

FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

ELBIO COSTA SOUZA

AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO DE PARAFUSOS DE
RETENÇÃO DE PRÓTESES IMPLANTO SUPORTADAS –
CONEXÃO HEXÁGONO INTERNO

Porto Alegre
2015

ELBIO COSTA SOUZA

**AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO DE PARAFUSOS DE RETENÇÃO DE
PRÓTESES IMPLANTO SUPORTADAS – CONEXÃO HEXÁGONO INTERNO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da PUCRS como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Materiais Dentários pela Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota

Porto Alegre, abril de 2015

S729a Souza, Elbio Costa

Avaliação do comportamento de parafusos de retenção de próteses implanto suportadas: conexão hexágono interno. / Elbio Costa Souza. – Porto Alegre, 2015.

71 f.; il

Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Faculdade de Odontologia, PUCRS.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota

1. Odontologia. 2. Implantodontia. 3. Materiais Dentários. 4. Torque. 5. Prótese Dentária. I. Mota, Eduardo Gonçalves. II. Título.

CDD 617.69

Ficha elaborada pela bibliotecária Anamaria Ferreira CRB 10/1494

Dedico essa Dissertação aos meus pais, Arno e Maria Cristina, aos meus avós, Elbio e Maria Ignêz, ao meu irmão, Edson, à minha cunhada, Paola, à minha afilhada Érica e à minha amada namorada, Veridiana, por sempre me apoiarem e estarem ao meu lado me dando força para enfrentar mais essa etapa.

AGRADECIMENTOS

Agradeço em especial ao meu orientador, Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota, por toda a dedicação e companheirismo, sem nunca medir esforços em transmitir conhecimento;

Agradeço ao Prof. Dr. Alexandre Bahlis, diretor da Faculdade de Odontologia da PUCRS, por sempre estar disponível a ajudar e se demonstrar um grande amigo;

À professora Ana Maria Sphör, pela competência com que coordena o programa de Pós - Graduação desta Faculdade;

Ao Prof. Dr. Hugo Mitsuo Silva Oshima e à Profa. Dra. Luciana Mayumi Hirakata , pelo conhecimento transmitido e companheirismo;

Aos colegas, amigos e professores do curso de Especialização em Prótese Dentária da PUCRS Edson Mesquita, Marina Lobato, Regênio Herbstrith Segundo e Américo Löf.

À toda equipe da Clínica Odontopós;

Aos meus colegas de consultório Maria Cristina Costa Souza, Flávio Tonial, Irma Stein, Helen Tonial dos Santos e Elaine da Cunha.

Aos colegas e amigos Lucas Pereira, Luiz Fernando Pacheco, Carlos Petry, Carlos Eduardo Pasquali, Marcel Kunrath, Bruno Barbo;

Aos colegas e amigos Gustavo F. Barbosa e Marilson Dondoni, pelo companheirismo e pelas oportunidades;

Ao Prof. Dr. Léder Leal Xavier, pela autorização do uso do Centro de Microscopia e Microanálise;

Ao técnico Wagner Prates Soares do LABCEMM, pelo auxílio e disposição na confecção das imagens no MEV;

Ao meu colega, amigo e irmão Augusto Wingert, por cruzar junto essa estrada sem nunca esmorecer, sendo sempre essa pessoa com esse coração imenso. Muito obrigado irmão!

"O sucesso nasce do querer, da determinação e persistência em se chegar a um objetivo. Mesmo não atingindo o alvo, quem busca e vence obstáculos, no mínimo fará coisas admiráveis."

(José de Alencar)

RESUMO

O presente estudo teve como objetivo avaliar “in vitro” possíveis alterações em parafusos de retenção de próteses sobre implantes com plataforma hexágono interno, pois o afrouxamento deste componente é muito frequente na prática clínica odontológica. Foram avaliados parafusos de pilares UCLA de titânio da marca Neodent® e 3i BIOMET® e de titânio com superfície tratada com carboneto de tungstênio da marca Neodent®. Duas técnicas de utilização dos parafusos foram comparadas, a técnica I, recomendada pelo fabricante com apenas o torque definitivo, e a técnica II, procedimento que é comumente realizado pelos profissionais no Brasil, onde são aplicados múltiplos torques no mesmo parafuso, simulando as etapas clínicas até a instalação definitiva. Foi registrado o peso inicial de todos os parafusos (T0), nos parafusos da técnica I foi dado torque definitivo (32N.cm para Neodent® e 20N.cm para 3i BIOMET®), submetidos a ciclagem mecânica e registrado o peso final (TF). Nos parafusos da técnica II foram aplicados ciclos de abertura e fechamento e seus pesos registrados (T1, T2 e T3) antes da aplicação do torque definitivo e ciclagem mecânica, após o peso final foi registrado (TF). As morfologias e as composições de superfície dos parafusos foram avaliadas através de MEV e EDS em cada tempo. Os resultados evidenciaram perda significativa de peso nos três grupos de parafusos da técnica I ($p < 0,001$ para Neodent® sem revestimento, $p = 0,001$ para Neodent® com revestimento e $p < 0,001$ para 3i BIOMET®), e em uma das etapas do grupo Neodent sem cobertura e duas etapas dos outros dois grupos da técnica II ($p < 0,001$ para todos os grupos), sendo que comparando o peso final dos parafusos das duas técnicas, apenas os parafusos Neodent® sem revestimento da técnica I apresentaram valores significativamente maiores que os parafusos da técnica II, ($p = 0,021$ para Neodent® sem revestimento, $p = 0,089$ para Neodent® com revestimento e $p = 0,095$ para 3i BIOMET®), do mesmo modo a MEV evidenciou menor deformação permanente para a técnica I desses parafusos. EDS não apresentou grandes alterações nas composições de superfície. Portanto, a utilização do parafuso definitivo apenas no momento do torque final não minimizará necessariamente problemas com relação ao afrouxamento de parafusos de retenção de próteses implanto suportadas.

Palavras Chave: Implantes Dentários. Torque. Perda de peso.

ABSTRACT

This study aimed to evaluate "*in vitro*" possible changes on prosthetic retaining screws on implants with platform external hexagon, this because the loosening this component is very common in clinical dentistry practice. Were assessed screws of UCLA's pillars of titanium Neodent® brand and 3i BIOMET® and of titanium with surface treated with tungsten carbide Neodent® brand. Two techniques of utilization of the screws were compared, the technique I, recommended by the manufacturer with only the definitive torque, and the technique II, utilized in broad scale in Brazil where multiple torques are applied in the same screw simulating the clinical steps, up to definitive installation. The initial weight of all the screws (T0) was registered, in the screws of technique I, it was given definitive torque (32N.cm to Neodent® and 20N.cm to 3i BIOMET®) submitted to mechanical cycling and the final weight (TF) registered. In the screws of technique II have been applied opening and closing cycles, and their weights registered (T1, T2 and T3) before applying the definitive torque and mechanical cycling after the final weight has been registered (TF). The morphologies and the surface compositions of the screws were evaluated using SEM and EDS at each time. The results showed significant weight loss in the three screws groups, of technique I ($p < 0.005$ for uncoated Neodent®, $p = 0.001$ for coated Neodent® and $p < 0.001$ to 3i BIOMET®) and on one step of the uncoated Neodent® group and two steps of the other two groups of technique II ($p < 0.001$ for all groups), and comparing the final weight of the screws of the two techniques, only the uncoated Neodent® screws of the technique I, showed significantly higher values than the screws, of the technique II ($p = 0.021$ for uncoated Neodent®, $p = 0.089$ for coated Neodent® and $p = 0.095$ to 3i BIOMET®), as well as SEM showed less permanent deformation for the technique I of these screws. EDS showed no major changes in the surface compositions. Therefore, the use of the definitive screw only at time of final torque would not necessarily minimize problems regarding to the loosening the retaining screws of implant supported prostheses.

Keywords: Dental Implants. Torque. Weight Loss

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Regularização do cilindro de PVC em politriz	25
Figura 2 - Vazamento da resina acrílica autopolimerizável	26
Figura 3 - Máquina de ensaio universal	26
Figura 4 - Inclusão do implante	27
Figura 5 - Implante incluído fixado na morsa.....	27
Figura 6 - Pilar UCLA posicionado sobre a plataforma hexágono interno	28
Figura 7 - Organograma parte 1: distribuição dos grupos de acordo com as variáveis estudadas: marca comercial, composição dos parafusos e grupo controle (Técnica I) e grupos experimentais (Técnica II).	29
Figura 8 - Limpeza dos parafusos em cuba ultrassônica	30
Figura 9 - Secagem dos parafusos ao ar livre	31
Figura 10 - Pesagem do parafuso da marca comercial Neodent com cobertura.....	31
Figura 11 - Torque definitivo recomendado pelo fabricante	32
Figura 12 - Ciclagem mecânica.....	33
Figura 13 - Organograma parte 2: subdivisões dos grupos experimentais (Técnica II)	34
Figura 14 - Microscópio Eletrônico de Varredura	36
Figura 15 -Parafusos posicionados nos “stubs”	36
Figura 16 - Representação gráfica do efeito do torque e ciclagem mecânica na técnica I.....	39
Figura 17 - Representação gráfica com média e desvio padrão do efeito do torque e ciclagem mecânica na técnica I.....	39
Figura 18 - Imagens do MEV para o grupo Neodent sem cobertura na técnica I (T0 e TF).....	40
Figura 19 - Imagens do MEV para o grupo Neodent com cobertura na técnica I.....	41
Figura 20 - Imagens do MEV para o grupo 3i na técnica I (T0 e TF)	42

Figura 21 - Imagens do MEV para o grupo Neodent sem cobertura na técnica II (T0, T1, T2, T3 e TF).	45
Figura 22 - Imagens do MEV para o grupo Neodent com cobertura na técnica II (T0, T1, T2, T3 e TF).....	48
Figura 23 - Imagens do MEV para o grupo 3i na técnica II (T0, T1, T2, T3 e TF).	50
Figura 24 - Representação gráfica do efeito dos torques e ciclagem mecânica na técnica II para os tempos estudados	51
Figura 25 - Representação gráfica com média e desvio do efeito dos torques e ciclagem mecânica na técnica II para os tempos estudados.	51
Figura 26 - Representação gráfica das composições de superfície no efeito dos torques e ciclagem mecânica na técnica II para os tempos estudados dos três grupos	52
Figura 27 - Representação gráfica do efeito do torque final e ciclagem mecânica nas técnicas I e II	53
Figura 28 - Representação gráfica com média e desvio padrão do efeito do torque final e ciclagem mecânica nas técnicas I e II.....	54
Figura 29 - Imagens do MEV para o grupo Neodent sem cobertura nos tempos finais (Técnica I e Técnica II).	55
Figura 30 - Imagens do MEV para o grupo Neodent com cobertura nos tempos finais (Técnica I e Técnica II).	56
Figura 31 - Imagens do MEV para o grupo 3i BIOMET nos tempos finais (Técnica I e Técnica II).....	57

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Materiais da marca comercial Neodent®	24
Tabela 2 - Materiais da marca comercial 3i BIOMET®	24
Tabela 3 - Estatística descritiva dos parafusos de retenção dos tempos estudados de acordo com a técnica I	38
Tabela 4 - Comparação estatística entre os parafusos em T0 e TF de acordo com a técnica I.....	38
Tabela 5 - Estatística descritiva dos parafusos Neodent sem cobertura dos tempos estudados (T0, T1, T2, T3 e TF) de acordo com a técnica II.	43
Tabela 6 - Análise de variância ANOVA entre os tempos estudados para o grupo Neodent sem cobertura	43
Tabela 7 - Estatística descritiva dos parafusos Neodent com cobertura dos tempos estudados (T0, T1, T2, T3 e TF) de acordo com a técnica II	46
Tabela 8 - Análise de variância ANOVA entre os tempos estudados para o grupo Neodent com cobertura	46
Tabela 9 - Estatística descritiva dos parafusos 3i dos tempos estudados (T0, T1, T2, T3 e TF) de acordo com a técnica II.....	49
Tabela 10 - Análise de variância ANOVA entre os tempos estudados para o grupo 3i BIOMET.....	49
Tabela 11 - Estatística descritiva dos parafusos de retenção no tempo final de acordo com as técnicas I e II.....	52
Tabela 12 - Comparação estatística dos parafusos entre as técnicas I e II no tempo final.....	53

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS e SÍMBOLOS

Al	-	Alumínio
C	-	Carbono
CAD	-	Computer aided desing
CAM	-	Computer aided manufacture
CCEFO	-	Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia
Co	-	Cobalto
Cr	-	Cromo
EDS	-	Espectroscopia por energia dispersiva
EUA	-	Estados Unidos da América
g	-	Grama
GC	-	Grupo controle
GE	-	Grupo experimental
gl	-	Grau de liberdade
HE	-	Hexágono externo
Hz	-	Hertz
MEV	-	microscopia eletrônica de varredura
mm	-	Milímetros
N	-	Newton
n	-	Número da amostra
N.cm	-	Newton por centímetro
p	-	Valor-p
PUCRS	-	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
PVC	-	Policloreto de vinil
RPM	-	Rotações por minuto
R\$	-	Reais
SPSS	-	Statistical Package for the Social Sciences
T0	-	Tempo zero
T1	-	Tempo um
T2	-	Tempo dois
T3	-	Tempo três
TF	-	Tempo final
Ti	-	Titânio
TI	-	Técnica um
TII	-	Técnica dois
UCLA	-	Pilar Universal Longo Calcinável
W	-	Tungstênio
X	-	Número de aumentos
#	-	Granulometria
%	-	Porcentagem
α	-	Nível de significância
°	-	Grau
®	-	Marca registrada
<	-	Menor que
=	-	Igual

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 OBJETIVOS.....	17
2.1 GERAL.....	17
2.2 ESPECÍFICOS	17
3 REVISÃO DE LITERATURA	18
4 MATERIAIS E MÉTODO.....	24
4.1 MATERIAIS.....	24
4.2 MÉTODO.....	24
4.2.1 Confeção dos corpos de prova e distribuição dos grupos	24
4.2.2 Análise da alteração de peso	30
4.2.3 Protocolo da Técnica I	31
4.2.4 Protocolo da Técnica II	33
4.2.5 Análise qualitativa da deformação do parafuso de retenção em MEV	35
4.2.6 Análise quantitativa da composição superficial do parafuso de retenção com EDS.....	37
4.2.7 Análise estatística	37
5 RESULTADOS.....	38
5.1 TÉCNICA I	38
5.2 TÉCNICA II	43
5.2.1. Os resultados obtidos na técnica II para os parafusos do grupo Neodent sem cobertura estão apresentados nas tabelas 5 e 6.....	43
5.2.2. Os resultados obtidos na técnica II para os parafusos do grupo Neodent com cobertura estão apresentados nas tabelas 7 e 8	46
5.2.3. Os resultados obtidos na técnica II para os parafusos do grupo 3i estão apresentados nas tabelas 9 e 10.....	49

5.3 OS RESULTADOS OBTIDOS NA COMPARAÇÃO DA TÉCNICA I COM TÉCNICA II NO TEMPO FINAL (TF) ESTÃO APRESENTADOS NAS TABELAS 11 E 12 E NAS FIGURAS 27 E 28.....	52
6 DISCUSSÃO	58
CONCLUSÃO	67
REFERÊNCIAS.....	68

1 INTRODUÇÃO

Inicialmente os implantes osteointegrados foram desenvolvidos para restabelecer principalmente a função mastigatória, sendo utilizados nos chamados pacientes inválidos orais ou desdentados totais^{1, 2}. Até os anos 80, um único dente perdido era substituído por próteses parciais fixas ou removíveis, porém estas próteses (principalmente as fixas) exigiam um preparo com desgaste dos dentes adjacentes, hoje em dia, se os dentes vizinhos não apresentam cáries ou restaurações extensas, esse preparo é considerado irreversível e, possivelmente inaceitável pelo paciente³. Nas últimas décadas, os implantes dentários têm sido cada vez mais utilizados em pacientes com perdas unitárias, tendo resultados estéticos e funcionais a longo prazo^{4, 5}.

Brånemark idealizou e desenvolveu o primeiro tipo de conexão protética para implantes odontológicos, denominada hexágono externo, que foi amplamente utilizada para reabilitações múltiplas onde os implantes eram unidos por uma infraestrutura rígida, em aplicações mais recentes, como em próteses unitárias ainda são muito utilizadas, porém seus componentes acabam expostos a cargas mais amplas e rigorosas⁶. Para minimizar problemas biomecânicos que começaram a surgir, tais como fratura e afrouxamento do parafuso de retenção devido à pequena altura do hexágono e micromovimentos dos componentes, encaixes alternativos baseados na conexão de um hexágono interno foram desenvolvidos⁷, que poderiam diminuir o estresse sobre o parafuso do pilar, pois as tensões estariam distribuídas entre as paredes do encaixe interno e o parafuso^{8, 9}, que teoricamente é a menor parte e mais fraca entre os componentes dos implantes^{10, 11}. Fabricantes de implantes têm reconhecido que o afrouxamento do parafuso é um problema significativo e através de características inovadoras, como sistemas antirrotacionais, eles têm tentado resolver este dilema. Os sistemas antirrotacionais com conexão interna têm mostrado menor potencial de fratura do conjunto implante/pilar, além de prevenir na perda do parafuso¹².

As próteses sobre implante podem ser cimentadas sobre um pilar ou aparafusadas sobre o implante ou um pilar, que por sua vez é conectado ao implante por meio de um parafuso de retenção ligando esses componentes verticalmente^{5, 13}. Esses parafusos de uma forma geral têm sido amplamente estudados na literatura de engenharia e os parafusos de implantes dentários têm melhorado como consequência¹⁴. Uma das principais preocupações em torno do parafuso é com relação a sua pré-carga, que é a força de compressão gerada no aperto do mesmo^{13, 15, 16}. Quando o parafuso é apertado, ele alonga e distorce, criando uma tensão, denominada pré-carga¹⁴, sendo uma força axial ao longo eixo do parafuso, que carrega o material dentro do seu limite elástico (até o limite de escoamento), idealmente até 75% da resistência à deformação¹⁷.

Atualmente uma grande gama de profissionais têm utilizado próteses aparafusadas para reabilitações sobre implante, pois a reversibilidade e versatilidade são suas principais vantagens¹⁸, porém o afrouxamento dos parafusos é uma das, se não a maior, complicações em reabilitações com implantes dentários^{3,15,16,19}. Os fatores principais para este afrouxamento são: torque aplicado, adaptação imprópria dos componentes, tipo de parafuso, elasticidade dos componentes e manipulação incorreta do operador^{20, 21}. Muitos esforços têm sido feitos pra diminuir a incidência do afrouxamento do parafuso, que incluem principalmente a incorporação de componentes antirrotacionais e tratamento de superfície dos parafusos, todos voltados para manutenção da pré-carga do parafuso^{3, 5, 15, 16, 20, 22}.

Sabe-se, que quanto maior for a pré-carga aplicada no parafuso, maior será a resistência ao afrouxamento¹¹ e mais estável se torna a união, enquanto as forças de atrito permanecerem altas, maior força externa será necessária para o afrouxamento²³. Perda da pré-carga está relacionada com a deformação e abrasão do parafuso²⁰, esta deformação e abrasão ocorrem com o efeito da mastigação ao longo do tempo e diminuem significativamente os valores de torque de remoção¹⁵, a resistência do parafuso é feita por avaliação "in vitro" da manutenção de pré-carga associados à simulação da função mastigatória através da ciclagem mecânica²⁴. Outro fator importante, e que pode ser controlado pelo operador para a redução da perda da pré-carga, é a utilização dos parafusos definitivos apenas no momento da

finalização e instalação do trabalho, sendo esse procedimento o recomendado pelos fabricantes, mas para reduzir os custos do tratamento, muitos cirurgiões dentistas acabam reutilizando os parafusos das etapas laboratoriais e das várias consultas de provas e ajustes das coroas protéticas, usando os mesmos na instalação das coroas protéticas. Cada vez que um parafuso é apertado e afrouxado, deformações permanentes podem ocorrer na sua superfície, podendo causar desgaste dos componentes e diminuindo o atrito entre as peças, que leva à grande perda da pré-carga resultando em um possível fracasso clínico^{3, 4, 18} até mesmo, porém em menor grau, em parafusos com superfície tratada, que possuem uma maior força de atrito entre os componentes^{16, 20, 22, 25}.

Dessa forma, o objetivo desse estudo foi avaliar a alteração em peso de parafusos de retenção (com superfície tratada e sem tratamento de superfície) de próteses sobre implante de hexágono interno após os mesmos passarem por um procedimento de torque final na instalação do trabalho protético (técnica I), sendo esse o protocolo recomendado pelos fabricantes, e após passarem por torques múltiplos que simulariam as etapas de provas do trabalho protético até a instalação do mesmo com o torque final (técnica II), procedimento que é comumente realizado pelos profissionais no Brasil.

2 OBJETIVOS

2.1 GERAL

Avaliar “in vitro” possíveis alterações em parafusos de retenção de próteses sobre implantes com plataforma hexágono interno.

2.2 ESPECÍFICOS

Os objetivos específicos foram:

- a) Avaliar e comparar o efeito do torque final indicado pelo fabricante (Técnica I) e da ciclagem mecânica sobre o peso em parafusos novos da marca Neodent® (titânio com e sem cobertura de carbono) e 3i BIOMET® (titânio);
- b) Avaliar e comparar o efeito de múltiplos torques (Técnica II) em quatro tempos e após torque final mais ciclagem mecânica sobre o peso nos parafusos;
- c) Comparar o efeito sobre o peso dos parafusos no tempo final (TF) na Técnica I e na Técnica II;
- d) Avaliar qualitativamente as morfologias e quantitativamente as composições de superfície dos parafusos de retenção através de MEV e EDS em cada tempo.

3 REVISÃO DE LITERATURA

A humanidade é acompanhada pela perda de elementos dentários desde os primórdios. Spiekermann²⁶ descreveu que descobertas antropológicas na Europa, no Oriente Próximo e na América Central indicaram que o homem tentou repor dentes perdidos com materiais homólogos e aloplásticos, até mesmo dentes humanos e principalmente de animais, osso esculpido, pedaços de marfim e pérolas, através de amarrilhos aos dentes adjacentes. Porém, o propósito era apenas estético, pois em termos de função mastigatória estas reposições eram inúteis. A expansão da indicação de implantes para repor mais de um dente veio com Hartmann em 1891. Foi proposto que próteses fossem fixadas por meio de parafusos sobre implantes aloplásticos em forma de raiz, mas este método teve uma história curta, devido ao grande número de fracassos e reabsorções ósseas. Strock tentou mudar a forma de raiz dentária dos implantes em 1939, foi usada uma liga de cromo-cobalto-molibdênio para criar um implante dentário com rosca que se assemelhava a um parafuso de madeira. Foram inúmeros os projetos de aparelhos de implantes feitos para sustentar uma estrutura dentária, eles incluíam uma estrutura apoiada na mandíbula, mas sob o mucoperiósteo; estruturas que tinham contato com o osso somente na sínfise mandibular e no ramo ascendente; e uma ampla variedade de estruturas intraósseas de vários tamanhos e formas. Foi somente com os estudos de Brånemark e colaboradores que a implantodontia pôde alcançar o reconhecimento científico e os índices de sucesso que hoje são relatados.

Branemark²⁷ relatou que o último grande feito de grande importância foi apresentado por Per-Ingvar-Branemark e seus colaboradores em 1982 numa conferência sobre osseointegração, em Toronto. Foi apresentada uma revisão que compreendia as ciências básicas, biomateriais e investigação clínica de um estudo longitudinal com 17 anos de duração produzido em seus laboratórios. Estudos demonstraram a possibilidade do contato direto do osso com o implante e determinando a osseointegração como a adesão microscópica estrutural e funcional direta entre osso vital e a superfície do titânio.

Khaisat et al.⁸ relataram que as conexões hexagonais internas foram desenvolvidas com o objetivo de melhorar a adaptação entre os hexágonos e estabelecer uma interface mais estável, aumentando dessa forma a resistência e reduzindo conseqüentemente complicações, como afrouxamento ou fratura do parafuso de retenção. Neste tipo de conexão, o centro de fixação do parafuso é protegido pela altura do hexágono do pilar dentro do implante, obtendo uma maior facilidade de adaptação e uma maior área de contato, deste modo as forças laterais são transmitidas diretamente às paredes do implante, criando uma menor tensão no parafuso e proporcionando uma melhor resistência às tensões cisalhantes na união.

Maeda et al.²⁸ definiram que os sistemas de conexão interna apresentam resultados promissores e que os implantes com hexágono interno se tornaram mais populares por apresentarem vantagens como: facilidade no encaixe do pilar; adequado para procedimentos de instalação em um estágio e carga imediata; maior estabilidade e efeito antirrotacional, devido à maior área de conexão entre o implante e o pilar, tornando-os mais adequados para restaurações unitárias; maior resistência às cargas laterais, pelo fato do centro de rotação ser mais apical; melhor distribuição de forças oclusais no osso adjacente. As desvantagens apresentadas por esses sistemas são: paredes mais finas ao redor da conexão, dificuldade em se ajustar divergências de angulação entre os implantes.

Binnon⁶ definiu uma classificação da extensa variedade de implantes disponíveis, baseando-se no formato da conexão implante/pilar e na forma e superfície do implante. Em relação à forma do conjunto pilar/implante, declarou que existem mais de 20 tipos diferentes de configurações dessa interface. Resumidamente, dois tipos de conexões são conhecidas (interna e externa), as quais são caracterizadas pela presença ou ausência de uma configuração geométrica que se estende acima da plataforma do implante. Um tipo encontrado é a união de topo, que consiste em duas superfícies de ângulos retos, outro é a união angulada, onde as superfícies são anguladas interna e externamente. A superfície de união também pode incorporar uma geometria que inclua uma configuração de resistência rotacional ou antirrotacional. Dessa forma, a geometria pode ser octogonal, hexagonal, cone morse, cone hexagonal, cilíndrica hexagonal, *spline*,

entre outras. Segundo o autor, conexões internas em que o parafuso recebe pouca carga e as superfícies do pilar estão em íntimo contato com as paredes do implante para resistir a micro movimentos, resultam em uma interface mais estável.

Weiss¹⁸ et al comparou a perda de torque como resultado de vários ciclos de fechamento de parafusos de retenção em vários sistemas. Sete sistemas de conexão foram usados para testar alterações no torque de remoção após múltiplos torques de aperto a uma força de 20N.cm para simular o aperto manual. Cada pilar foi posicionado sobre seu respectivo implante e foi dado torque de 20N.cm por 5 segundos, depois de 10 segundos de repouso o parafuso foi aberto e o valor do torque de remoção foi registrado por um segundo operador. Este procedimento foi repetido por 200 ciclos de abertura e fechamento consecutivos. Os resultados demonstraram uma diminuição progressiva estatisticamente significativa de torque de remoção para todos os sistemas de implantes testados, chegando à conclusão de que a porcentagem de perda de torque variou de 3% a 20% sobre a abertura imediata, de 3% a 31% após 5 aberturas, e de 4,5% para 36% após 15 aberturas. Sistemas de implante com conexão interna cônica foram os que mostraram menores perdas de torque de remoção. Os valores de torque de remoção reduziram progressivamente provavelmente devido à diminuição do coeficiente de atrito. Os autores recomendaram então, que para minimizar o afrouxamento do parafuso de retenção, o número de ciclos de abertura e fechamento em procedimentos clínicos e laboratoriais devem ser reduzidos.

Assunção et al²⁴ avaliaram o efeito de diferentes níveis de desadaptação unilateral sobre a manutenção da pré-carga de parafusos de retenção de coroas unitárias submetidos à ciclagem mecânica. Quarenta e oito coroas fabricadas a partir de pilares UCLA foram divididas em quatro grupos (n=12). O grupo A não apresentava desadaptação e os grupos B, C e D possuíam desadaptação de 50µm, 100µm e 200µm respectivamente, as coroas foram anexadas a implantes com plataforma de hexágono externo com um parafuso de retenção de titânio com torque de 30N.cm como recomendado pelo fabricante. Foram aplicadas cargas oblíquas de

130N a 2Hz de 500.000 e 1.000.000 de ciclos. Os valores de torque de remoção foram avaliados logo após a ciclagem mecânica. Os valores registrados para o torque de remoção inicial, após 500.000 ciclos e após 1.000.000 de ciclos, foram respectivamente os seguintes: grupo A 25.18 (± 0.52), 22.25 (± 1.18) e 22.29 (± 1.08); grupo B 23.60 (± 1.09), 21.00 (± 1.51) e 22.29 (± 2.02); grupo C 22.47 (± 1.35), 19.50 (± 3.04) e 20.92 (± 1.65); grupo D 23.84 (± 1.02), 22.38 (± 2.08) e 21.82 (± 2.32). Todos os grupos apresentaram valores iniciais de torque de remoção reduzidos ($p < 0,05$) em comparação ao torque de inserção e o grupo A exibiu a menor redução, porém não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos após a ciclagem mecânica.

Gumus et al²⁹ analisaram os efeitos da contaminação por sangue, saliva e clorexidina sobre os valores de torque reverso de parafusos de retenção. Quarenta implantes foram divididos em 4 grupos, 3 grupos de acordo com o tipo de contaminação e 1 grupo controle. Foi aplicado torque de 25 N.cm, realizado ciclagem mecânica e registrado o torque reverso nos parafusos. Um parafuso de retenção de cada grupo foi selecionado e avaliado com microscopia eletrônica de varredura. Todas as amostras tiveram valores de torque reverso menores que o torque inicial. O menor valor foi do grupo contaminado por sangue (18.95 ± 2.641), seguido pelo contaminado por saliva (19.370 ± 1.26), o contaminado por clorexidina (20.280 ± 0.878) e o controle (21.0 ± 1.317). A análise com MEV revelou uma camada significativa de biofilme sobre a amostra contaminada com sangue.

Stüker et al³⁰ avaliaram, através de medidores de tensão, os valores de pré-carga e torque de remoção de três parafusos protéticos. Foram utilizados 3 implantes hexágonos externos, 3 pilares Cera One, 10 parafusos de ouro (grupo A), 10 parafusos de titânio (grupo B) e 10 parafusos de titânio com superfície tratada (grupo C). Foi aplicado torque de $30,07 \pm 0,28$ Ncm, obtido valores de pré-carga após 1, 2, 3, 4 e 5 minutos desse torque, calculado o valor médio dessas pré-cargas e obtido o valor de torque de remoção. Depois disso, o mesmo parafuso foi fixado mais 4 vezes e realizados os mesmos procedimentos de medição. Os parafusos de ouro apresentaram os maiores valores de pré-carga (131.72 ± 8.98 Ncm) e os de titânio os menores (37.03 ± 5.69 Ncm). Com relação ao torque de remoção os parafusos de ouro não apresentaram diferenças estatisticamente significantes

($p=0,3713$), os de titânio apresentaram diferenças estatisticamente significantes ($p<0,001$) e os de titânio com superfície tratada apresentaram diferenças estatisticamente significantes ($p=0,004$). Os autores concluíram que o material de escolha para os parafusos deve ser o ouro, uma vez que os mesmos obtiveram os melhores valores de pré-carga. Com relação ao torque de remoção os parafusos de ouro tiveram valores menores apenas do que os de titânio.

Feitosa et al³¹ verificou antes e depois de um ensaio de fadiga o valor do torque de remoção de implantes hexágonos externos, internos e cone morse, com simulação de um ano de função. Trinta implantes foram distribuídos em três grupos, de acordo com a plataforma, nos quais foram aparafusados pilares, com parafusos revestidos, e cimentadas coroas sobre os mesmos. O torque aplicado foi de 20 Ncm, após foi medido o torque de remoção, realizado a ciclagem mecânica (força de 400 N, frequência de 8 Hz e um total de 1.000.000 ciclos) e, por fim, registrado o torque de remoção final. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de torque de remoção inicial e final nas amostras intra grupo. O grupo da plataforma cone morse obteve os maiores valores tanto para o torque inicial, quanto para o torque final, seguido da plataforma hexágono interno e por último hexágono externo. Os autores concluíram que as conexões internas foram mais estáveis do que as conexões externas.

Park et al³² testaram os efeitos do revestimento de superfície de carboneto de tungstênio na pré-carga de parafusos de retenção em diferentes sistemas de conexão de implante. Foram utilizados três implantes, sendo um hexágono externo e dois cone morse, cinco parafusos revestidos e cinco lisos para cada um desses sistemas de implante. Foram aplicados torques de 30 Ncm, após foi medido o torque de remoção, realizada a ciclagem mecânica (mínimo de 10N e máximo de 250N de força, 2Hz de frequência e 1.000.000 de ciclos) e medido novamente o torque de remoção. A média de força de torque de remoção inicial não foi significativamente diferente entre as conexões, já a média de força de torque de remoção após a ciclagem foi significativamente maior para os parafusos revestidos nas três conexões. O percentual de perda de pré-carga foi significativamente maior para os parafusos lisos nas três conexões. A manutenção da pré-carga foi mais eficaz nas conexões internas cônicas.

Jung et al²⁰ avaliaram a abrasão em parafusos revestidos de estanho após repetidos ciclos de aperto e desaperto, e analisaram o efeito do revestimento de estanho na abrasão. Foram utilizados quatorze implantes hexágonos externos, quatorze parafusos com revestimento e quatorze sem revestimento divididos em quatro grupo (grupo A sem revestimento, grupo B com revestimento, grupo C sem revestimento e grupo D com revestimento), os quais sofreram apertos e desapertos 20 vezes com torque de 30Ncm. A medição de peso foi realizada três vezes para cada amostra. A perda de peso foi mensurada em todos os parafusos de cada grupo e o resultado foi analisado. Os grupos dos parafusos com revestimento tiveram menores valores de perda de peso. Os autores concluíram que o parafuso revestido demonstrou durabilidade à abrasão após seu uso repetido.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 MATERIAIS

Os materiais utilizados neste estudo estão descritos nas tabelas abaixo:

Tabela 1- Materiais da marca comercial Neodent®

Componente	Quantidade	Lote
Implante Alvim II Plus	2	800113806
Pilar Ucla CrCo HI	2	800139854
Parafuso Titânio hexagonal	18 (HI)	800127500
Parafuso Titânio hexagonal Superfície tratada (Neotorque)	18 (HI)	800113727

Fonte: o autor (2013)

Tabela 2 - Materiais da marca comercial 3i BIOMET®

Componente	Quantidade	Lote
Implante Osseotite Certain HI	1	2014021526
Pilar Ucla Liga de Titânio HI	1	10391PB
Parafuso Titânio hexagonal	18 (HI)	10157PB

Fonte: o autor (2013)

4.2 MÉTODO

4.2.1 Confeção dos corpos de prova e distribuição dos grupos

Para os ensaios do comportamento dos parafusos de retenção, três implantes, dois hexágonos internos da marca comercial Neodent (Implante osteointegrável, Curitiba, PR, Brasil) e um hexágono interno da marca comercial BIOMET (Implant innovations, Palm Beach, Flórida, EUA) foram utilizados (Tabela 1 e 2). Cilindros de PVC, com 13mm de altura e 10mm de diâmetro, foram previamente regularizados com lixa com carbeto de silício granulação # 400 (3M do Brasil, Sumaré, SP, Brasil) aproximadamente à uma rotação de 600 RPM com fluxo contínuo de água em Politriz DPU-10 (Panambra, São Paulo, SP, Brasil) (figura 1) para o vazamento de resina acrílica autopolimerizável incolor JET (Clássico, São

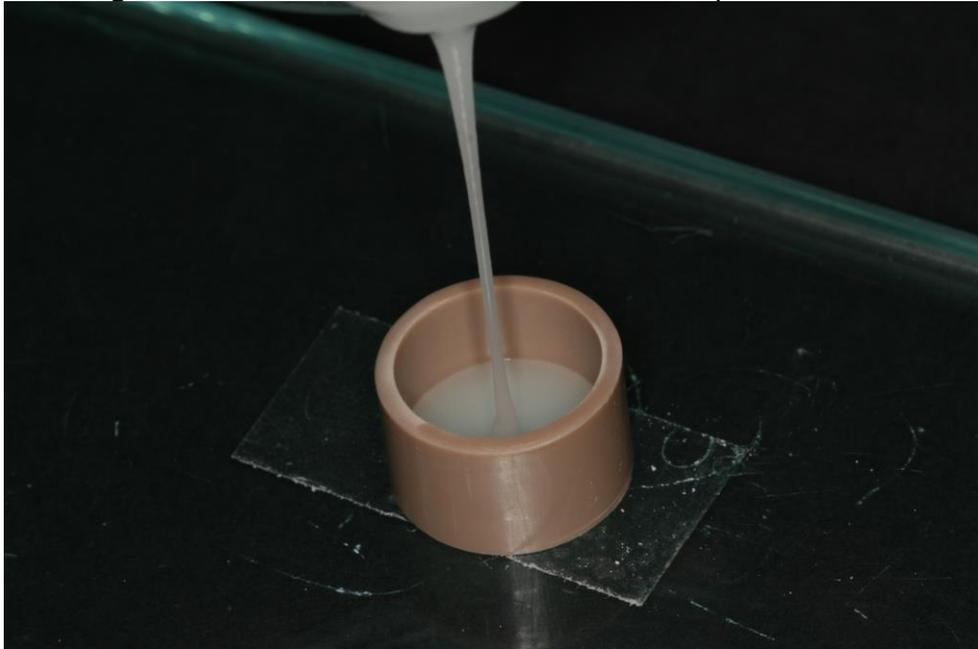
Paulo, SP, Brasil) (Figura 2). Os implantes foram então inclusos nos cilindros, com o auxílio da Máquina de Ensaio Universal modelo DL 2000 (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil) (figuras 3 e 4) para ter-se o controle da distância entre o ápice dos implantes e a laje de vidro, acomodada previamente abaixo do cilindro de PVC para mantê-lo estabilizado. As amostras foram fixadas em uma morsa (figura 5) e os pilares UCLA, de cada marca comercial, foram estabilizados manualmente em suas respectivas plataformas de forma perpendicular ao solo (figuras 6 e 7).

Figura 1 - Regularização do cilindro de PVC em politriz



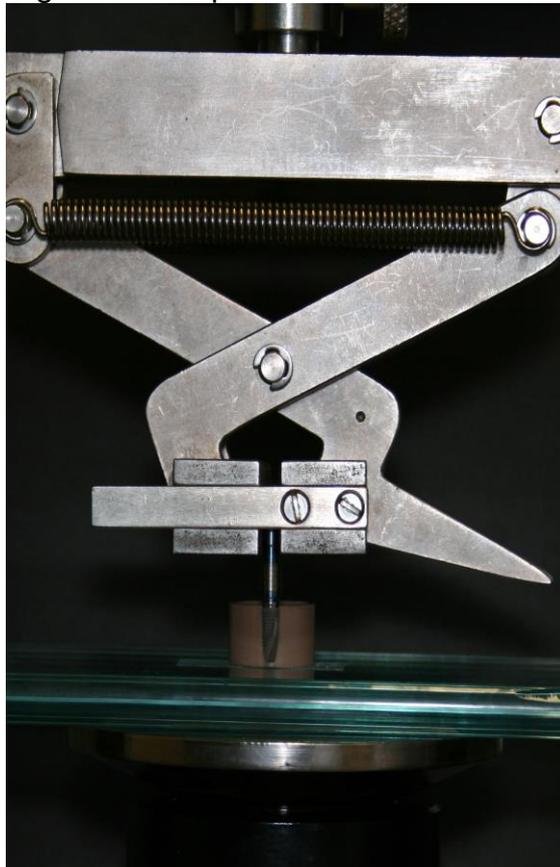
Fonte: o autor (2013)

Figura 2 - Vazamento da resina acrílica autopolimerizável



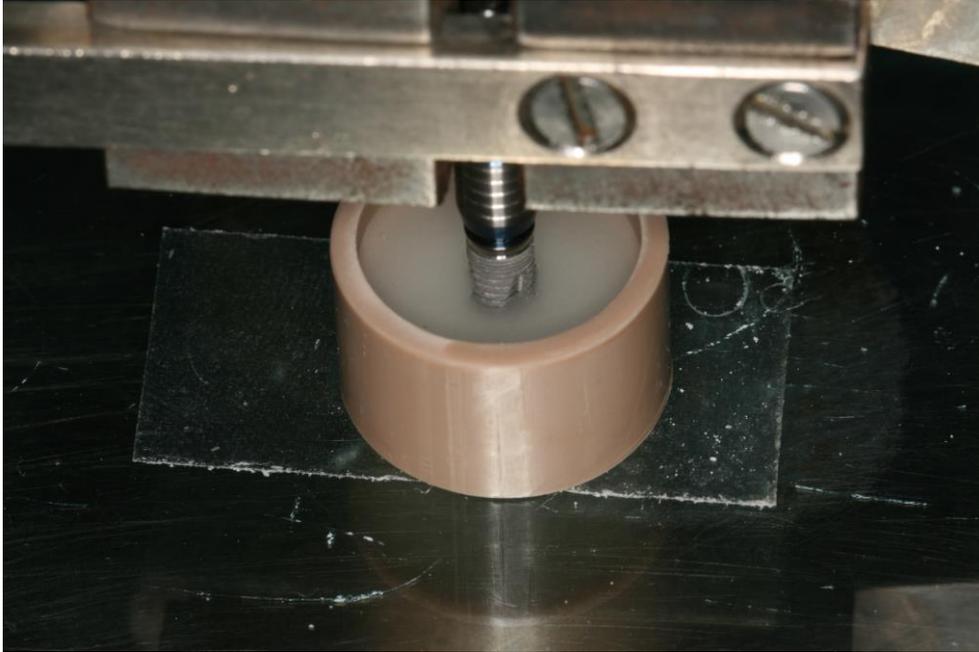
Fonte: o autor (2013)

Figura 3 - Máquina de ensaio universal



Fonte: o autor (2013)

Figura 4 - Inclusão do implante



Fonte: o autor (2013)

Figura 5 - Implante incluído fixado na morsa



Fonte: o autor (2013)

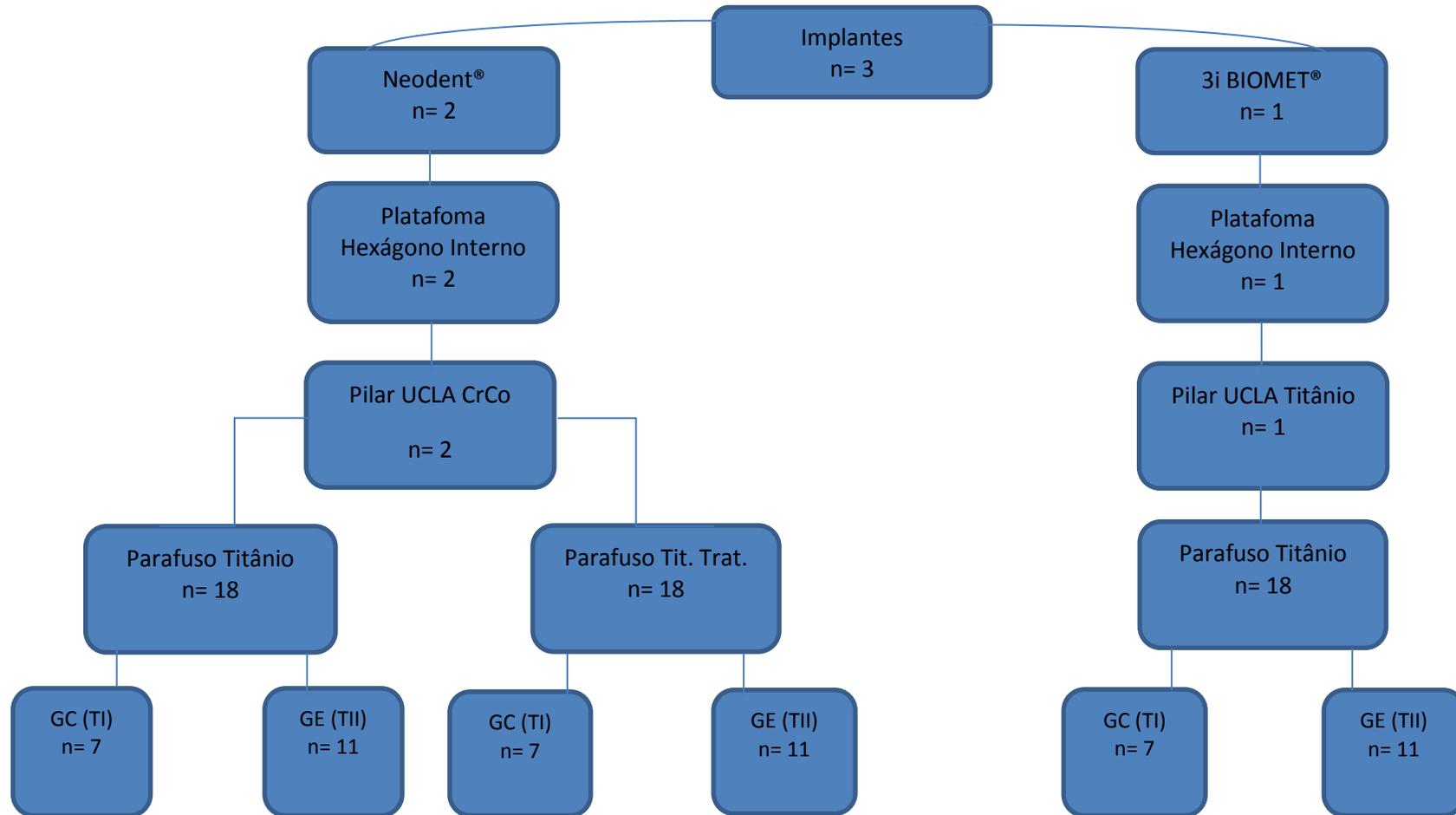
Figura 6 - Pilar UCLA posicionado sobre a plataforma hexágono interno



Fonte: o autor (2013)

Trinta e seis parafusos de retenção (18 de titânio usinado hexagonal e 18 de titânio usinado hexagonal com superfície tratada) de plataforma hexágono interno da marca comercial Neodent e 18 parafusos de retenção de titânio usinado hexagonal de plataforma hexágono interno da marca comercial 3i BIOMET foram distribuídos aleatoriamente em 6 grupos, sendo que destes são 3 grupos controles (Técnica I) e 3 grupos experimentais (Técnica II), conforme o organograma a seguir (figura 7). Cada grupo experimental apresentou 4 parafusos a mais que os grupos controle devido à eliminação dos parafusos que foram analisados em MEV e EDS no microscópio eletrônico de varredura modelo XL30 (Phillips, Alemanha), pois havia possibilidade da análise ser destrutiva, resultando em $n=7^{18,20}$.

Figura 7 - Organograma parte 1: distribuição dos grupos de acordo com as variáveis estudadas: marca comercial, composição dos parafusos e grupo controle (Técnica I) e grupos experimentais (Técnica II).



4.2.2 Análise da alteração de peso

A medição da alteração de peso dos parafusos foi realizada de acordo com metodologia desenvolvida por Jung et.al.²⁰ para avaliar o desgaste dos parafusos após múltiplos torques e torque único, com e sem ciclagem mecânica após o torque final. As amostras foram limpas em cuba ultrassônica modelo Ultra Sonic 1440 Plus (Odontobrás, Ribeirão Preto, SP, Brasil) com álcool isopropílico 99,8% por 10 minutos (Figura 8) assim que retiradas do invólucro do fabricante, em seguida foram secas ao ar por 60 minutos (Figura 9) e pesadas em balança de precisão modelo AG 204 (Mettler Toledo, Suíça) e seu valor registrado em g ($\pm 0,0001$) (Figura 10). Após cada uma das quatro etapas de torque manual e da de torque final, as amostras foram removidas, limpas e pesadas como descrito anteriormente.

Figura 8 - Limpeza dos parafusos em cuba ultrassônica



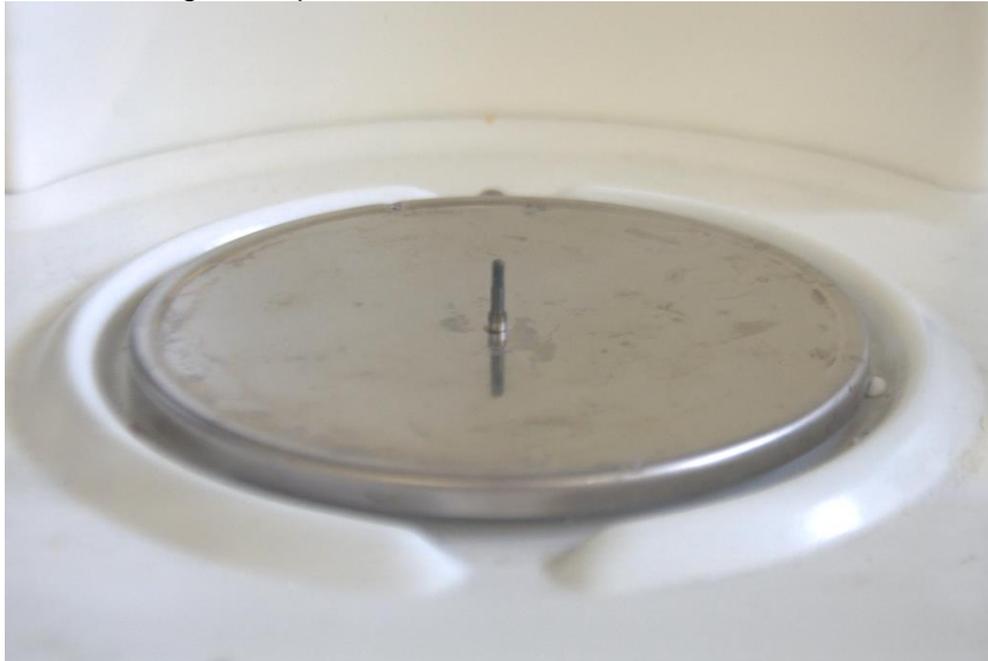
Fonte: o autor (2014)

Figura 9 - Secagem dos parafusos ao ar livre



Fonte: o autor (2014)

Figura 10 - Pesagem do parafuso da marca comercial Neodent com cobertura



Fonte: o autor (2014)

4.2.3 Protocolo da Técnica I

Os parafusos do grupo controle (Técnica I) foram submetidos à pesagem inicial (T0) da análise de alteração de peso e posicionados sobre seus respectivos pilares UCLA, foi dado torque único definitivo, conforme indicação do fabricante de

32N.cm para os componentes Neodent (figura 11), e 20N.cm para os 3i BIOMET. Após 5 minutos, para estabilização dos parafusos, as amostras foram submetidas à ciclagem mecânica (TF), feita a fim de simular a função mastigatória por 5 anos após o torque final em todas as amostras, as mesmas foram colocadas em recipientes com água destilada e submetidas à carga de 100N ao seu longo eixo, a uma frequência de 1 Hz por 1.000.000 ciclos^{11,15} em simulador de fadiga mecânica modelo ER 11000 (Erios, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 12). Para finalmente serem removidas e analisadas qualitativamente (MEV) e quantitativamente (EDS).

Figura 11 - Torque definitivo recomendado pelo fabricante



Fonte: o autor (2013)

Figura 12 - Ciclagem mecânica



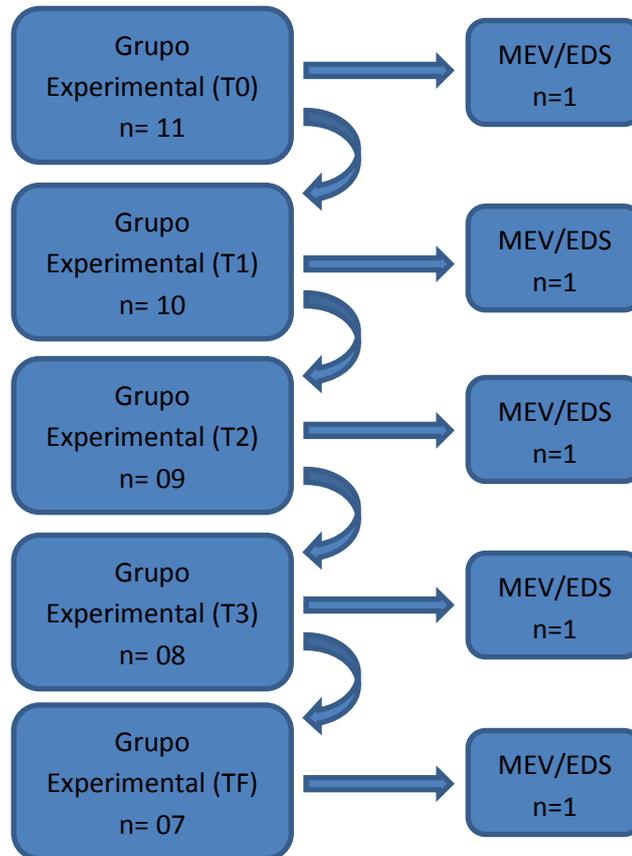
Fonte: o autor (2014)

4.2.4 Protocolo da Técnica II

Os parafusos do grupo experimental (Técnica II) passaram por etapas, as quais foram denominadas como T0, T1, T2, T3 e TF (figura 13), nas quais os procedimentos foram:

T0 - Remoção dos parafusos dos invólucros, pesagem inicial para análise da alteração de peso, um dos 11 parafusos (escolhido aleatoriamente) foi enviado para análise qualitativa (MEV) e quantitativa (EDS), torque de 20N.cm (simulando torque manual)²¹ nos 10 restantes;

Figura 13 - Organograma parte 2: subdivisões dos grupos experimentais (Técnica II)



Fonte: o autor (2013)

T1 - Remoção dos parafusos de seus respectivos componentes, limpos em cuba ultrassônica modelo Ultra Sonic 1440 Plus (Odontobrás, Ribeirão Preto, SP, Brasil) com álcool isopropílico 99,8% por 10 minutos, secos ao ar por 60 minutos²⁰, pesagem para análise da alteração de peso, um dos 10 parafusos (escolhido aleatoriamente) foi enviado para análise qualitativa (MEV) e quantitativa (EDS), torque de 20N.cm (simulando torque manual) nos 9 restantes;

T2 - Remoção dos parafusos de seus respectivos componentes, limpos em cuba ultrassônica modelo Ultra Sonic 1440 Plus (Odontobrás, Ribeirão Preto, SP, Brasil) com álcool isopropílico 99,8% por 10 minutos, secos ao ar por 60 minutos, pesagem para análise da alteração de peso, um dos 9 parafusos (escolhido aleatoriamente) foi enviado para análise qualitativa (MEV) e quantitativa (EDS), torque de 20N.cm (simulando torque manual) nos 8 restantes;

T3 - Remoção dos parafusos de seus respectivos componentes, limpos em cuba ultrassônica modelo Ultra Sonic 1440 Plus (Odontobrás, Ribeirão Preto, SP, Brasil) com álcool isopropílico 99,8% por 10 minutos, secos ao ar por 60 minutos, pesagem para análise da alteração de peso, um dos 8 parafusos (escolhido aleatoriamente) foi enviado para análise qualitativa (MEV) e quantitativa (EDS), torque definitivo (recomendado pelo fabricante) de 32N.cm para os componentes Neodent e 20N.cm para os 3i BIOMET nos 7 restantes, após 5 minutos, para estabilização dos parafusos, as amostras foram submetidas à ciclagem mecânica como já descrito anteriormente;

TF - Remoção dos parafusos de seus respectivos componentes, limpos em cuba ultrassônica modelo Ultra Sonic 1440 Plus (Odontobrás, Ribeirão Preto, SP, Brasil) com álcool isopropílico 99,8% por 10 minutos, secos ao ar por 60 minutos, pesagem para análise da alteração de peso, um dos 7 parafusos (escolhido aleatoriamente) foi enviado para análise qualitativa (MEV) e quantitativa (EDS).

4.2.5 Análise qualitativa da deformação do parafuso de retenção em MEV

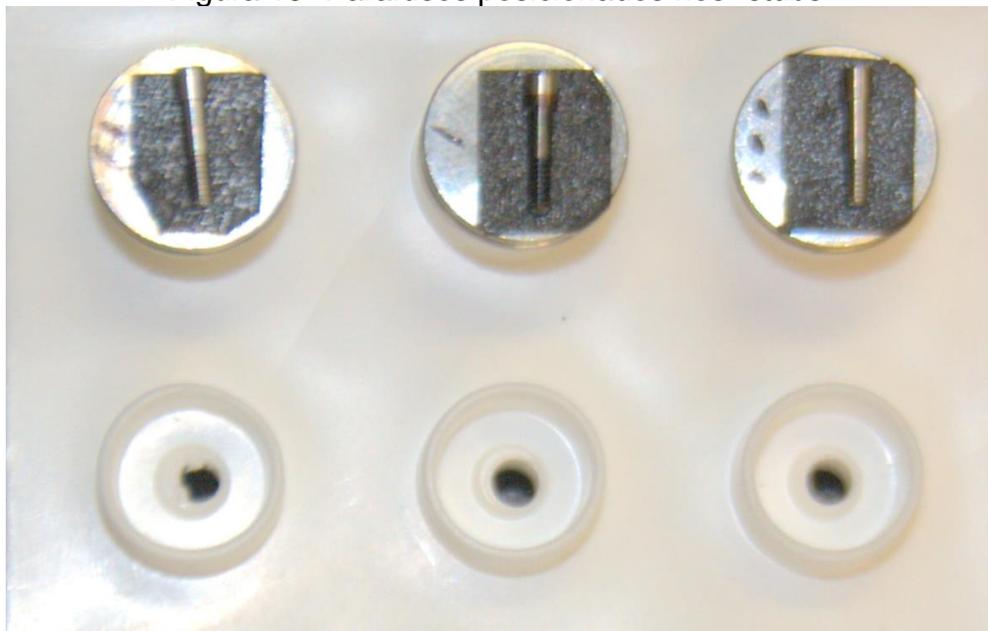
A microscopia eletrônica de varredura foi utilizada para analisar fisicamente a superfície dos parafusos de retenção, tais como desgaste das roscas, irregularidades, brunimento, ranhuras e desprendimento de estrutura, antes e após cada etapa dos múltiplos torques e torque único, assim como antes e após a ciclagem mecânica. Foi escolhido um parafuso aleatoriamente em cada fase para ser analisado em microscópio eletrônico de varredura modelo XL30 (Phillips, Alemanha) (Figura 14 e 15), sendo seguidas as recomendações do fabricante do microscópio. A superfície foi examinada em 50, 200 e 1000X de aumento.

Figura 14 - Microscópio Eletrônico de Varredura



Fonte: o autor (2014)

Figura 15 -Parafusos posicionados nos “stubs”



Fonte: o autor (2014)

4.2.6 Análise quantitativa da composição superficial do parafuso de retenção com EDS

A análise em unidade de espectroscopia por energia dispersiva (EDS) foi utilizada para analisar quimicamente a composição superficial dos parafusos de retenção nos mesmos parafusos e equipamento em que será feito a MEV. Após as análises qualitativas e quantitativas, os referidos parafusos foram descartados, devido à possibilidade de alteração destrutiva dos mesmos.

4.2.7 Análise estatística

Os dados foram registrados e tabulados no software SPSS (15.0, SPSS INC., Chicago, IL, EUA) e submetidos ao teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov ($\alpha=0,01$). As comparações estatísticas entre os grupos foram realizadas da seguinte forma:

- a) Comparação do efeito do torque final e ciclagem mecânica sobre os parafusos de retenção (Técnica I), os resultados foram comparados com teste-t pareado para os tempos T0 e TF ao nível de significância de 5%;
- b) Comparação do efeito dos tempos T0, T1, T2, T3 e TF e ciclagem mecânica em cada parafuso (Técnica II), os resultados foram comparado com ANOVA e Tukey ao nível de significância de 5%;
- c) Comparação do efeito das técnicas (Técnica I x Técnica II) no TF, os resultados foram comparados com teste-t pareado ao nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

5.1 TÉCNICA I

Os resultados obtidos na técnica I estão apresentados nas tabelas 3 e 4 e nas figuras 16 e 17.

Tabela 3 - Estatística descritiva dos parafusos de retenção dos tempos estudados de acordo com a técnica I

	Média	n	Desvio Padrão
Neodent sem cobertura T0	0,074900	7	0,0012503
Neodent sem cobertura TF	0,074557	7	0,0012340
Neodent com cobertura T0	0,072886	7	0,0004180
Neodent com cobertura TF	0,072529	7	0,0004192
3i T0	0,067486	7	0,0002610
3i TF	0,067229	7	0,0002752

Tabela 4 - Comparação estatística entre os parafusos em T0 e TF de acordo com a técnica I.

Diferenças Pareadas								
	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão	Intervalo de Confiança de 95% da Diferença		t	gl	p
				Menor	Maior			
Neodent sem cobertura T0 - Neodent sem cobertura TF	0,0003429	0,0001272	0,0000481	0,0002252	0,0004605	7,129	6	0,000
Neodent com cobertura T0 - Neodent com cobertura TF	0,0003571	0,0001512	0,0000571	0,0002173	0,0004970	6,250	6	0,001
3i T0 - 3i TF	0,0002571	0,0000535	0,0000202	0,0002077	0,0003066	12,728	6	0,000

De acordo com os resultados obtidos na técnica I, pôde ser observado que houve diferença significativa dentro de cada marca nos dois tempos ($p < 0,05$).

Neodent® sem cobertura ($p < 0,001$), Neodent® com cobertura ($p = 0,001$) e 3i BIOMET® ($p < 0,001$).

Figura 16 - Representação gráfica do efeito do torque e ciclagem mecânica na técnica I.

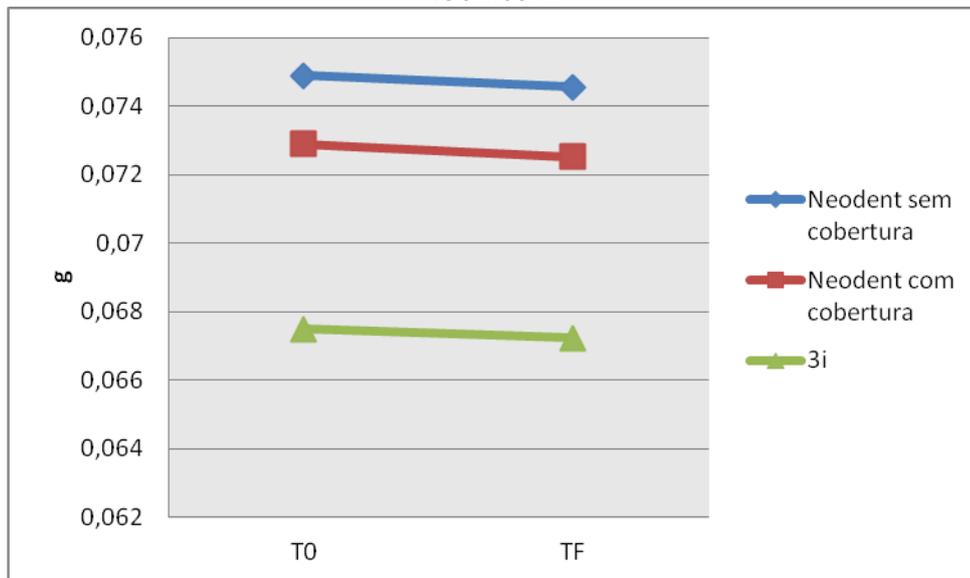
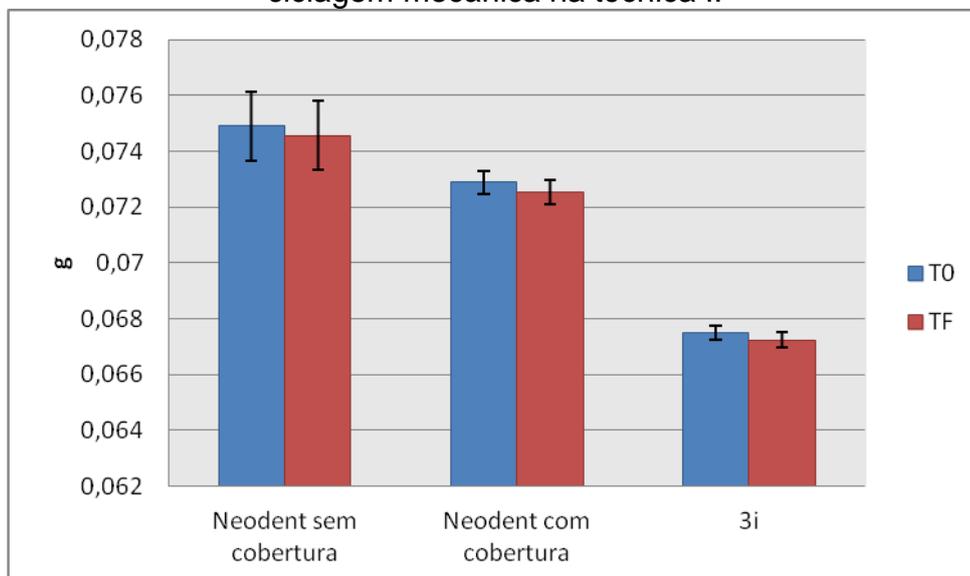
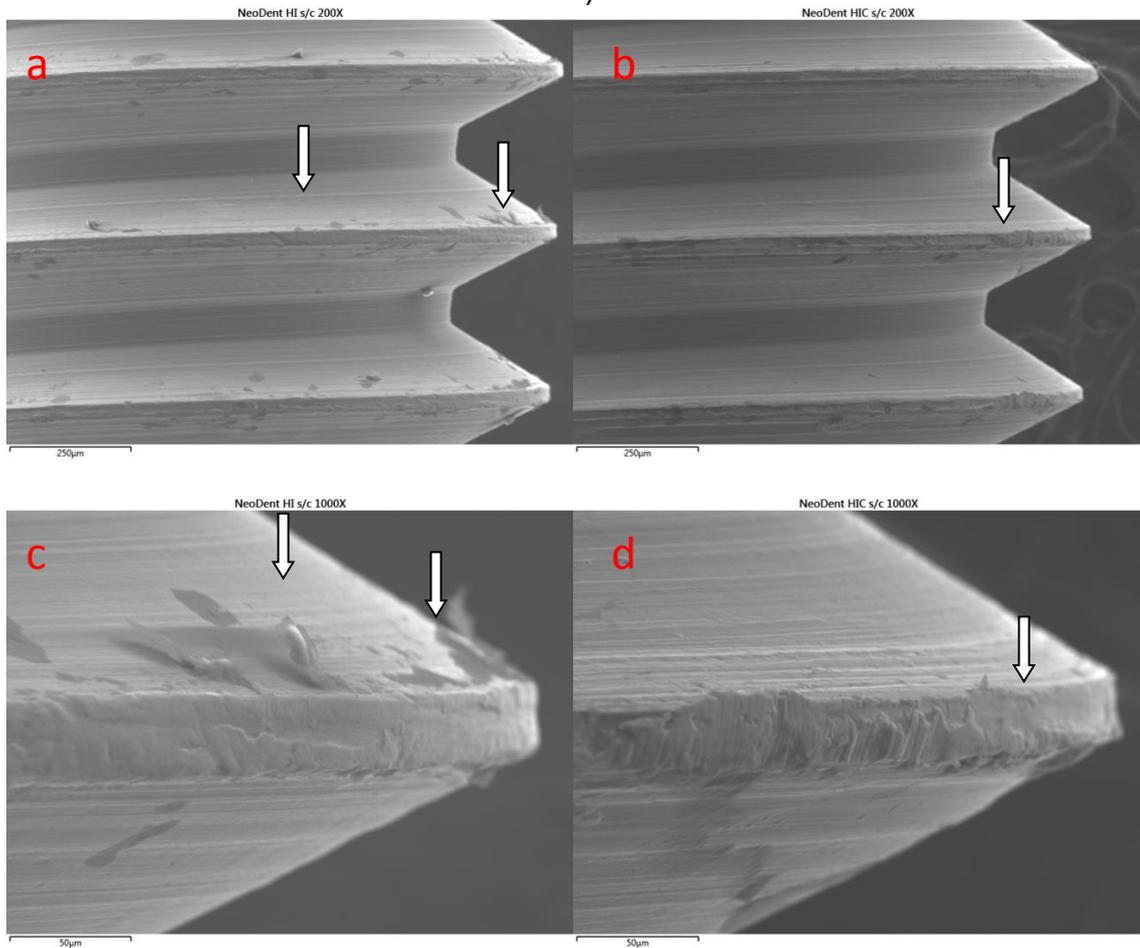


Figura 17 - Representação gráfica com média e desvio padrão do efeito do torque e ciclagem mecânica na técnica I.



Os resultados das microscopias eletrônicas por varredura na técnica I, para os grupos Neodent sem cobertura (T0 e TF), Neodent com cobertura (T0 e TF) e 3i (T0 e TF) estão apresentados nas figuras 18, 19 e 20, respectivamente.

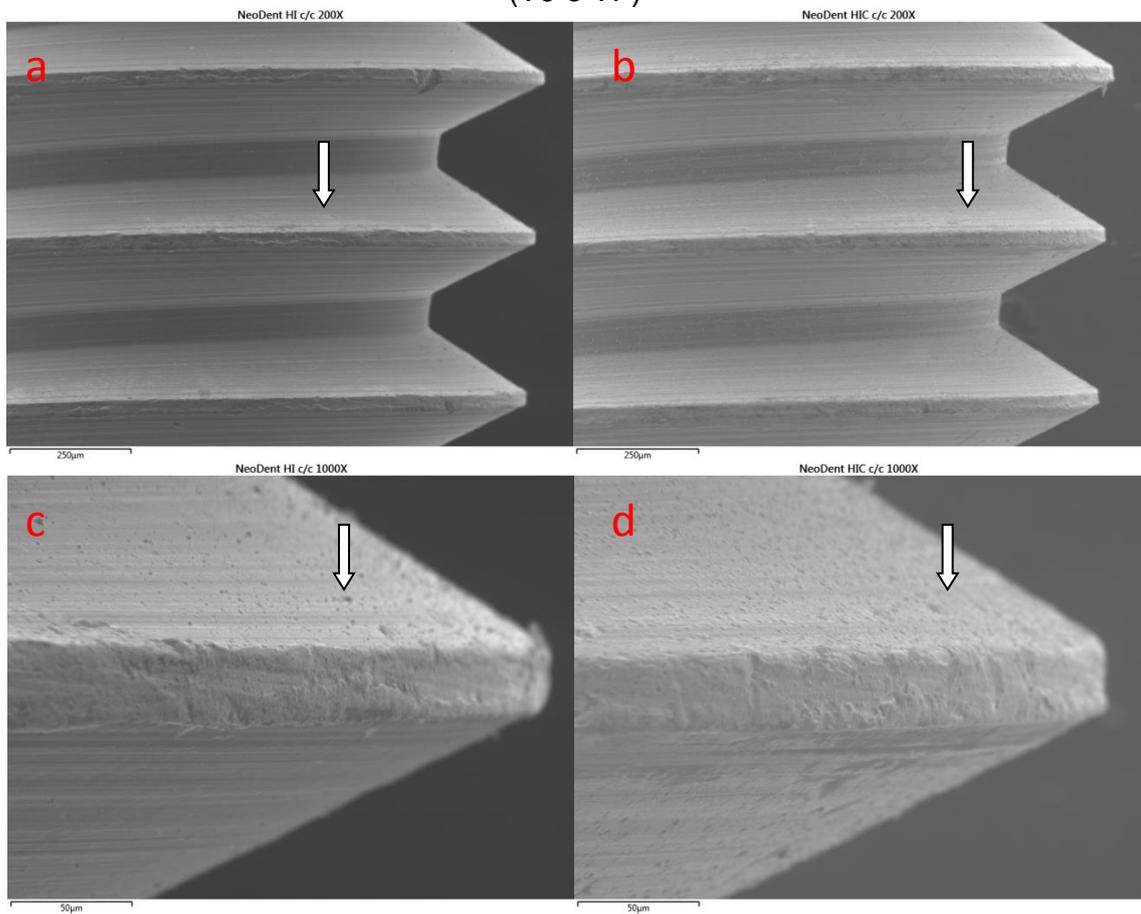
Figura 18 - Imagens do MEV para o grupo Neodent sem cobertura na técnica I (T0 e TF).



*a) T0 (x200); b) TF (x200); c) T0 (x1.000); d) TF (x1.000)

Pode-se observar em “a” e “c” ranhuras e detritos provenientes do processo de usinagem e em “b” e “d” brunimento das roscas do parafuso.

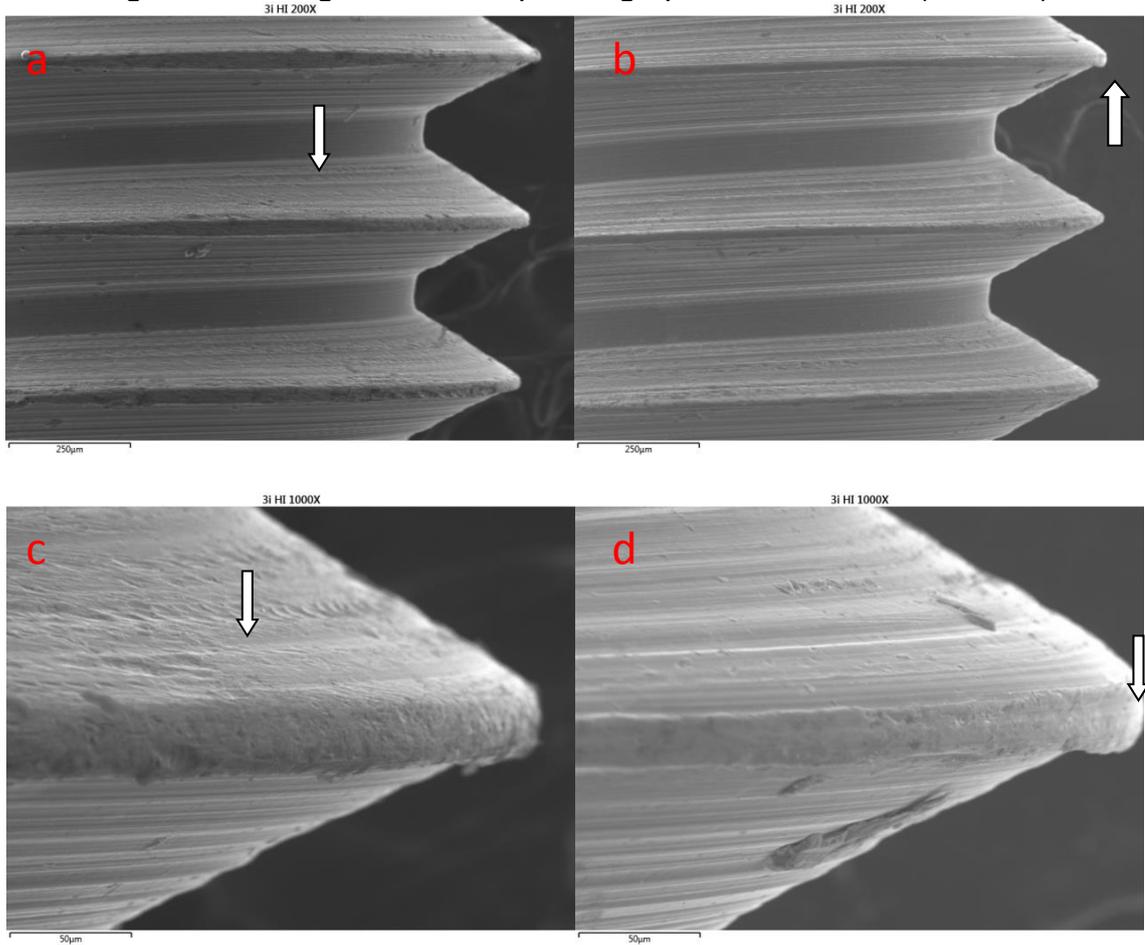
Figura 19 - Imagens do MEV para o grupo Neodent com cobertura na técnica I (T0 e TF)



*a) T0 (x200); b) TF (x200); c) T0 (x1.000); d) TF (x1.000)

Pode-se observar em “a”, “b”, “c” e “d” porosidades provenientes do revestimento.

Figura 20 - Imagens do MEV para o grupo 3i na técnica I (T0 e TF)



*a) T0 (x200); b) TF (x200); c) T0 (x1.000); d) TF (x1.000)

Pode-se observar em “a” e “c” ranhuras provenientes do processo de usinagem e em “b” e “d” brunimento das roscas do parafuso.

5.2 TÉCNICA II

5.2.1. Os resultados obtidos na técnica II para os parafusos do grupo Neodent sem cobertura estão apresentados nas tabelas 5 e 6.

Tabela 5 - Estatística descritiva dos parafusos Neodent sem cobertura dos tempos estudados (T0, T1, T2, T3 e TF) de acordo com a técnica II.

Grupo	Média	n	Desvio Padrão
T0	0,074491 ^a	11	0,0011811
T1	0,074050 ^{ab}	10	0,0008396
T2	0,073922 ^{ab}	9	0,0008438
T3	0,073775 ^{ab}	8	0,0008190
TF	0,073229 ^b	7	0,0004716

*Médias seguidas de letras distintas diferem-se significativamente ao teste de ANOVA/Tukey ($p < 0,05$)

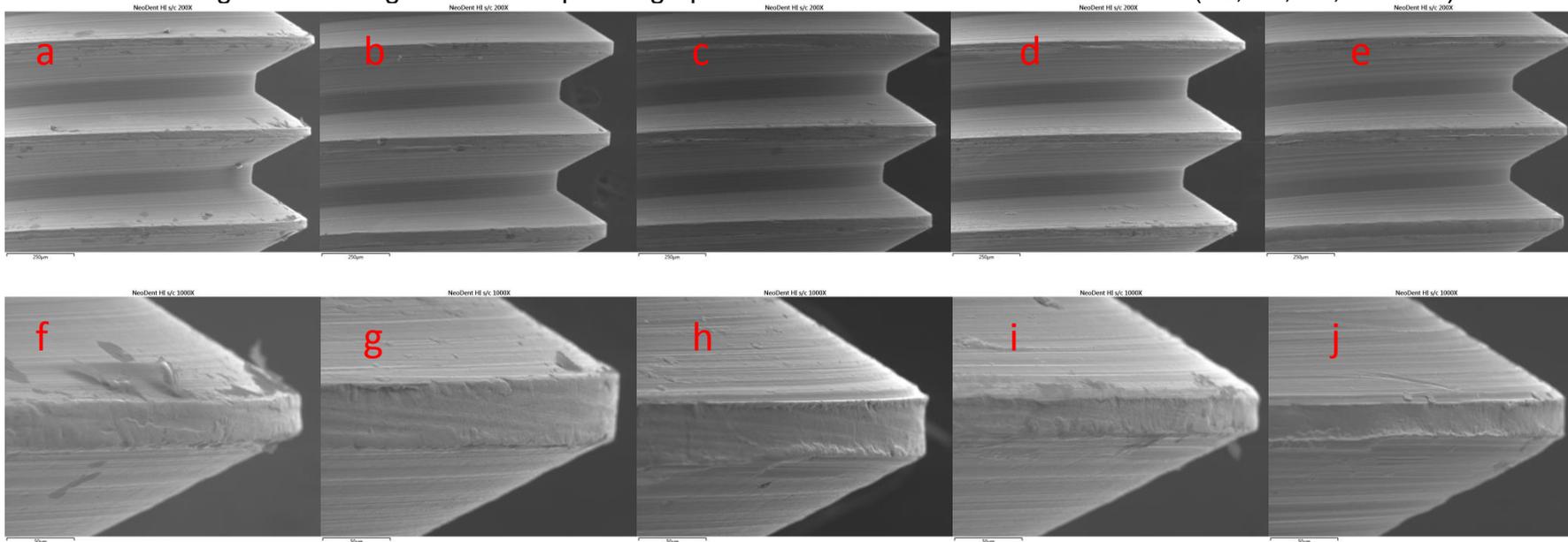
Tabela 6 - Análise de variância ANOVA entre os tempos estudados para o grupo Neodent sem cobertura

	Soma do Quadrado	gl	Média do Quadrado	F	p
Entre Grupos	0,000	4	0,000	2,252	0,080
Dentro dos Grupos	0,000	40	0,000		

De acordo com os resultados obtidos na técnica II para os parafusos do grupo Neodent sem cobertura, analisados por ANOVA ($p=0,08$), pôde ser observado que houve diferença significativa apenas de T3 para TF.

Os resultados das microscopias eletrônicas por varredura na técnica II para o grupo Neodent sem cobertura (T0, T1, T2, T3 e TF), estão apresentados na figura 21.

Figura 21 - Imagens do MEV para o grupo Neodent sem cobertura na técnica II (T0, T1, T2, T3 e TF).



*a) T0 (x200); b) T1 (x200); c) T2 (x200); d) T3 (x200); e) TF (x200); f) T0 (x1000); g) T1 (x1000); h) T2 (x1000); i) T3 (x1000); j) TF (x1000)

5.2.2. Os resultados obtidos na técnica II para os parafusos do grupo Neodent com cobertura estão apresentados nas tabelas 7 e 8.

Tabela 7 - Estatística descritiva dos parafusos Neodent com cobertura dos tempos estudados (T0, T1, T2, T3 e TF) de acordo com a técnica II

Grupo	Média	n	Desvio Padrão
T0	0,072864 ^a	11	0,0003171
T1	0,072680 ^{ab}	10	0,0002486
T2	0,072556 ^{ab}	9	0,0001667
T3	0,072338 ^{bc}	8	0,0002615
TF	0,072086 ^c	7	0,0003805

*Médias seguidas de letras distintas diferem-se significativamente ao teste de ANOVA/Tukey (p<0,05)

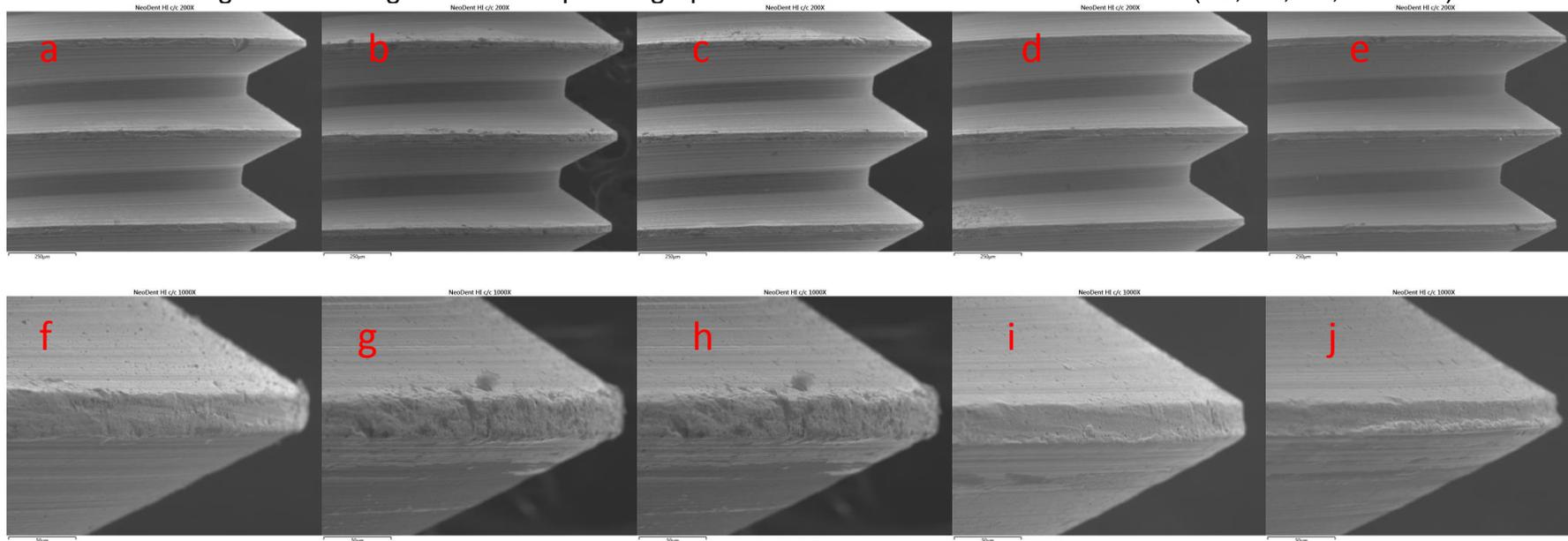
Tabela 8 - Análise de variância ANOVA entre os tempos estudados para o grupo Neodent com cobertura

	Soma do Quadrado	gl	Média do Quadrado	F	p
Entre Grupos	0,000	4	0,000	9,968	<0,001
Dentro dos Grupos	0,000	40	0,000		

De acordo com os resultados obtidos na técnica II para os parafusos do grupo Neodent com cobertura, analisados por ANOVA (p<0,001), pôde ser observado que houve diferença significativa apenas de T2 para T3 e de T3 para TF.

Os resultados das microscopias eletrônicas por varredura na técnica II para o grupo Neodent com cobertura (T0, T1, T2, T3 e TF), estão apresentados na figura 22.

Figura 22 - Imagens do MEV para o grupo Neodent com cobertura na técnica II (T0, T1, T2, T3 e TF).



*a) T0 (x200); b) T1 (x200); c) T2 (x200); d) T3 (x200); e) TF (x200); f) T0 (x1000); g) T1 (x1000); h) T2 (x1000); i) T3 (x1000); j) TF (x1000)

5.2.3. Os resultados obtidos na técnica II para os parafusos do grupo 3i estão apresentados nas tabelas 9 e 10.

Tabela 9 - Estatística descritiva dos parafusos 3i dos tempos estudados (T0, T1, T2, T3 e TF) de acordo com a técnica II

Grupo	Média	n	Desvio Padrão
T0	0,067382 ^a	11	0,0002960
T1	0,067240 ^{ab}	10	0,0002989
T2	0,067111 ^{ab}	9	0,0003100
T3	0,067088 ^{bc}	8	0,0002696
TF	0,066886 ^c	7	0,0002968

*Médias seguidas de letras distintas diferem-se significativamente ao teste de ANOVA/Tukey ($p < 0,05$)

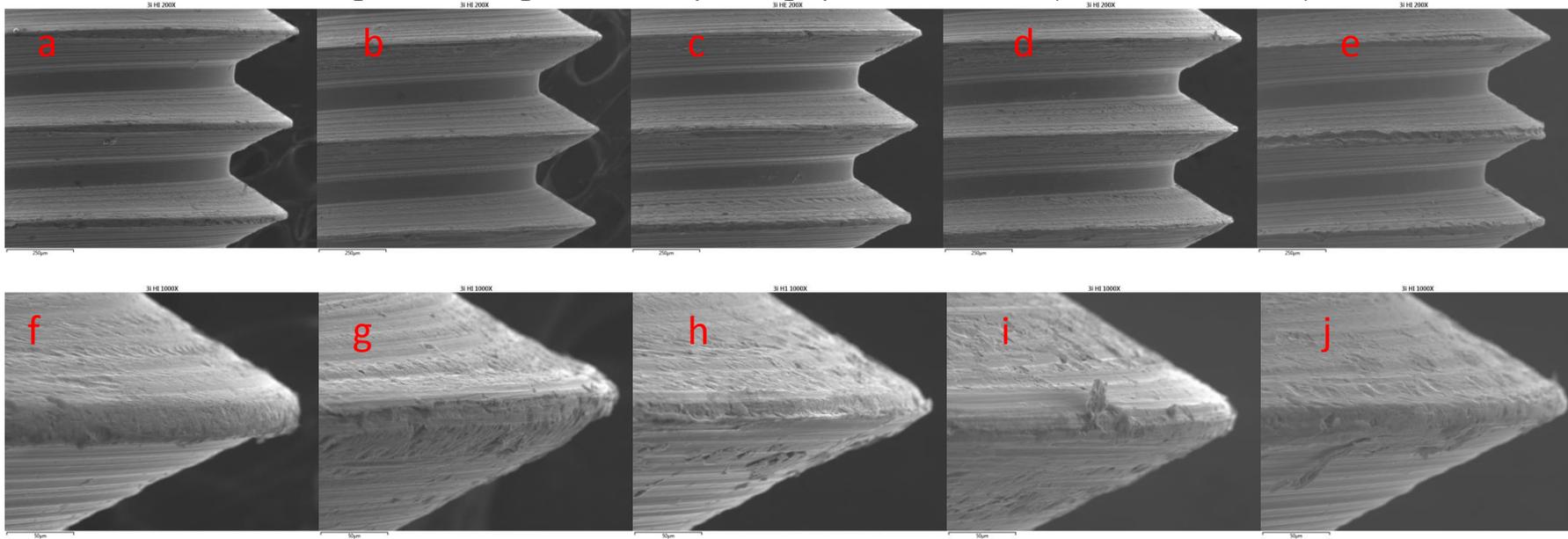
Tabela 10 - Análise de variância ANOVA entre os tempos estudados para o grupo 3i BIOMET

	Soma do Quadrado	gl	Média do Quadrado	F	p
Entre Grupos	0,000	4	0,000	3,423	0,017
Dentro dos Grupos	0,000	40	0,000		

De acordo com os resultados obtidos na técnica II para os parafusos do grupo 3i Biomet, analisados por ANOVA ($p=0,017$), pôde ser observado que houve diferença significativa apenas de T2 para T3 e de T3 para TF.

Os resultados das microscopias eletrônicas por varredura na técnica II para o grupo 3i Biomet (T0, T1, T2, T3 e TF), estão apresentados na figura 23.

Figura 23 - Imagens do MEV para o grupo 3i na técnica II (T0, T1, T2, T3 e TF).



*a) T0 (x200); b) T1 (x200); c) T2 (x200); d) T3 (x200); e) TF (x200); f) T0 (x1000); g) T1 (x1000); h) T2 (x1000); i) T3 (x1000); j) TF (x1000)

As figuras 24 e 25 apresentam os gráficos dos três grupos da técnica II, Neodent sem cobertura, Neodent com cobertura e 3i, na evolução dos tempos estudados (T0, T1, T2, T3 e TF).

Figura 24 - Representação gráfica do efeito dos torques e ciclagem mecânica na técnica II para os tempos estudados

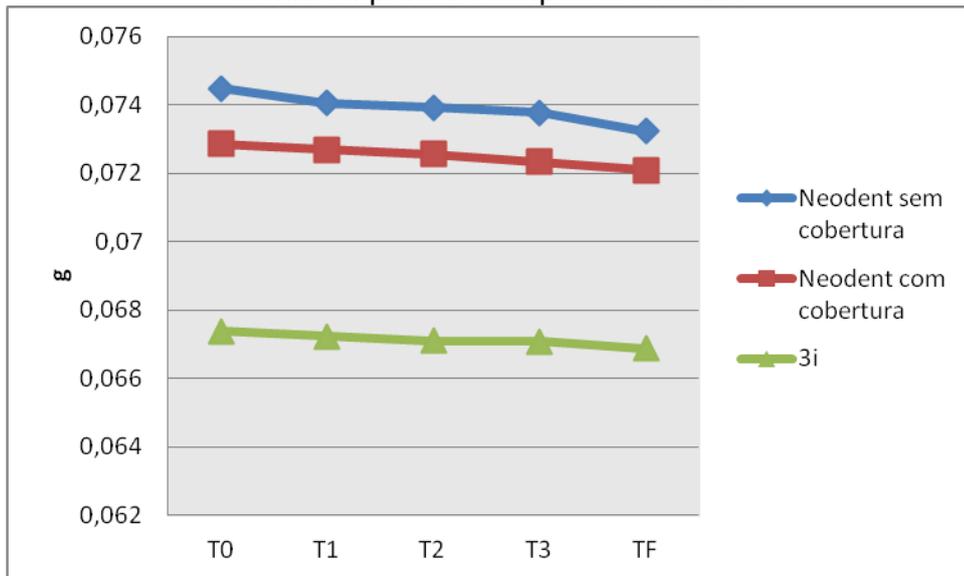
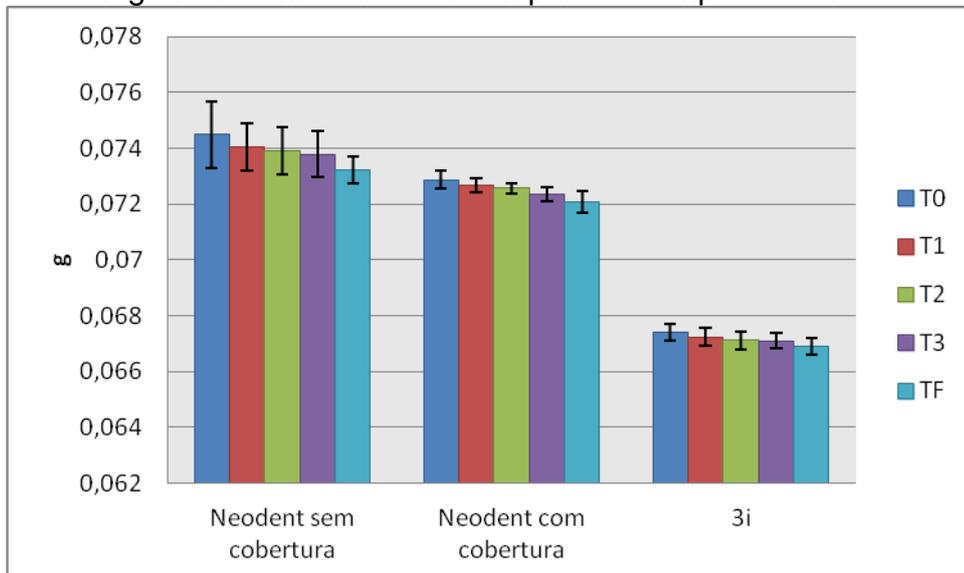
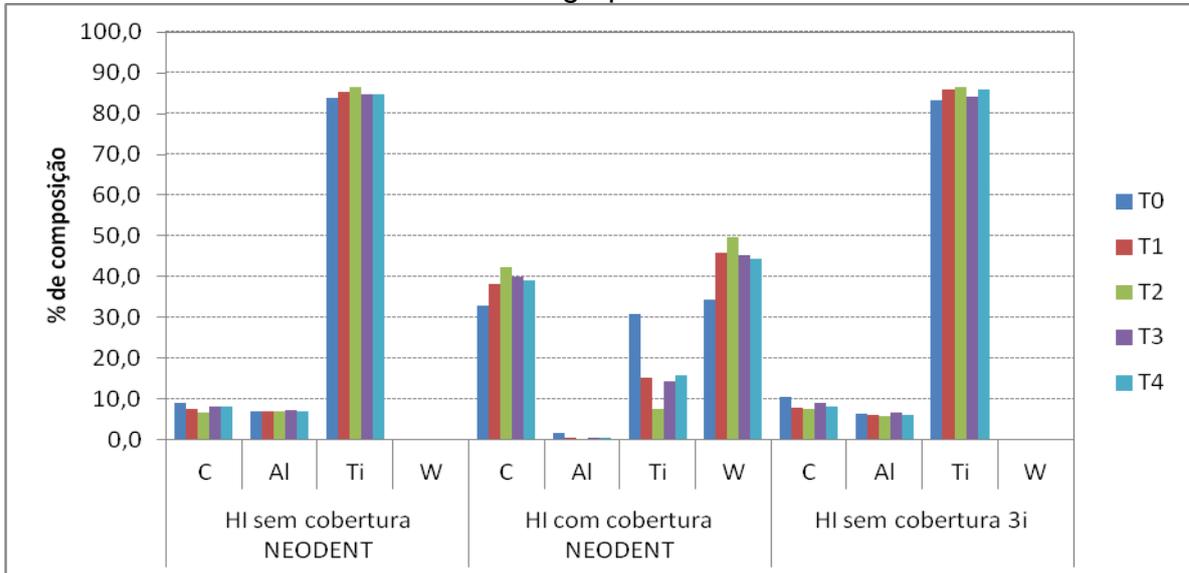


Figura 25 - Representação gráfica com média e desvio do efeito dos torques e ciclagem mecânica na técnica II para os tempos estudados.



Os resultados das composições de superfície através do EDS dos grupos Neodent sem cobertura, Neodent com cobertura e 3i BIOMET nos tempos T0, T1, T2, T3 e TF estão apresentados na figura 26.

Figura 26 - Representação gráfica das composições de superfície no efeito dos torques e ciclagem mecânica na técnica II para os tempos estudados dos três grupos



Para os parafusos com cobertura da marca Neodent percebemos uma diminuição acentuada no percentual de titânio de T0 para os demais tempos. Para os parafusos sem cobertura das marcas Neodent e 3i, percebemos oscilações nas composições superficiais, mas sem nenhuma tendência específica.

5.3 OS RESULTADOS OBTIDOS NA COMPARAÇÃO DA TÉCNICA I COM TÉCNICA II NO TEMPO FINAL (TF) ESTÃO APRESENTADOS NAS TABELAS 11 E 12 E NAS FIGURAS 27 E 28.

Tabela 11 - Estatística descritiva dos parafusos de retenção no tempo final de acordo com as técnicas I e II.

	Média	n	Desvio Padrão
Neodent sem cobertura TF (múltipla)	0,073229	7	0,0004716
Neodent sem cobertura TF (controle)	0,074557	7	0,0012340
Neodent com cobertura TF (múltipla)	0,072086	7	0,0003805
Neodent com cobertura TF (controle)	0,072529	7	0,0004192
3i TF (múltipla)	0,066886	7	0,0002968
3i TF (controle)	0,067229	7	0,0002752

Tabela 12 - Comparação estatística dos parafusos entre as técnicas I e II no tempo final

	Diferenças Pareadas							
	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão	Intervalo de Confiança de 95% da Diferença		t	gl	p
	Menor	Maior						
Neodent sem cobertura T0 - Neodent sem cobertura TF	-0,0013286	0,0011295	0,0004269	-0,0023732	-0,0002840	-3,112	6	0,021
Neodent com cobertura T0 - Neodent com cobertura TF	-0,0004429	0,0005769	0,0002181	-0,0009764	0,0000907	-2,031	6	0,089
3i T0 - 3i TF	-0,0003429	0,0004577	0,0001730	-0,0007662	0,0000805	-1,982	6	0,095

De acordo com os resultados obtidos na técnica II, pôde ser observado que houve diferença significativa dentro do grupo Neodent sem cobertura em TF da técnica I (controle) e técnica II (experimental) ($p < 0,05$), no entanto, nos grupos Neodent com cobertura e 3i não houve diferença significativa ($p > 0,05$). Comparando o grupo Neodent sem cobertura nas técnicas I e II o p calculado foi igual a 0,021, para o grupo Neodent com cobertura nas técnicas I e II o p calculado foi igual a 0,089 e para o grupo 3i nas mesmas técnicas o p calculado foi igual a 0,095.

Figura 27 - Representação gráfica do efeito do torque final e ciclagem mecânica nas técnicas I e II

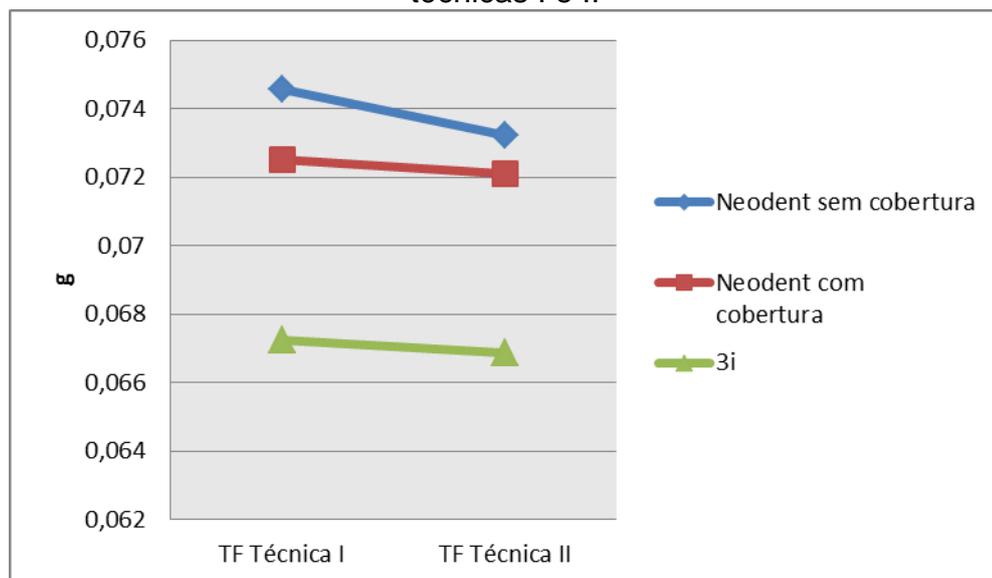
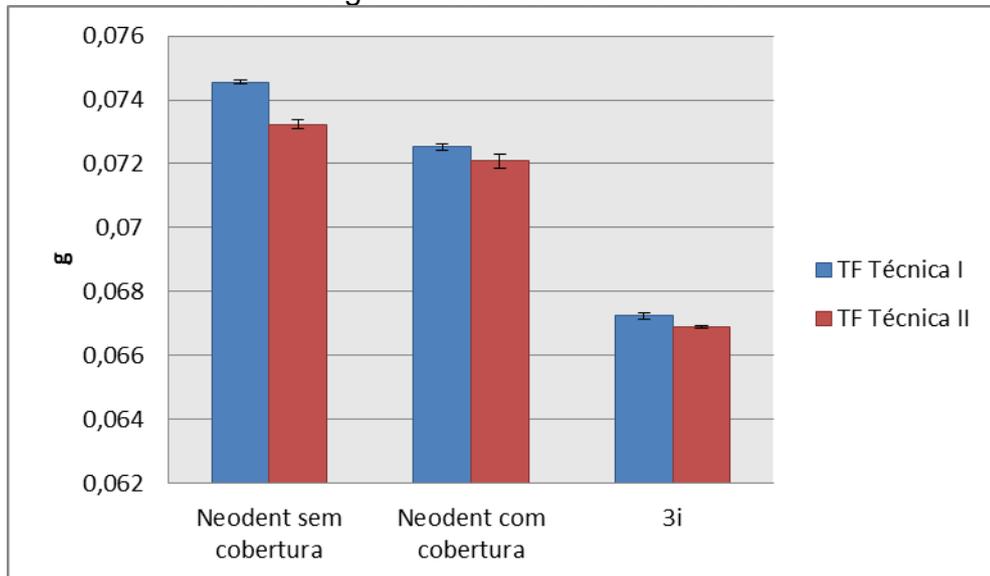
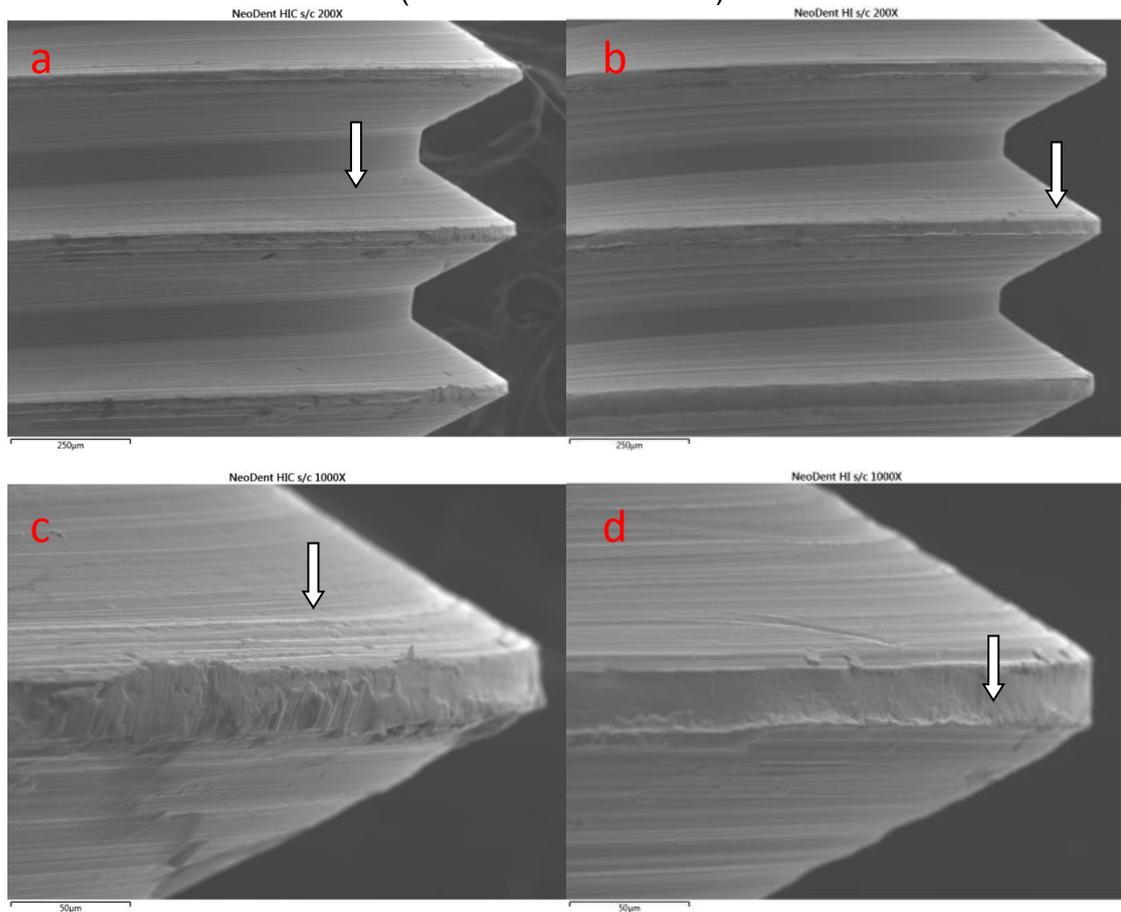


Figura 28 - Representação gráfica com média e desvio padrão do efeito do torque final e ciclagem mecânica nas técnicas I e II.



Os resultados das microscopias eletrônicas por varredura para o tempo final na técnica I e técnica II, para os grupos Neodent® sem cobertura, Neodent com cobertura e 3i BIOMET estão apresentados nas figuras 29, 30 e 31 respectivamente.

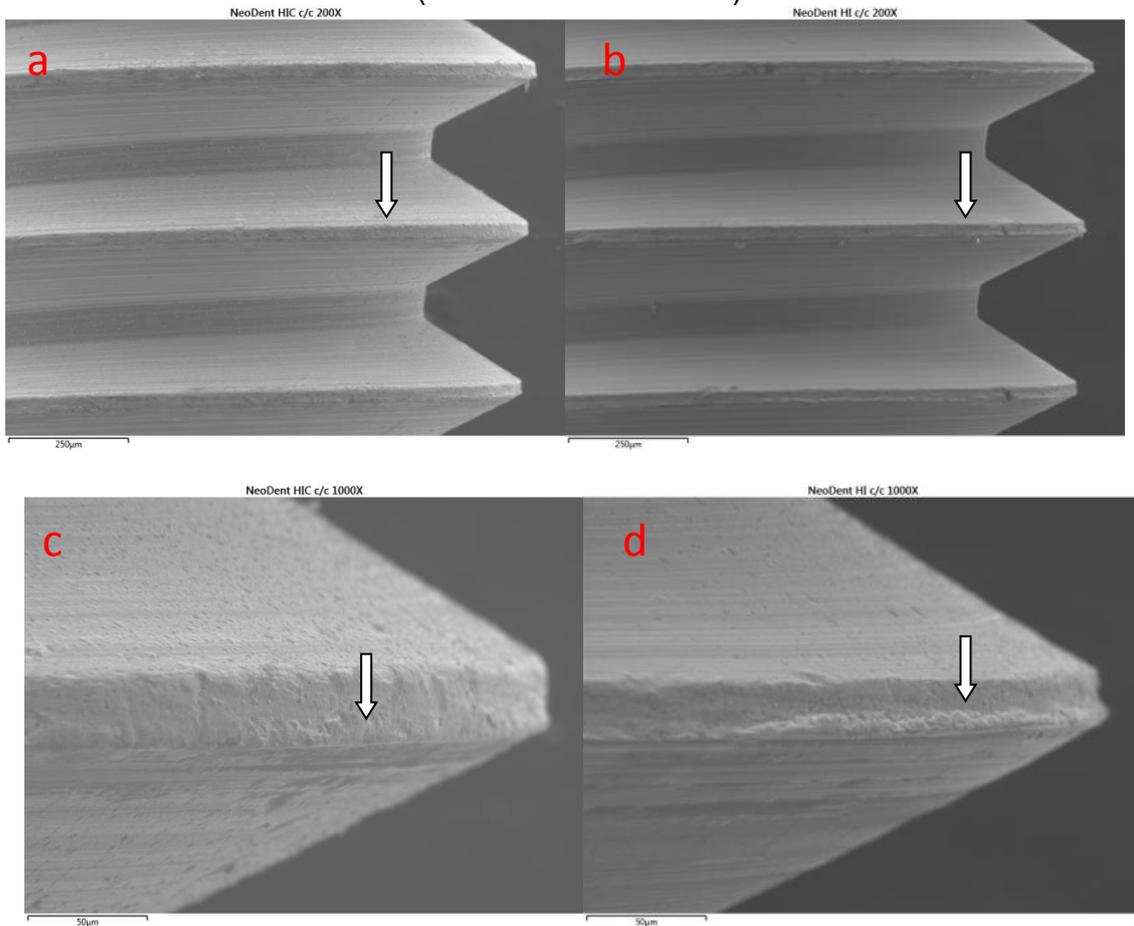
Figura 29 - Imagens do MEV para o grupo Neodent sem cobertura nos tempos finais (Técnica I e Técnica II).



a) TF Técnica I (x200); b) TF Técnica II (x200); c) TF Técnica I (x1000); d) TF Técnica II (x1000).

Pode-se observar em “a” e “c” ranhuras provenientes do processo de usinagem, em “b” afilamento das rocas do parafuso e em “d” brunimento das roscas do parafuso.

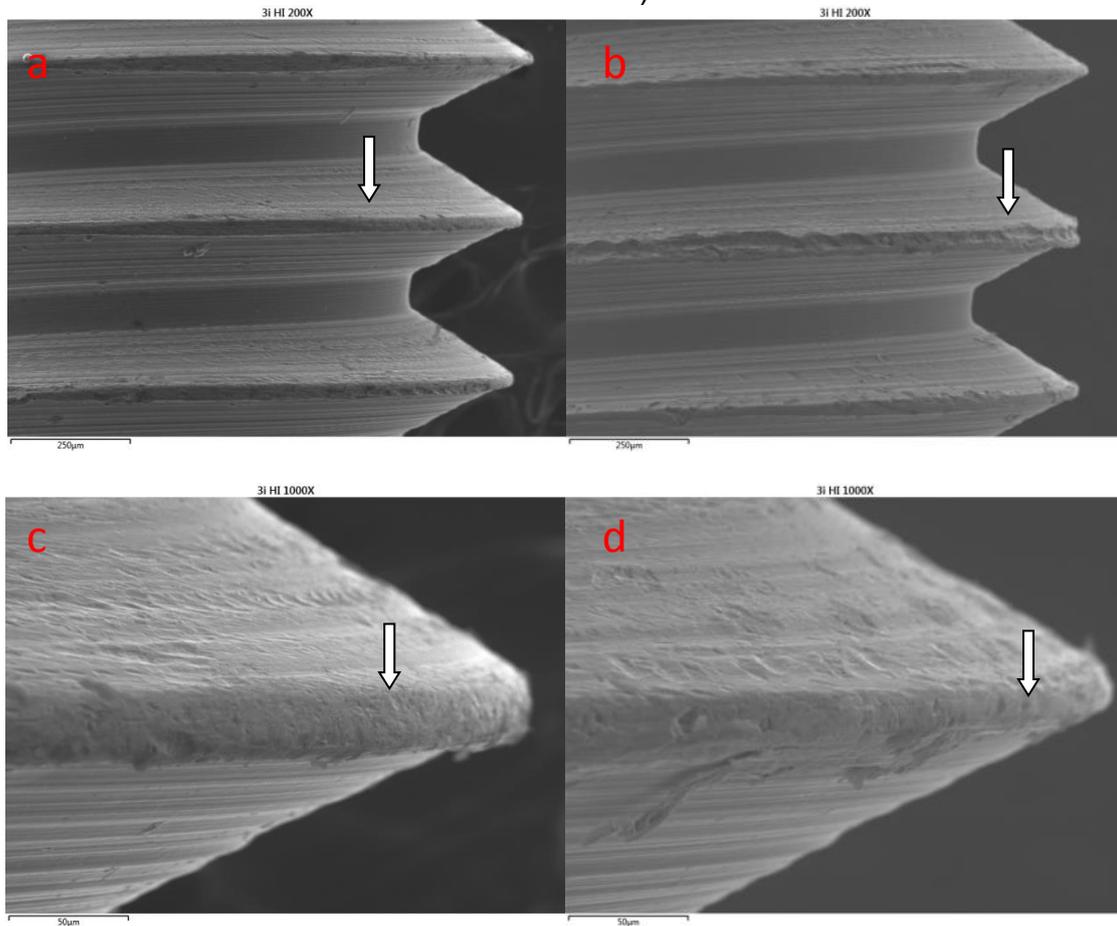
Figura 30 - Imagens do MEV para o grupo Neodent com cobertura nos tempos finais (Técnica I e Técnica II).



a) TF Técnica I (x200); b) TF Técnica II (x200); c) TF Técnica I (x1000); d) TF Técnica II (x1000).

Pode-se observar em “a” leve afilamento, em “b” afilamento das roscas do parafuso, em “c” leve brunimento das roscas do parafuso e em “d” brunimento das roscas do parafuso.

Figura 31 - Imagens do MEV para o grupo 3i BIOMET nos tempos finais (Técnica I e Técnica II)



a) TF Técnica I (x200); b) TF Técnica II (x200); c) TF Técnica I (x1000); d) TF Técnica II (x1000).

Pode-se observar em “a” leve afilamento, em “b” afilamento das roscas do parafuso, em “c” leve brunimento das roscas do parafuso e em “d” brunimento das roscas do parafuso.

6 DISCUSSÃO

A fratura e, principalmente, o afrouxamento dos parafusos de retenção de próteses implanto suportadas aparecem como uma das complicações mecânicas mais comumente encontradas nas reabilitações orais envolvendo este tipo de tratamento, ocorrendo em cerca de 5% das próteses em cinco anos³³. Uma revisão sistemática de literatura³⁴, em que vários estudos foram analisados, chegou a conclusão que o afrouxamento do parafuso de retenção é a complicação mecânica mais frequentemente relatada, independente do tipo de conexão (externa ou interna). A fratura do parafuso foi um evento raro encontrado, enquanto nenhuma fratura do pilar foi relatada. Quando esses problemas ocorrem, geralmente levam a um número maior de consultas do que o inicialmente planejado, causando transtornos indesejáveis ao clínico e ao paciente, além de que o tratamento para o possível afrouxamento do parafuso requer uma grande compreensão das características e parâmetros biomecânicos. A maior incidência de afrouxamento de parafusos, ao longo de 5 anos, é vista em coroas unitárias com taxas de até 12,7%, enquanto que para próteses fixas de mais de um elemento este valor praticamente reduz pela metade (6,7%)³⁵.

Para entender como o afrouxamento do parafuso pode ocorrer, é necessário compreender alguns princípios de engenharia mecânica. A estabilidade do conjunto implante-pilar-parafuso é influenciada principalmente pela pré-carga, que é definida como a força de tração que é construída no parafuso ao ser apertado contra as roscas internas do implante¹⁶, que irá resultar em atrito destas com as roscas do parafuso³. O desenvolvimento de uma pré-carga que se estende a uma tensão pouco abaixo de seu ponto de escoamento (75%), irá maximizar a estabilidade dos componentes, diminuindo a possibilidade de afrouxamento dos parafuso³⁶. Enquanto as forças de atrito entre as roscas permanecem altas, uma força externa maior será necessária para causar o afrouxamento, porém se a força externa for superior, esta elimina rapidamente o remanescente da pré-carga e resulta em vibrações e micromovimentos que conduzem o parafuso a um recuo. Uma vez que esta segunda fase tenha ocorrido, o conjunto do parafuso deixa de realizar a função para a qual foi concebido e afrouxa³⁷, ou seja, esse afrouxamento do parafuso irá acontecer

quando o efeito total das forças oclusais for maior do que o alongamento elástico do parafuso, causando deformações plásticas em sua morfologia³⁸. Schwarz descreveu que a natureza de tais complicações pode ser ligada diretamente a perda da pré-carga, esta vem ser a única força que resiste a forças funcionais/occlusais para impedir que o parafuso se solte do implante³⁹. O direcionamento destas forças mastigatórias pode ser vertical, inclinado, lateral e de torção, elas são forças cíclicas e variam de intensidade dependendo da localização na boca. Forças verticais tendem a serem maiores nas regiões posteriores que em regiões anteriores. Forças verticais atuam no longo eixo do implante e forças horizontais ou laterais atuam na interface implante/intermediário gerando momentos de força ao redor do parafuso, a soma dessas forças acaba gerando na restauração sobre implante o recebimento de forças que tendem a separar o intermediário do implante. Portanto, para minimizar complicações protéticas sobre os implantes na clínica diária foram estabelecidos critérios e condições biomecânicas fundamentais, dentre elas estão a diminuição ou ausência de cantilevers, diminuição das mesas oclusais, pouca inclinação das cúspides, centralização dos contatos oclusais e o uso de placas em pacientes com hábitos parafuncionais⁴⁰.

A deformação e abrasão do parafuso estão intimamente ligadas à perda da pré-carga no conjunto implante-pilar-parafuso, diminuindo a fricção entre os componentes²⁰, podendo ocorrer através do efeito da mastigação ao longo do tempo que diminuem os valores de torque de remoção¹⁵ ou ainda com repetidos apertos e afrouxamentos intencionais dos parafusos nas consultas de confecção do trabalho protético²⁰, gerando deformações permanentes a partir destes torques e contra torques, levando a uma “perda” de estrutura e alteração de peso dos parafusos. Portanto, levando em consideração esta lógica, quando obtemos perda de peso em um parafuso, este mesmo componente acabou sofrendo deformação e abrasão, ocorrendo assim a diminuição da pré-carga e por consequência maior tendência ao afrouxamento do parafuso de retenção.

Inúmeros autores têm estudado maneiras para minimizar a perda da pré-carga, seja alterando as plataformas com o implante hexágono interno^{6, 7, 8},

avaliando a adaptação dos componentes^{38,41}, testando técnicas alternativas para o apertamento do parafuso^{42, 43}, adicionando lubrificantes (revestimentos) líquidos e secos, como cobertura nos parafusos de retenção^{44,32,30}, ou recomendando a utilização de parafusos novos no momento da entrega do trabalho protético.^{18,20,29,45,46}

A plataforma hexágono interno foi desenvolvida com conceitos baseados na justaposição interna entre as paredes dos pilares e dos implantes⁷, o que diminuiria o estresse sofrido pelo parafuso do pilar, pois a tensão oclusal transmitida ao pilar estaria dividida entre as paredes do encaixe interno e o parafuso retentor⁶. Tal fenômeno ocorre pois o centro de fixação do parafuso é protegido pela altura do hexágono do pilar dentro do implante, tendo, portanto, uma maior facilidade de adaptação e uma maior área de contato, deste modo as forças laterais são transmitidas diretamente às paredes do implante, criando uma menor tensão no parafuso e proporcionando uma melhor resistência às tensões de cisalhamento na união⁸. A maior resistência às cargas laterais se dá pelo fato do centro de rotação ser mais apical. O hexágono interno apresenta algumas desvantagens, como: paredes mais finas ao redor da conexão e dificuldade no ajuste de divergências de angulação entre os implante²⁸. No entanto, Binon (2000-b)⁴⁷ descreveu que nos casos das restaurações unitárias o poder de retenção friccional do hexágono interno é aproximadamente quatro vezes maior do que o do hexágono externo, evitando conseqüentemente os índices de afrouxamento dos parafusos

Park et al.³⁸ realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a estabilidade da interface entre implante-pilar com pilares UCLA de ouro e pilares usinados por CAD/CAM, dois grupos com implantes de conexão interna e dois de conexão externa foram conectados por seus respectivos pilares UCLA de ouro e usinados por CAD/CAM, foi dado torque de 35N.cm e dez minutos após o aperto os valores de contra torque foram registrados, após 1.000.000 de cargas cíclicas foi novamente registrado. Os valores de contra torque iniciais dos pilares usinados por CAD/CAM foram significativamente maiores do que os pilares fundidos a ouro, porém os valores registrados após a ciclagem mecânica não mostraram diferença significativa entre os grupos, não houve *gap* significativo em nenhum dos grupos.

Embora nosso estudo não verificou a adaptação da interface implante-pilar, esta ausência de *gap* minimizaria os micromovimentos do parafuso, causando menores deformações plásticas e abrasão nos parafusos e, assim, diminuiria a perda de peso dos mesmos.

Esta relação da adaptação dos componentes com a força de contra torque pode ser observada também por Kano et al.⁴¹, estes autores avaliaram o efeito dos procedimentos de fundição dos pilares na perda do torque aplicado no parafuso. Foi relatado que os pilares fundidos geraram maior rugosidade de superfície que os pilares usinados, levando a uma maior desadaptação dos componentes e assim uma diminuição do torque inicial. Com esta desadaptação, possivelmente os parafusos de retenção estariam mais propensos à perda de peso devido a maior abrasão nas roscas dos parafusos ao apertá-los, pois não estariam sendo conectados de forma passiva.

Binon⁴² avaliou a eficácia de um protocolo de estabilização do parafuso de retenção quando sujeito às cargas cíclicas, onde os implantes com plataformas de hexágono externo e seus respectivos pilares UCLA foram posicionados sobre as plataformas, no grupo controle as amostras receberam torque de 20N.cm como recomendado pelo fabricante e as amostras do grupo experimental receberam torque manual máximo do operador sem torquímetro, após este torque foi injetado material de moldagem (poliéter) e condensado contra as paredes dos pilares com uma bolinha de algodão que foi deixada no interior do acesso ao parafuso, os orifícios foram fechados com resina composta fotopolimerizável e as amostras de ambos os grupo foram levadas para ciclagem mecânica até ocorrer o afrouxamento dos parafusos. O autor chegou à conclusão de que esta nova técnica leva a um afrouxamento do parafuso significativamente mais rápido do que a técnica controle. O torque manual gerou uma pré-carga menor nos parafusos do que os parafusos do grupo controle, provavelmente esta foi a justificativa para essa tendência ao afrouxamento.

Já Gratton et al.⁴³ investigaram a micromovimentação dos parafusos de retenção e a fadiga dinâmica variando o torque de aperto dos mesmos, quando

testados sob ciclagem mecânica. Quinze implantes com seus respectivos pilares UCLA e parafusos de retenção foram separados em três grupos de cinco cada um, em cada grupo foi dado um valor de torque 16N.cm, 32N.cm (recomendado pelo fabricante) e 48N.cm. O grupo cujo torque foi de 16N.cm apresentou maior micromovimentação significativa após 100.000 ciclos do que os outros dois grupos e o grupo que sofreu torque de 48N.cm gerou menos micromovimentação sem aparentemente comprometer morfologicamente os parafusos. Apesar de o autor conseguir um resultado satisfatório, observamos que diferentemente do nosso estudo o número de ciclos foi dez vezes menor que o apresentado no nosso estudo, assim um novo estudo com um número maior de ciclos se faz necessário para avaliar a deformação permanente que o torque acima do recomendado pelo fabricante causaria na estrutura do parafuso de retenção, causando a perda da pré-carga.

Com relação à adição de revestimentos nos parafusos, Diez et al.⁴⁴ avaliaram a área de interface implante-pilar e os valores para afrouxamento de parafusos revestidos com carbono antes e depois de ciclagem mecânica. Foram confeccionados quatro grupos, dois com implantes hexágono externo (parafusos com e sem revestimento) e dois com implantes hexágono interno (parafusos com e sem revestimento), a interface pilar-implante foi medida, após o aparafusamento, antes e depois da ciclagem mecânica, então os valores de torque de remoção foram registrados. Nos grupos com parafusos de titânio houve um aumento da área de interface do implante e pilar, já nos grupos com parafusos revestidos esta área de interface foi reduzida. Os valores de torque de remoção dos parafusos de todos os grupos reduziram após a ciclagem mecânica dos parafusos. Esta redução dos valores do torque de remoção pode ser relacionada aos resultados do presente estudo, em que tivemos significativa perda de peso e consequentes deformações permanentes nos parafusos novos após um único torque e ciclagem mecânica (técnica I) em todos os grupos, tanto nos parafusos com revestimento, quanto nos parafusos sem revestimentos.

Park et al.³² testaram o efeito do revestimento de superfície de carboneto de tungstênio na pré-carga de parafusos em diferentes conexões de implantes. O torque de remoção dos parafusos com e sem revestimento foi medido antes e após a ciclagem mecânica. A pré-carga gerada pelos parafusos com cobertura foi significativamente superior em todos os sistemas de conexão, já o torque de remoção inicial foi superior para os parafusos sem revestimento, porém o torque de remoção após a ciclagem foi significativamente maior para os parafusos com revestimento, indicando que esses foram muito mais eficazes na preservação da pré-carga. Apenas os resultados dos parafusos sem revestimento vão de acordo com os resultados obtidos na perda de peso do nosso estudo, onde tivemos diferença significativa entre todos os parafusos, porém em menor grau nos parafusos com revestimento ($p=0,001$), esta diferença pode ter se dado devido à utilização de um único implante para cada grupo em nosso estudo.

Na mesma linha de pesquisa, Vianna et al.⁴⁸ avaliaram a estabilidade de diferentes parafusos de retenção de ouro, titânio revestido e titânio submetidos à ciclagem mecânica, entretanto nenhum dos grupos se diferenciou significativamente nos valores de torques de remoção após a ciclagem mecânica, mesmo que os parafusos revestidos tenham obtido resultados ligeiramente melhores, justamente como os achados em nosso estudo. Provavelmente esses achados se diferem dos encontrados por Park et al.³² devido a maior carga utilizada na ciclagem mecânica (240N contra 130N de Vianna e 100N de nosso estudo) e angulação de 30° com relação ao longo eixo das amostras, sendo que nos outros dois estudos a carga foi ao longo eixo das amostras.

Stuker et al.³⁰ também avaliaram os valores de pré-carga e torques de remoção de três tipos de parafusos (ouro, titânio e titânio revestido). Foi dado torque de 30N.cm em cada grupo e o valor médio inicial e o valor médio final da pré-carga foram calculados. Esses valores se diferenciaram significativamente nos três grupos, tendo os maiores valores os parafusos de ouro, seguidos pelos parafusos de titânio revestidos e por último os parafusos de titânio. Os parafusos de ouro e os parafusos de titânio revestido não mostraram diferenças estatisticamente significantes em relação ao torque de remoção, mas em relação aos parafusos de titânio os mesmos

apresentaram diferenças significativas. No que se refere ao presente estudo, a deformação permanente ocorreu nos parafusos de titânio e nos parafusos de titânio tratado, porém as imagens de MEV evidenciaram uma aparente deformação menor nos parafusos revestidos, possuindo um coeficiente de atrito menor, isto possivelmente poderia explicar uma maior manutenção da pré-carga e conseqüentemente um valor de remoção de torque mais elevado. Devemos levar em consideração que Stuker et al. não simularam as forças mastigatórias através de ciclagem mecânica que poderiam ter reduzido os valores encontrados no seu estudo.

Com o objetivo de avaliar o efeito da contaminação de fluído no torque de remoção, Gumus et al²⁹ dividiram quarenta implantes em quatro grupos e contaminaram um grupo com clorexidina, um com saliva fresca humana, outro com sangue e um sem contaminação (grupo controle). Após torque recomendado pelo fabricante e termociclagem, o torque de remoção de todos os grupos diminuiu, porém a contaminação com sangue foi a que se diferenciou estatisticamente das demais e poderia gerar um maior afrouxamento dos parafusos de retenção na prática clínica. A técnica II em nosso estudo é uma simulação da realidade clínica de muitos protesistas, os quais utilizam o mesmo parafuso para as etapas clínicas de prova de coroas implanto suportadas, estando susceptível à contaminação salivar ou sanguínea, que poderia acarretar numa deformação permanente maior do que já observado em nosso estudo, pois essa contaminação geraria uma película entre as roscas do parafuso e do implante não permitindo o íntimo contato entre os componentes. Portanto, novos estudos se fazem necessários para correlacionar estes dois fatores.

Este efeito das múltiplas aberturas e fechamentos de parafusos de retenção já havia sido relatado por Weiss et al, onde eles chegaram a conclusão de que limitar o número de fechamento e abertura dos componentes nas etapas clínicas e laboratoriais, antes do torque e fechamento definitivo, pode minimizar a perda do parafuso¹⁸, pois ao comparar a perda de torque de parafusos de retenção em sete sistemas distintos de conexões, após repetir por 200 vezes o ciclo de abertura e fechamento destes parafusos, os resultados mostraram uma diminuição progressiva

dos valores de torque de remoção para todos os sistemas testados. Nossos resultados se equiparam em parte com os encontrados neste estudo, já que encontramos redução de peso em todos os grupos após cada simulação de torque manual, porém esta redução de peso se demonstrou mais acentuada nos parafusos Neodent sem cobertura, indicando que não apenas a redução dos ciclos de abertura e fechamento seriam necessários para reduzir o afrouxamento deste parafuso, mas também a sua substituição por um parafuso novo. Com relação aos parafusos Neodent com cobertura e 3i essa redução de ciclos e substituição de parafuso não seria necessário.

Resultados similares foram encontrados por Guzaitis et al⁴⁵ que também avaliaram o torque de remoção após repetidos ciclos de abertura e fechamento dos parafusos, porém com uma solução salina para simular a saliva. Os maiores valores de torque de remoção foram encontrados nos primeiros apertos dos parafusos, eles encontraram também, nas imagens de MEV, um polimento das roscas internas dos implantes, sugerindo que nem mesmo a utilização de um novo parafuso iria recuperar a pré-carga máxima, mas essas alterações nas superfícies dos implantes foram menores do que as sofridas pelos parafusos. Assim concluíram que quanto mais ciclos de abertura e fechamento forem feitos nos parafusos, maior a probabilidade de afrouxamento do parafuso, principalmente após o décimo aperto, devendo o parafuso ser substituído por um novo. Novamente os resultados se assemelham em parte aos nossos achados, pois os parafusos Neodent com cobertura e os 3i sofreram uma redução de peso menos significativa durante os 4 torques e no estudo de Guzaitis et al⁴⁵ somente após o décimo aperto dos parafusos a probabilidade de afrouxamento foi maior. Portanto, de acordo com nosso estudo não necessitaria a troca por um novo parafuso até o quarto aperto, nem mesmo após a ciclagem.

Diferentemente dos achados anteriores, Bernardes et al⁴⁶, ao avaliarem se os repetidos apertos dos parafusos diminuiriam o torque de remoção dos mesmos, não encontraram diferenças estatísticas entre os torques de remoção antes e após os repetidos apertos. Assemelhando-se aos parafusos Neodent com cobertura e 3i do nosso estudo.

Apenas um único estudo²⁰ foi encontrado na literatura que também avaliou a abrasão e conseqüente perda de peso após repetidos ciclos de aperto dos parafusos de retenção. Foram utilizados dois grupos com parafusos com revestimento de estanho e dois grupos sem revestimento, foram dados torques recomendados pelos fabricantes por vinte vezes. Os resultados mostraram menor perda de peso significativa nos parafusos com revestimento. No nosso estudo também foi observada essa menor perda de peso significativa nos parafusos com cobertura após repetidos apertos e desapertos.

Clinicamente esse estudo sugeriu que o mesmo parafuso, no caso dos parafusos Neodent com cobertura e 3i Biomet, que foi submetido às etapas clínicas e laboratoriais pode ser utilizado como definitivo, após torque final e entrega do trabalho protético. Esta sugestão embasou-se na menor perda de peso e deformação permanente dos referidos parafusos.

Este estudo apresentou algumas limitações, como a utilização de apenas um implante por grupo de parafusos, podendo assim interferir nos resultados, já que as roscas internas dos implantes também poderiam estar sofrendo deformações permanentes. O ideal seria um implante por parafuso, mas como isto não seria possível foi preferível manter um erro padrão, pois foi um fato ocorrido para todos os grupos da mesma forma.

Trabalhos futuros se fazem necessários comparando e avaliando se realmente a perda de peso dos parafusos influencia na pré-carga e torque de remoção e estudar os revestimentos dos parafusos de retenção com a utilização de novos lubrificantes líquidos que possam ser adicionados a estes no momento da finalização dos trabalhos de prótese sobre implante. Sugere-se também estes mesmos estudos, porém “*in vivo*” e com acréscimo de parafusos de liga nobre e implantes com conexão cone morse.

CONCLUSÃO

Segundo a metodologia aplicada e levando-se em conta os resultados obtidos deste estudo, foi possível concluir que:

De acordo com a Técnica I, que é a indicada pelo fabricante, onde utilizamos os parafusos de retenção apenas no momento da finalização do trabalho de reabilitação protética, conclui-se que esse aperto final já é suficiente para levar a uma alteração do peso dos parafusos, tanto em parafusos de titânio da marca comercial Neodent com cobertura ($p=0,001$) e sem cobertura ($p<0,001$), quanto nos parafusos de titânio da marca comercial 3i BIOMET ($p<0,001$), porém os parafusos Neodent com cobertura foram os que tiveram menor perda de peso.

Verificamos também que a utilização da técnica II, onde o mesmo parafuso é usado em muitos momentos, acaba alterando gradualmente o peso do parafuso a cada aperto em todos os grupos estudados, sendo em maior intensidade após o aperto definitivo e ciclagem mecânica.

Ao compararmos as duas técnicas, concluímos que apenas no grupo dos parafusos Neodent sem cobertura, a técnica I foi a que sofreu menos alterações. No grupo dos parafusos Neodent com cobertura e no dos parafusos 3i Biomet, as alterações da técnica I e técnica II foram semelhantes. Para Neodent sem cobertura $p=0,021$, para Neodent com cobertura $p=0,089$ e para 3i BIOMET $p=0,095$.

As análises das imagens de MEV apontaram visível deformação plástica na morfologia dos parafusos de todos os grupos tanto na técnica I, como na técnica II.

Quantitativamente, nas composições de superfície de todos os parafusos estudados percebemos leves oscilações, porém sem nenhuma tendência específica.

REFERÊNCIAS

- 1 Jemt, T; Laney, W. R; Harris, D; Henry, P. J; Krogh, P.H. J; Polizzi, G; Zarb, G. A; Herrmann, I. Osseointegrated Implants for Single Tooth Replacement: A 1-year Report from a Multicenter Prospective study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v. 6, n 1, p. 29-36, 1991.
- 2 Carvalho, W; Casado, P. L; Caula, A. L; Barboza, E. P. Implants for Single First Molar Replacement: Important Treatment Concerns. *Implant Dentistry*, v. 13, n. 4, p. 328-335, 2004.
- 3 Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent*. 1995 Sep; 74(3).
- 4 Kim SK et al. An abutment screw loosening study of a diamond like carbon-coated CP titanium implant. *J Oral Rehab*. 2005; 32; 346-350.
- 5 Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent*. 2001 Jul; 86(6).
- 6 Binon P. Implants and Components: Entering the New Millennium. *J. Oral Maxillo. Imp*. 2000; 15(1):77-93.
- 7 Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J. Prosthet. Dent*. 2003; 90(6):539-545.
- 8 Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J. Prosthet. Dent*. 2003; 88(6):604-610.
- 9 Herbstrith Segundo RM, Oshima HMS, Silva INL, Burnett Jr. LH, Mota EG, Silva LL. Stress distribution of an internal connection implant prostheses set: A 3D finite element analysis. *Stomatologija, Baltic. Dent. Maxillo. J*. 2009; 11(2):55-59.
- 10 Drago CJ. A Clinical Study of the Efficacy of Gold-Tite Square Abutment Screw in Cement-Retained Implant Restorations. *J. Oral Maxillo. Imp*. 2003; 18(2):273-278.
- 11 Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J. Prosthet. Dent*. 2001; 85(3):268-75.
- 12 Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. *Imp. Dent*. 2005; 14(1):77-80.
- 13 Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *J Oral Maxill Implants*. 2004; 19(1).

- 14 Assunção WG et al. Preload Evaluation of different screws in external hexagon joint. *Implant Dentis*. 2012; 21(1).
- 15 Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clinic Implant Dent Relat Research*. 2004; 6(3).
- 16 Khraisat A, Hashimoto A, Shuichi N, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent*. 2004 Apr; 91(4).
- 17 Booggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex deometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent*. 1999 Oct; 82(4).
- 18 Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent*. 2000 Aug; 84(2).
- 19 Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003 Aug; 90(2).
- 20 Jung SW, Son MK, Chung CH, Kim HJ. Abrasion of abutment screw coated with TiN. *J Adv Prosthodont*. 2009;1:102-6.
- 21 Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Lacopino AM. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 1: Characterization of adhesive wear and structure of retaining screws. *J Prosthodont*. 2008;17:168-180.
- 22 Choe HC, Lee CH, Jeong YH, Ko YM, Son MK, Chung CH. Fatigue fracture of implant system using TiN and WC coated abutment screw. *Proc Engin*. 2011; 10:680-685.
- 23 Lang LA, Wang RF, May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J Prosthet Dent*. 2002 Jan; 87(1).
- 24 Assunção WG, Barão VAR, Delben JA, Gomes EA, Garcia Jr. IR. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. *J Prosthont. Research*, 2011; 55:12-18.
- 25 Ortorp A, Jemt T, Wennerber A, Berggren C, Brycke M. Screw preloads and measurements of surface roughness in screw joints: an in vitro study on implant frameworks. *Clinic. Imp. Dent. Relat. Reser*. 2005; 7(3).
- 26 Spiekermann, H. *Implantologia*. Porto Alegre: Artes Médicas, 2000.
- 27 Branemark, P.; Zarb, G. A.; Albrektsson, T. *Protesis tejido-integradas. La oseointegración em la odontologia clínica*. Trad. por Jaime A. Gil. Los Angeles: Quintessence books, 1987. p. 117-6

- 28 Maeda, Y.; Satoh, T.; Sogo, M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant connections: a short communication. *J Oral Rehabil.* 2006; 33: 75-78.
- 29 Gumus HO, Zortuk M, Albayrak H, Dincel M, Kocaagaoglu HH, Kilinc HI. Effect of fluid contamination on reverse torque values in bone-level implants. *Implant Dent.* 2014 Oct;23(5):582-7. doi: 10.1097/ID.000000000000139.
- 30 Stüker RA, Teixeira ER, Beck JC, da Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci.* 2008 Jan-Feb;16(1):55-8.
- 31 Feitosa PC, de Lima AP, Silva-Concílio LR, Brandt WC, Neves AC. Stability of external and internal implant connections after a fatigue test. *Eur J Dent.* 2013 Jul;7(3):267-71. doi: 10.4103/1305-7456.115407.
- 32 Park JK, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of abutment screw coating on implant preload. *J Prosthodont.* 2010 Aug;19(6):458-64. doi: 10.1111/j.1532-849X.2010.00595.x. Epub 2010 Apr 23.
- 33 Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct;23 Suppl 6:22-38.
- 34 Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct;23 Suppl 6:202-16. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02556.x.
- 35 Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:119-30.
- 36 Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. *Implant Dent.* 2005 Dec;14(4):378-82.
- 37 Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York: Marcel Dekker Inc; 1981.
- 38 Park JM, Lee JB, Heo SJ, Park EJ. A comparative study of gold UCLA-type and CAD/CAM titanium implant abutments. *J Adv Prosthodont.* 2014 Feb;6(1):46-52. doi: 10.4047/jap.2014.6.1.46. Epub 2014 Feb 14.
- 39 Schwarz, M. S. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Impl Res.* 2000, v.11, supl.1, p.156-158.

- 40 Kim, Y.; Oh., T. J.; Misch, C. E. et al. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin. Oral Impl. Res.* v 16, n 1, February 2005 , pp. 26-35(10).
- 41 Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA.
Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont.* 2006 Mar-Apr;15(2):77-81.
- 42 Binon PP.Evaluation of the effectiveness of
a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent.* 1998 Apr;79(4):430-2.
- 43 Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM.
Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent.* 2001 Jan;85(1):47-52.
- 44 Diez JS, Brigagão VC, Cunha L, Neves AC, da Silva-Concilio LR. Influence of diamondlike carbon-coated screws on the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Sep-Oct;27(5):1055-60.
- 45 Guzaitis KL, Knoernschild KL, Viana MA.
Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *J Prosthet Dent.* 2011 Sep;106(3):159-69. doi: 10.1016/S0022-3913(11)60115-7.
- 46 Bernardes SR, da Gloria Chiarello de Mattos M, Hobkirk J, Ribeiro RF. Loss of preload in screwed implant joints as a function of time and tightening/untightening sequences . *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014 Jan-Feb;29(1):89-96. doi: 10.11607/jomi.3344.
- 47 Binon P.The external hexagonal interinterface and screw-joint stability: A primer on threaded fasteners in implant dentistry. *Quint Dent. Technolog,* p.91-105. 2000b.
- 48 Vianna Cde A, Delben JA, Barão VA, Ferreira MB, dos Santos PH, Assunção WG. Torque stability of different abutment screws submitted to mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013 Sep-Oct;28(5):e209-14. doi: 10.11607/jomi.3110