. O pó foi dividido em partes, seguindo a forma observada no manual de instruções (figura 4.23).

Figura 4.23 - Padronização da divisão do pó do cimento de Fosfato de Zinco

No protocolo de cimentação do presente estudo foram utilizadas quatro gotas do líquido do cimento, fornecido no kit de cimentação do cimento de fosfato de Zinco. As gotas foram colocadas sobre a superfície da placa de vidro somente no momento do início da espatulação do cimento, para evitar interação com a umidade local. O líquido foi gotejado com o frasco em posição vertical e sem contato com a placa de vidro. Esta manobra foi necessária para evitar o gotejamento de quantidades diferentes do líquido, o que provavelmente aconteceria ao encostar o frasco na placa de vidro no momento do gotejamento. A figura 4.24 ilustra o protocolo de gotejamento do líquido.

Figura 4.24 - Gotejamento do líquido do cimento de Fosfato de Zinco

A manipulação foi realizada com a utilização de uma espátula nº 24 flexível, que permitiu a correta manipulação do cimento, por meio de incremento de pequenas quantidades do pó ao líquido. O tempo de manipulação do cimento utilizado neste protocolo foi de noventa segundos. Para isso cada incremento do pó foi manipulado obedecendo a um intervalo de tempo. O primeiro, segundo e o terceiro incremento foram manipulados por dez segundo cada. O Quarto e quinto incremento foram manipulados por quinze segundo cada e o sexto e último incremento foi manipulado por trinta segundos, totalizando noventa segundos de manipulação. A figura 4.25 ilustra o protocolo de tempo de manipulação do pó.

Figura 4.25 - Protocolo do tempo de espatulação do pó do cimento de Fosfato de Zinco

O protocolo de cimentação utilizado determinou a manipulação desta mistura em uma grande área da placa de vidro (figura 4.26), para obter uma mistura que permitisse uma fluidez do agente cimentante e com isso a perfeita adaptação da coroa protética no munhão.

Figura 4.26 - Espatulação do cimento de Fosfato de Zinco

Após seguir o protocolo descrito foi obtida a consistência de trabalho desejada do cimento de Fosfato de Zinco, alcançada quando a espátula nº 24 levantava uma porção do cimento de aproximadamente um centímetro de altura, como está ilustrado na figura 4.27.

Figura 4.27 - Consistência de trabalho do cimento de Fosfato de Zinco

Após a obtenção da consistência desejada, o cimento foi inserido no interior das coroas com o auxílio de uma espátula nº 1 (Duflex®, SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). O cimento foi introduzido em pequenas quantidades até o nível da borda da coroa, sempre por uma mesma região para diminuir a inclusão de ar no seu

interior. Com isso obteve-se uma padronização da quantidade de cimento inserida (figura 4.28).

Figura 4.28 - Modo de inserção do cimento no interior da coroa (A) e o aspecto após a inserção do cimento (B)

As coroas foram selecionadas aleatoriamente, para compor os quatro grupos da parte experimental do estudo, e para fins didáticos a tabela 4.2 ilustra cada conjunto de corpos de prova. A tabela enumera quais corpos de prova foram utilizados na técnica controle e quais foram utilizados na técnica do análogo. É importante ressaltar que todos os corpos de prova dos quatro grupos foram cimentados em um único dia, pelo mesmo operador.

Tabela 4.2 - Corpos de prova de cada grupo de estudo

TÉCNICA CONTROLE	TÉCNICA DO	TÉCNICA CONTROLE	TÉCNICA DO
SUPERFÍCIE	ANÁLOGO	SUPERFÍCIE	ANÁLOGO
POLIDA	SUPERFÍCIE	ASPERIZADA	SUPERFÍCIE
	POLIDA		ASPERIZADA
Coroa 1	Coroa 2	Coroa 22	Coroa 21
Coroa 4	Coroa 3	Coroa 27	Coroa 23
Coroa 8	Coroa 5	Coroa 28	Coroa 24
Coroa 9	Coroa 6	Coroa 31	Coroa 25
Coroa 14	Coroa 7	Coroa 33	Coroa 26
Coroa 15	Coroa 10	Coroa 34	Coroa 29
Coroa 17	Coroa 11	Coroa 35	Coroa 30
Coroa 18	Coroa 12	Coroa 38	Coroa 32
Coroa 19	Coroa 13	Coroa 39	Coroa 36
Coroa 20	Coroa 16	Coroa 40	Coroa 37

Na técnica controle, após a introdução do cimento no seu interior, a coroa foi cimentada no munhão protético e assentada com pressão digital até o extravasamento do excesso de cimento de fosfato de Zinco (figura 4.29).

Figura 4.29 - Pressão digital após o assentamento da coroa no munhão protético

Logo após a pressão digital, foi aplicada uma carga estática de 50N (5 kg) por dez minutos (figura 4.30), de acordo com (Mansour, et al., 2002). Após estes dez minutos, o excesso de cimento foi removido com o uso de uma sonda exploradora nº5 (Duflex®, SSWhite®, Brasil).

Figura 4.30 - Aplicação de 50N de carga estática

Na técnica do análogo, após a introdução do cimento no interior da coroa protética até a sua borda, foi realizada uma manobra que promoveu o

extravasamento do excesso de cimento. Nesta manobra a coroa preenchida com o cimento era posicionada em um análogo externo e removida imediatamente (figura 4.31).

Figura 4.31 - Manobra para o extravasamento do excesso de cimento antes da cimentação no munhão protético (A) e o excesso de cimento presente no análogo externo (B)

Esta manobra levou ao extravasamento de uma grande quantidade de cimento. Após este procedimento foi possível visualizar uma fina película cimentante na região interna da coroa protética, conforme ilustrado na figura 4.32.

Figura 4.32 - Fina película de cimento na região interna da coroa protética

Após esta manobra intermediária a coroa foi cimentada no munhão protético e assentada por pressão digital. Foi observado que nesta técnica de cimentação ocorreu um extravasamento de cimento muito menor que na técnica controle (figura 4.33). Este fato era esperado, uma vez que uma grande quantidade de cimento foi

removida do interior da coroa no seu assentamento sobre o análogo externo. Depois da cimentação, as coroas receberam a mesma carga de 50N por dez minutos.

Figura 4.33 - Pressão digital após assentamento da coroa no munhão protético

A figura 4.34 ilustra as diferenças na quantidade de cimento presente no interior da coroa que foi cimentada pela técnica controle e pela técnica do análogo.

Figura 4.34 - Coroa protética preenchida com o cimento (técnica controle) (A) e a coroa protética com uma fina camada de cimento (técnica do análogo) (B)

Pode-se observar que existe uma diferença facilmente visualizada, uma vez que a coroa cimentada pela técnica controle apresentou o seu interior totalmente preenchido pelo cimento de Fosfato de Zinco, e a coroa cimentada pela técnica do análogo apresentou apenas uma fina película de cimento.

A figura 4.35 ilustra as diferenças entre as coroas cimentadas pela técnica controle e pela técnica do análogo, após a cimentação no munhão protético, no momento da aplicação da carga estática de 50N.

Figura 4.35 - Aspecto da coroa após a cimentação (técnica controle) (A) e o aspecto da coroa após a cimentação (técnica do análogo) (B)

Pode-se observar que a diferença na quantidade de excesso de cimento é visualizada facilmente, com uma quantidade pequena na técnica do análogo e uma quantidade maior na técnica controle.

4.6 CICLAGEM TÉRMICA E ENSAIO DE TRAÇÃO

Todos os grupos foram submetidos a uma ciclagem térmica com variação de 5°C a 55°C. Os corpos de prova permaneceram 30 segundos imersos na água a uma temperatura de 5°C e depois imersos na água a uma temperatura de 55°C, permanecendo por 30 segundos, completando um ciclo da ciclagem térmica. Os corpos de prova foram submetidos à ciclagem térmica ao mesmo tempo, uma vez que não foi objeto de estudo protocolos de ciclagem térmica diferentes para cada grupo. A ciclagem térmica teve um tempo de duração total de 24 horas, totalizando 1500 ciclos. A figura 4.36 ilustra a máquina utilizada na ciclagem térmica.

Figura 4.36 - Máquina de ciclagem térmica

A obtenção das medidas foi realizada com a utilização de uma máquina de ensaio universal Kratos (Kratos Equipamentos, Cotia, SP, Brasil) com célula de carga de capacidade de 1000 N, na qual os corpos de prova foram fixados com a utilização de adaptadores individuais para uma correta apreensão, conforme ilustrado na figura 4.37.

Figura 4.37 - Máquina de ensaio universal com os dispositivos individuais em posição

Os suportes de fixação dos corpos de prova são compostos de duas partes. A primeira parte é o suporte superior que é parafusado diretamente na célula de carga da máquina de ensaio universal. O suporte inferior é fixado no cabeçote fixo da

máquina de ensaio universal. Em seguida ele é posicionado bem próximo do suporte superior. A figura 4.38 ilustra os dois suportes montados na máquina de ensaio universal Kratos.

Figura 4.38 - Suporte superior montado na célula de carga (A) e o suporte inferior montado no cabeçote inferior da máquina de ensaio universal (B)

Este suporte inferior apresenta em sua face superior um orifício, pelo qual o corpo de prova passa através, chegando até o suporte superior (figura 4.39). A figura 4.40 ilustra o corpo de prova posicionado através do suporte inferior e adaptado no suporte superior.

Figura 4.39 - Suporte inferior posicionado bem próximo do suporte superior(a seta branca indica o orifício do suporte inferior)

Figura 4.40 - Corpo de prova em posição para a passagem da vareta de fixação (a seta vermelha indica a coroa adaptada no suporte superior)

A fixação do corpo de prova é feita por meio de uma vareta de fixação que passa através do orifício do suporte superior e pela argola oclusal da coroa protética fixando sua posição. Inclusive o diâmetro da vareta de fixação teve como base o posicionador de Attachment, utilizado na confecção das argolas oclusais. As figuras 4.41 e 4.42 ilustram o corpo de prova fixado.

Figura 4.41 - Corpo de prova fixado e pronto para o ensaio de tração

Figura 4.42 - Corpo de prova fixado e pronto para o ensaio de tração (em detalhe)

Todos os corpos de prova foram submetidos ao teste de arrancamento em um único dia, no laboratório da disciplina de Biomateriais e Biologia Oral da FOU SP.

A análise de cada corpo foi feita individualmente e o teste de resistência ao arrancamento foi realizado com uma velocidade de 0,5mm/min, com um deslocamento vertical total de 1 mm. Os testes de arrancamento foram realizados observando o momento em que ocorria o rompimento da linha de cimentação entre a coroa e o munhão protético. Ao ocorrer esta fratura na linha de cimentação da coroa protética a máquina de ensaio universal encerrava automaticamente o movimento de tracionamento e indicava o valor no qual ocorreu o rompimento da linha de cimentação e soltura da coroa do munhão protético.

5 RESULTADOS

Esta seção apresenta os resultados obtidos na parte experimental, que foi realizada conforme a metodologia aplicada e ilustrada anteriormente. A tabela 5.1 traz a estatística descritiva dos dados experimentais.

Tabela 5.1 – Parâmetros estatísticos e descritivos dos dados experimentais

Grupos	Tratamento	n	Média	EP	DP	Var	Min	Max	Q1 (25%)	Med (50%)	Q3 (75%)	CV (%)
Controle (CTRL)	Asperizado	8	626.20	12.30	34.80	1213.10	566.30	666.90	597.60	627.60	657.40	5.56
	Polido	8	157.83	7.83	22.16	491.08	139.75	202.51	140.91	148.08	172.05	14.04
Análogo (ANA)	Asperizado	9	642.60	31.30	94.00	8831.70	415.80	733.10	624.70	667.80	708.00	14.62
	Polido	10	159.90	14.70	46.40	2149.80	121.10	287.80	140.10	146.40	159.40	28.99

Ep=Erro Padrão; **Dp**=Desvio Padrão; **Var**=Variância; **Min**=Mínimo; **Max**=Máximo; **Q1(25%)**=Primeiro Quartil (25%); **Med(50%)**=Mediana (50%); **Q3(75%)**=Terceiro Quartil (75%); **CV(%)**=Coeficiente de Variação.

Os dados foram submetidos ao teste de premissa de homogeneidade de LEVENE, $F(3,31)=1,90; p=0,17$, sendo os dados homogêneos. O teste de LEVENE credenciou os dados para submissão ao teste de Análise de Variância de Fator Duplo (Técnica de Cimentação x Rugosidade de Superfície), complementado posteriormente, pelo teste de Múltipla comparação de Tukey (Tabelas 5.2 e 5.3).

Tabela 5.2 – Análise de Variância ANOVA de fator duplo independente (Técnica de Cimentação x Rugosidade de Superfície)

Fonte de Variação	SQ	df	QM	F calc	Sig (p).	F obt
Técnica de Cimentação	743.29	1	743.29	0.23	0.64	4.16
Rugosidade de Superfície	1961620.38	1	1961620.38	596.58	8.23E-22*	4.16
Grupos * Tratamentos	441.62	1	441.62	0.13	0.72	4.16
Erro (Resíduo)	101931.01	31	3288.10			
Total	7410911.62	35				

GL=Graus de Liberdade; SQ=Soma dos Quadrados; QM=Quadrado Médio; F cal=Valor “F” calculado; F tab=Valor “F” tabelado.

O resultado do teste de análise de variância ANOVA revelou:

- **Fator Rugosidade de Superfície:** Foi significativa, sendo $F(1,31)=596,58; p=8.23E-22$. Este resultado levou a rejeição de H_0 , e aceite de H_1 , apontando que a superfície Asperizada apresentou valor médio $(634,90 \pm 36,63)^a$ superior estatisticamente, em relação a superfície Polida $(159,01 \pm 70,84)^b$. Os valores da superfície Asperizada foram quatro vezes maiores que os valores da superfície Polida.
- **Fator Técnica de Cimentação:** Foi não significativa, sendo $F(1,31)=0,23; p=0,64$. Houve falha na rejeição de H_0 , apontando semelhança estatística, entre as médias da técnica Controle $(392,03 \pm 243,52)^a$ e da técnica do Análogo $(401,28 \pm 257,50)^a$.
- **Interação (Rugosidade de Superfície x Técnica de Cimentação):** Foi não significativa, sendo $F(1,31)=0,13; p=0,72$. Houve falha a rejeição de H_0 , apontando que os resultados do fator Rugosidade de Superfície são independentes, dos resultados do fator Técnica de Cimentação.

O teste de Múltipla comparação de Tukey (Tabela 5.3) desdobra, e a figura 5.1, ilustra todas as condições experimentais, confirmando o comportamento estatístico revelado pelo teste de análise de variância ANOVA.

Tabela 5.3 – Teste de Múltipla comparação de Tukey entre as condições experimentais

Tratamentos	n	Média	Tukey
ANA+ASP	9	642,62±93,98	A
CTRL+ASP	8	626.23±34,83	A
ANA+POL	10	159.95±46,37	B
CTRL+POL	8	157.83±22,16	B

Figura 5.1 – Gráfico de Dispersão dos Intervalos de Confiança de 95%, das condições experimentais testadas

Na tabela 5.3 e figura 5.1 pode-se observar que os valores de resistência ao arrancamento dos grupos técnica do análogo-superfície asperizada (ANA+ASP) com valores de $(642,62N \pm 93,98N)^A$ e técnica controle-superfície asperizada (CTRL+ASP) com valores de $(626,23N \pm 34,83N)^A$, foram semelhantes entre si e superiores estatisticamente aos grupos técnica do análogo-superfície polida

(ANA+POL) com valores de $(159,95N \pm 46,37N)^B$ e técnica controle-superfície polida (CTRL + POL) com valores de $(157,83N \pm 22,16N)^B$, que por sua vez também foram, semelhantes.

Ao analisar o “n” dos grupos estudados pode-se observar uma diferença na quantidade de corpos de prova utilizados. Isso aconteceu devido à intercorrências durante a execução da parte experimental do trabalho.

Estas intercorrências aconteceram na análise da resistência ao arrancamento em duas coroas cimentadas no grupo técnica controle-superfície polida. A coroa do corpo de prova número 9 se soltou do munhão protético antes de ser realizado o teste de arrancamento. A causa deste acontecimento é desconhecida, talvez provocado por um grau de infiltração maior, o que levou a uma dissolução do cimento durante a ciclagem térmica ou mesmo erro do operador ao cimentar a coroa. A coroa do corpo de prova número 18 não se adaptou ao munhão protético antes mesmo de ser realizada a cimentação, o que também levou a um descarte deste corpo de prova. Logo o grupo técnica controle-superfície polida ficou com um total de 8 amostras.

Na realização do teste do corpo de prova número 22, do grupo técnica controle-superfície asperizada, ocorreu a fratura da argola oclusal da coroa protética antes de ocorrer a fratura da linha de cimentação. A coroa 22 permaneceu cimentada, mas a argola colapsou totalmente, conforme ilustrado na figura 5.2.

Figura 5.2 - Aspecto do corpo de prova número 22 após rompimento da argola oclusal

As coroas dos corpos de prova número 32 e 33 dos grupos técnica do análogo-superfície asperizada e técnica controle-superfície asperizada,

respectivamente, também apresentaram problemas relacionados à argola oclusal. Ao realizar o teste de arrancamento, ocorreram trincas nas argolas oclusais das coroas, o que comprometeu o teste de arrancamento. As figuras 5.3 e 5.4 ilustram o aspecto dos corpos de prova.

Figura 5.3 - Trinca na argola oclusal (corpo de prova 32)

Figura 5.4 -Trinca na argola oclusal (corpo de prova 33)

6 DISCUSSÃO

A Implantodontia é uma especialidade da Odontologia restauradora que promoveu uma evolução na reabilitação oral, proporcionando soluções muito mais simples, confiáveis e duradouras. O cirurgião dentista consegue realizar um tratamento com altas taxas de sucesso, devolvendo ao paciente sua função mastigatória, conforto e estética. A pesquisa em Odontologia participa ativamente nesta relação paciente/profissional, pois as pesquisas clínicas estudam formas de realizar novos tipos de tratamento, novas técnicas e novos materiais que propiciam a melhoria constante na Odontologia restauradora. Até mesmo as pesquisas de cunho mais científico colaboram com este avanço, pois elas são a base da inovação de qualquer técnica, procedimento ou material.

Sabe-se que as próteses sobre implantes podem ser parafusadas, quando a fixação do elemento protético é feita por meio de parafusos de fixação. Eles promovem a retenção e a estabilidade necessária para exercer a função mastigatória. Existem ainda as próteses cimentadas nas quais a fixação é feita por meio de um agente cimentante, provisório ou definitivo, que promove a fixação do elemento protético (Hebel; Gajjar, 1997). O sucesso expressivo dos implantes osteointegrados aumentou o uso das próteses cimentadas, tornando-as uma opção confiável ao tratamento com próteses parafusadas (Singer; Serfaty, 1996). Um trabalho de acompanhamento clínico mostrou que as próteses cimentadas sobre implantes utilizando o sistema CeraOne® não apresentaram nenhum problema, podendo ser indicadas como um conceito de tratamento reabilitador altamente confiável (Andersson et al., 1998).

As próteses cimentadas apresentam muitas vantagens como facilidade na confecção, maior passividade da coroa protética, estética favorecida, estabilidade oclusal, entre outras. Já as próteses parafusadas apresentam como principal vantagem a reversibilidade do tratamento, uma vez que para remover a coroa protética, é necessária somente a remoção do parafuso de fixação. Isto colabora para a utilização das próteses parafusadas em casos extensos (Hebel; Gajjar 1997; Taylor; Agar, 2002; Michalakis et al., 2003). A reversibilidade também era extremamente útil quando os tratamentos reabilitadores apresentavam alto grau de necessidade de manutenção periódica, ou mesmo devido à instabilidade tecidual e

possíveis complicações decorrentes da instalação dos implantes. A possibilidade de remover facilmente a prótese, para possíveis manutenções, tornou a prótese parafusada o sistema de retenção padrão.

Entretanto, atualmente a Implantodontia evoluiu e o uso de implantes com alto grau de sucesso clínico, juntamente com o uso de conceitos consagrados, como o “Platform switching”, que colaboram para a estabilidade tecidual óssea e gengival peri-implantar, levaram os implantes osteointegrados a um nível tal de sucesso, que transformou a Implantodontia em uma especialidade altamente confiável e previsível, com taxas de sucesso que ultrapassam 90% (Mangano et al., 2010). Além disso, ocorreu uma mudança de paradigma com a utilização dos implantes osteointegrados para a resolução de casos simples como, por exemplo, elementos unitários, com pacientes muito satisfeitos com o tratamento recebido (Hartog et al., 2014). Este fato também colaborou para uma mudança já observada, que é o aumento do uso de próteses cimentadas sobre implantes, uma vez que a necessidade de reversibilidade do caso passou para um segundo plano.

O presente estudo não tem como objetivo desmerecer as próteses parafusadas sobre implantes ou contra indicar a sua utilização, até porque este tipo de prótese apresenta suas vantagens e indicações, como por exemplo, a sua utilização em casos extensos e mais complicados. Ou mesmo onde exista um perfil do tecido peri-implantar com níveis diferentes nas faces do elemento protético, levando a diferentes alturas das bordas da restauração em relação à margem gengival. Isto dificulta o trabalho com próteses cimentadas, principalmente no que diz respeito à remoção do excesso de cimento, que é a principal desvantagem do uso de próteses cimentadas sobre implantes.

O excesso de cimento que existe após a cimentação da prótese pode ser o causador de muitos fracassos clínicos na Implantodontia. O cirurgião dentista deve ser muito criterioso no exame clínico pós-cimentação e remover qualquer tipo de resíduo que possa provocar problemas no tecido mole. Existe ainda a necessidade de realizar consultas de controle para se certificar que o procedimento de cimentação da coroa foi bem sucedido. Realizar procedimentos corretivos como remoção do excesso de cimento, curetagem da região e procedimentos regenerativos o quanto antes, caso exista algum tipo de complicação causada pela cimentação da prótese sobre implante (Pauletto et al., 1999).

O uso de munhões protéticos customizados pode ser a solução para este tipo de problema, pois proporcionam uma borda da restauração que mantém uma altura constante em relação à margem gengival, facilitando a remoção do excesso de cimento proveniente da cimentação do elemento protético. Todavia, a confecção de munhões customizados demanda alto grau de conhecimento do técnico em Prótese Dentária, devido à necessidade de maquinário específico com mão de obra especializada, o que aumenta os custos do tratamento, tornando-o desvantajoso para o paciente e mais difícil para o cirurgião dentista.

O presente trabalho teve como objetivo estudar, por meio de uma análise comparativa, uma técnica de cimentação que facilita a remoção do excesso do cimento de fixação, pois diminui a quantidade extravasada, eliminando assim uma das desvantagens das próteses cimentadas sobre implantes. Esta técnica de cimentação é conhecida na literatura por técnica “*Practice abutment*” ou “*Analog abutment*” e foi descrita em trabalhos anteriores (Dumbrigue et al., 2002; Santosa et al., 2010). No presente estudo ela foi denominada de técnica do análogo, pois a coroa preenchida com o agente cimentante é instalada em um componente análogo ao munhão protético. Esta manobra promove o extravasamento do excesso de cimento para fora da coroa protética, que é facilmente removido e somente depois a coroa protética é cimentada no munhão protético. Com isso a possibilidade de algum problema pós-cimentação diminui.

Existem técnicas de cimentação descritas em artigos encontrados na literatura que apesar de serem um pouco diferentes da técnica estudada pelo presente trabalho, tem o mesmo objetivo que é a diminuição do excesso de cimento. Um trabalho confeccionou um gabarito em silicona pesada, adaptado ao elemento protético, e ao realizar a instalação desta coroa protética preenchida com cimento neste gabarito existiu um extravasamento do cimento excedente (Chee et al., 2013). Outro trabalho encontrado descreve a confecção de um “munhão de resina bisacrílica”, adaptado à coroa protética, que tem como função a diminuição do excesso de cimento, por meio de uma instalação da coroa protética neste munhão antes da cimentação propriamente dita (Yuzbasioglu, 2014). A semelhança entre a técnica estudada no presente trabalho e as técnicas descritas nos artigos encontrados na literatura está no fato de ser executada uma manobra extrabucal para diminuição do excesso de cimento, em gabaritos confeccionados a partir da coroa protética final, ou seja, com dimensões nas quais a coroa protética se adapta

eliminando assim o excedente de cimento. No caso do trabalho de Chee et al. (2013) um gabarito de silicone, no trabalho de Yuzbasioglu, um munhão feito em resina bisacrílica e no presente trabalho um componente análogo idêntico ao munhão protético.

O cimento eleito para a parte experimental do trabalho foi o cimento de Fosfato de Zinco. Este cimento é amplamente estudado e está presente em diversos trabalhos de resistência ao arrancamento encontrados na literatura e selecionados para a revisão de literatura deste estudo (Ayad et al., 1997; Zidan; Ferguson, 2003; Mansour et al., 2002; Wahl et al., 2008). Artigos encontrados na literatura realizaram análises de resistência ao arrancamento com outros tipos de cimento e outras condições experimentais. Os trabalhos recentes mostraram análises de resistência ao arrancamento com a utilização de cimentos resinosos, uma tendência encontrada atualmente na Odontologia reabilitadora. Cano-Batalla et al. (2012) realizaram a parte experimental de seu estudo utilizando cimentos provisórios e o cimento resinoso Dentocem. Kurt et al. (2013) analisaram, dentre outros fatores, a influência da silanização no aumento da resistência ao arrancamento, utilizando o cimento resinoso Panavia F2.0. Sahu et al. (2014) utilizaram somente um tipo de cimento em suas análises, no caso o cimento resinoso Implacem, indicado para próteses cimentadas sobre implantes.

Entretanto, um artigo encontrado na literatura sobre agentes cimentantes, dentre eles o cimento de Fosfato de zinco, descreve que este cimento é o padrão de comparação para outros tipos de cimentos (Hill; Lott, 2011). Portanto a seleção deste cimento para a execução da parte experimental deste estudo fornece dados que permitirão uma análise comparativa com outros tipos de cimento, utilizando as mesmas variáveis estudadas e tendo assim o padrão para realizar as comparações.

A utilização de componentes análogos ao invés de munhões protéticos instalados sobre implantes foi necessária para diminuição de custos para a confecção dos corpos de prova. Na pesquisa realizada na literatura para definição da metodologia, foram encontrados artigos nos quais foram utilizados componentes protéticos análogos ao invés de utilizar munhões protéticos instalados em implantes (Akashia et al., 2002; Wahl et al., 2008).

A carga estática compressiva utilizada na parte experimental do trabalho foi baseada nos artigos que descrevem a utilização da especificação # 96 da ADA (American Dental Association), como descrito nos artigos de Michalakakis et al. (2000),

Mansour et al. (2002), Michalakakis et al. (2007), Wahl et al. (2008), Cano-Batalla et al. (2012) e Kurt et al. (2013). Existem artigos encontrados na literatura que descrevem a aplicação de carga pós-cimentação de intensidades diferentes, como por exemplo, os trabalhos de Campos et al. (2010) e Santosa et al. (2010) nos quais a carga aplicada foi de 100 N por um período de dez minutos. Existe ainda um artigo no qual a aplicação da carga estática foi de apenas 20 N por dez minutos (Sahu et al., 2014).

O protocolo escolhido para a ciclagem térmica utilizada na parte experimental deste estudo foi realizada com um processo de banhos sequenciais com variação de temperatura entre 5°C e 55° C, com um tempo de trinta segundos em cada banho, totalizando 1500 ciclos, que foi realizado somente após um período de espera de três dias pós-cimentação. Esta variação de temperatura promoveu um envelhecimento do agente cimentante ao simular as condições encontradas no meio bucal.

Existem artigos que não realizaram a ciclagem térmica desta maneira. Os artigos de Mansour et al. (2002), Kim et al. (2006) e Santosa et al. (2010), realizaram apenas um armazenamento dos corpos de prova em um ambiente com 100% de umidade a uma temperatura de 37°C por 24 horas após a cimentação.

Outros trabalhos submeteram os corpos de prova às mesmas condições de umidade e temperatura, mas por períodos de tempo distintos. Michalakakis et al. (2000) manteve os corpos de prova em um ambiente com 100% de umidade à uma temperatura de 37°C por 23 horas e 50 minutos. Zidan e Ferguson (2003) realizaram o mesmo protocolo de temperatura e umidade por um período de sete dias (Cano-Batalla et al. (2012) manteve os corpos de prova por 12 horas em um ambiente de 100% de umidade a uma temperatura de 37° C e Sahu et al. (2014) manteve os corpos de prova em 100% de umidade a uma temperatura ambiente por 48 horas.

Foram encontrados trabalhos nos quais existiu uma associação de ciclagem térmica e armazenamento com no trabalho de Ayad et al. (1997), com armazenamento com 100% de umidade a 37°C por 24 horas e a ciclagem térmica com variação de temperatura de 5°C a 55° C. Wahl et al. (2008) realizaram um armazenamento nas mesmas condições por um período de quinze dias, seguido por uma ciclagem térmica com variação de temperatura de 5°C a 55°C e Kurt et al. (2013) com armazenamento em ambiente com 100% de umidade a 37°C por 24

horas e a ciclagem térmica com variação de temperatura de 5°C a 55°C, com um total de cinco mil ciclos.

Um artigo de Michalakis et al. (2007) analisou a influência da ciclagem térmica na resistência ao arrancamento e o autor concluiu que somente o armazenamento promove um enfraquecimento menor do cimento quando comparado com a ciclagem térmica com variação de temperatura. Por isso, este estudo utilizou o protocolo de ciclagem térmica com variação de temperatura.

Observando os diversos protocolos utilizados pelos autores pesquisados, observou-se que o importante é executar o mesmo protocolo para todos os corpos de prova, padronizando os procedimentos, tanto a carga estática pós cimentação, quanto a ciclagem térmica e os padrões do teste de arrancamento.

Os resultados dos testes de resistência ao arrancamento realizados na parte experimental deste estudo confirmam o que é encontrado na literatura. O trabalho conduzido por Santosa et al. (2010) realizaram uma análise comparativa da técnica “*Practice abutment*”, denominada técnica do análogo no presente estudo. No trabalho de Santosa, os resultados de resistência ao arrancamento da técnica “*Practice abutment*” foram comparados com a técnica convencional de cimentação. Os valores de resistência ao arrancamento obtidos, utilizando o cimento Rely X foram de 251,3 N $\pm$ 118,30 N para a técnica convencional e 176,90 N $\pm$ 37,0 N para a técnica “*Practice abutment*”, e segundo o autor não indicando diferenças significativas. Para o cimento TempBond os valores de resistência ao arrancamento (114N $\pm$ 30,2N para a técnica convencional e 70,6 N $\pm$ 38,7N para a técnica “*Practice abutment*”) também indicaram nenhuma diferença significativa entre as duas técnicas de cimentação utilizadas. O autor concluiu que a técnica de cimentação “*Practice abutment*” proporcionou uma redução significativa na quantidade de excesso de cimento ao redor das coroas, sem prejudicar a sua retenção.

Apesar da análise da quantidade de excesso de cimento observado nas duas técnicas não ter sido um dos objetivos do presente estudo, foi possível confirmar a diferenças na quantidade de cimento ao redor das coroas cimentadas pelas duas técnicas de maneira visual, observando a quantidade de excesso de cimento no momento da cimentação e aplicação da carga compressiva estática pós-cimentação.

Outro fator a ser observado é a dispersão semelhante dos grupos estudados nos resultados, o que demonstra a aplicação precisa da Metodologia do estudo,

levando a dados consistentes que conseguiram mostrar as diferenças de maneira precisa.

Além de realizar a análise da influência das duas técnicas de cimentação na resistência ao arrancamento das coroas cimentadas pelas duas técnicas, o segundo objetivo deste estudo foi analisar a influência da asperização da superfície do munhão protético na resistência ao arrancamento das coroas cimentadas sobre este tipo de superfície. Os resultados obtidos mostram que a asperização da superfície do munhão protético elevou a resistência ao arrancamento de maneira estatisticamente significativa, confirmando os resultados obtidos em outros trabalhos encontrados na literatura, como por exemplo no artigo de de Campos et al. (2010), Cano-Batalla et al. (2012), Kurt et al. (2013) e Sahu et al. (2014). O ganho na resistência ao arrancamento foi bastante significativo, o que pode indicar a sua aplicação clínica, principalmente quando se trabalha com munhões protéticos de dimensões reduzidas, como utilizado na parte experimental deste estudo e no trabalho de Kurt et al. (2013). O autor cita ainda que coroas protéticas cimentadas em munhões de dimensões reduzidas demandam formas de retenção adicionais, como o jateamento da superfície do munhão protético, principalmente no caso de coroas unitárias.

7 CONCLUSÕES

Pode-se concluir que, baseado nos resultados obtidos, a técnica de cimentação denominada Técnica do Análogo (grupo teste) não apresentou diferenças estatisticamente significativas nos testes de resistência ao arrancamento, quando comparada com a técnica de cimentação convencional (grupo controle). A asperização das paredes do munhão protético promoveu um aumento estatisticamente significativo na resistência ao arrancamento das coroas cimentadas pela técnica do Análogo e pela técnica convencional de cimentação, quando comparadas com as coroas cimentadas sobre os munhões protéticos polidos.

REFERÊNCIAS¹

Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC, Parker MH. Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent.* 1997;78(1):43-7.

Akashia AE, Francischone CE, Tokutsune E, da Silva W, Jr. Effects of different types of temporary cements on the tensile strength and marginal adaptation of crowns on implants. *J Adhes Dent.* 2002;4(4):309-15.

Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Branemark PI. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: results from a prospective study on CeraOne. *Int J Prosthodont.* 1998;11(3):212-8.

Ayad M, Rosenstiel FSF, Salama V. Influence of tooth surface roughness and type of cement on retention of complete cast crowns. *J Prosthet Dent.* 1997;77(2):116-21.

Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008;100(6):422-31.

Cano-Batalla J, Soliva-Garriga J, Campillo-Funollet M, Munoz-Viveros CA, Giner-Tarrida L. Influence of abutment height and surface roughness on in vitro retention of three luting agents. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(1):36-41.

Chee WW, Duncan J, Afshar M, Moshaverinia A. Evaluation of the amount of excess cement around the margins of cement-retained dental implant restorations: the effect of the cement application method. *J Prosthet Dent.* 2013;109(4):216-21.

de Campos TN, Adachi LK, Miashiro K, Yoshida H, Shinkai RS, Neto PT, Frigerio ML. Effect of surface topography of implant abutments on retention of cemented single-tooth crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2010;30(4):409-13.

Dumbrigue HB, Abanomi AA, Cheng LL. Techniques to minimize excess luting agent in cement-retained implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2002;87(1):112-4.

¹De acordo com estilo Vancouver.

Gapski R, Neugeboren N, Pomeranz AZ, Reissner MW. Endosseous implant failure influenced by crown cementation: a clinical case report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(5):943-6.

Gardner DM. Platform switching as a means to achieving implant esthetics. *N Y State Dent J*. 2005;71(3):34-7.

Guerra F, Wagner W, Wiltfang J, Rocha S, Moergel M, Behrens E, Nicolau P. Platform switch versus platform match in the posterior mandible - 1-year results of a multicentre randomized clinical trial. *J Clin Periodontol*. 2014;41(5):521-9.

Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA . Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(2):239-46.

Hartog L, Meijer HJ, Santing HJ, Vissink A, Raghoobar GM. Patient satisfaction with single-tooth implant therapy in the esthetic zone. *Int J Prosthodont*. 2014;27(3):226-8.

Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent*. 1997;77(1):28-35.

Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J*. 2011;56Suppl 1:67-76.

Karl M, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro effect of load cycling on metal-ceramic cement- and screw-retained implant restorations. *J Prosthet Dent*. 2007;97(3):137-40.

Kim Y, Yamashita J, Shotwell JL, Chong KH, Wang HL. The comparison of provisional luting agents and abutment surface roughness on the retention of provisional implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*. 2006;95(6):450-5.

Kurt M, Kulunk T, Ural C, Kulunk S, Danisman S, Savas S. The effect of different surface treatments on cement-retained implant-supported restorations. *J Oral Implantol*. 2013;39(1):44-51.

Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(3):254-61.

Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth morse taper-connection implants: a multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(2):394-400.

Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(4):343-8.

Michalakis K, Pissiotis AL, Kang V, Hirayama H, Garefis PD, Petridis H. The effect of thermal cycling and air abrasion on cement failure loads of 4 provisional luting agents used for the cementation of implant-supported fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(4):569-74.

Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(5):719-28.

Michalakis KX, Pissiotis AL, Hirayama H. Cement failure loads of 4 provisional luting agents used for the cementation of implant-supported fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(4):545-9.

Oilo G, Jorgensen KD. The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements. *J Oral Rehabil.* 1978;5(4):377-89.

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.

Pieri F, Aldini NN, Marchetti C, Corinaldesi G. Influence of implant-abutment interface design on bone and soft tissue levels around immediately placed and restored single-tooth implants: a randomized controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(1):169-78.

Ramp MH, Dixon DL, Ramp LC, Breeding LC, Barber LL. Tensile bond strengths of provisional luting agents used with an implant system. *J Prosthet Dent.* 1999;81(5):510-4.

Sahu N, Lakshmi N, Azhagarasan NS, Agnihotri Y, Rajan M, Hariharan R. Comparison of the effect of implant abutment surface modifications on retention of implant-supported restoration with a polymer based cement. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(1):239-42.

Santosa RE, Martin W, Morton D. Effects of a cementing technique in addition to luting agent on the uniaxial retention force of a single-tooth implant-supported restoration: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(6):1145-52.

Schwedhelm ER, Lepe X, Aw TC. A crown venting technique for the cementation of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent.* 2003;89(1):89-90.

Sherif S, Susarla SM, Hwang JW, Weber HP, Wright RF. Clinician- and patient-reported long-term evaluation of screw- and cement-retained implant restorations: a 5-year prospective study. *Clin Oral Investig.* 2011;15(6):993-9.

Singer A, Serfaty V. Cement-retained implant-supported fixed partial dentures: a 6-month to 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(5):645-9.

Singh R, Singh SV, Arora V. Platform switching: a narrative review. *Implant Dent.* 2013;22(5):453-9.

Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):89-95.

Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 4-year prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(2):260-5.

Wahl C, Franca FM, Brito Jr RB, Basting RT, Smanio H. Assessment of the tensile strength of hexagonal abutments using different cementing agents. *Braz Oral Res.* 2008;22(4):299-304.

Weber HP, Kim DM, Ng MW, Hwang JW, Fiorellini JP. Peri-implant soft-tissue health surrounding cement- and screw-retained implant restorations: a multi-center, 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(4):375-9.

Wilson TG Jr. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol.* 2009;80(9):1388-92.

Yuzbasioglu E. A modified technique for extraoral cementation of implant retained restorations for preventing excess cement around the margins. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(2):146-9.

Zarone F, Sorrentino R, Traini T, Di Iorio D, Caputi S. Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dent Mater.* 2007;23(3):296-301.

Zidan O, Ferguson GC. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *J Prosthet Dent.* 2003;89(6):565-71.