

FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

AUGUSTO WINGERT

**AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO DE PARAFUSOS DE
RETENÇÃO DE PRÓTESES IMPLANTO SUPOSTADAS –
PLATAFORMA HEXÁGONO EXTERNO**

Porto Alegre
2015

AUGUSTO WINGERT

**AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO DE PARAFUSOS DE RETENÇÃO DE
PRÓTESES IMPLANTO SUPORTADAS – PLATAFORMA HEXÁGONO EXTERNO**

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. Eduardo Gonçalves Mota

Porto Alegre, janeiro de 2015.

W769a Wingert, Augusto

Avaliação do comportamento de parafusos de retenção de próteses implanto suportadas: plataforma hexágono externo. / Augusto Wingert. – Porto Alegre, 2015.

69 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 esta Dissertação aos meus pais, Auri e Maria, e a minha esposa Christiane, pelo grande incentivo e apoio em todas as minhas decisões e também pela compreensão quando minha ausência se fez necessária.

Esta vitória, dedico, com todo meu amor, a vocês.

AGRADECIMENTOS

Em especial ao meu orientador, Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota, pelo conhecimento transmitido, pela confiança depositada e pela extrema atenção demonstrada ao longo deste trabalho. Obrigado pela sua amizade, dedicação e paciência, pois me trouxe até aqui. Meus sinceros agradecimentos!

À Profa. Dra. Ana Maria Spohr, pela liberação do laboratório de materiais dentários da Faculdade de Odontologia da PUCRS, pois sem esta liberação seria inviável a confecção laboratorial desta pesquisa. Muito obrigado!

Ao Prof. Dr. Hugo Mitsuo Silva Oshima e à Profa. Dra. Luciana Mayumi Hirakata, por todo conhecimento e experiência passados e pela parceria ao longo desta jornada. Muito obrigado!

Ao Prof. Dr. Alexandre Bahlis e ao Prof. Edson Mesquita, por todos os ensinamentos, pelas grandes oportunidades que têm me dado e principalmente pela amizade cultivada. Muito obrigado de coração!

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

Ao técnico Wagner Prates Soares do LABCEMM, pelo auxílio e disposição na confecção das imagens no MEV. Muito obrigado!

Ao meu amigo engenheiro mecânico Willian dos Reis Roxo, pelas grandes ideias e auxílio. Muito obrigado

Ao meu colega e grande amigo Elbio Costa Souza, pois percorremos juntos este caminho até aqui, superando dificuldades e compartilhando sucesso. Muito obrigado amigão!

Há um tempo em que é preciso abandonar as roupas usadas, que já tem a forma do nosso corpo, e esquecer os nossos caminhos, que nos levam sempre aos mesmos lugares. É o tempo da travessia: e, se não ousarmos fazê-la, teremos ficado, para sempre, à margem de nós mesmos.
(Fernando Pessoa)

RESUMO

O presente estudo teve como objetivo avaliar “*in vitro*” possíveis alterações em parafusos de retenção de próteses sobre implantes com plataforma hexágono externo, isto porque 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, utilizada em grande escala 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 ($p=0,005$ para Neodent® sem revestimento, $p=0,007$ para Neodent® com revestimento e $p=0,001$ para 3i BIOMET®) e em duas das etapas dos três grupos da técnica II ($p<0,001$ para todos os grupos), sendo que comparando o peso final dos parafusos das duas técnicas, os parafusos da técnica I apresentaram valores significativamente maiores que os parafusos da técnica II ($p=0,007$ para Neodent® sem revestimento, $p=0,009$ para Neodent® com revestimento e $p=0,001$ para 3i BIOMET®), assim como a MEV evidenciou menor deformação permanente para a técnica I. EDS não apresentou grandes alterações nas composições de superfície. Portanto, a utilização do parafuso definitivo apenas no momento do torque final pode minimizar problemas com relação ao afrouxamento de parafusos de retenção de próteses implantadas 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®, $p = 0.007$ for coated Neodent® and $p = 0.001$ to 3i BIOMET®) and on two the steps of the three groups of technique II ($p < 0.001$ for all groups), and comparing the final weight of the screws of the two techniques, the screws of the technique I, showed significantly higher values than the screws, of the technique II ($p = 0.007$ for uncoated Neodent®, $p = 0.009$ for coated Neodent® and $p = 0.001$ to 3i BIOMET®), as well as SEM showed less permanent deformation for the technique I. EDS showed no major changes in the surface compositions. Therefore, the use of the definitive screw only at time of final torque can 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	24
Figura 2 - Vazamento da resina acrílica autopolimerizável	25
Figura 3 - Máquina de ensaio universal	25
Figura 4 - Inclusão do implante	26
Figura 5 - Implante incluído fixado na morsa.....	26
Figura 6 - Pilar UCLA posicionado sobre a plataforma hexágono externo.....	27
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)	28
Figura 8 - Limpeza dos parafusos em cuba ultrassônica	29
Figura 9 - Secagem dos parafusos ao ar livre.....	30
Figura 10 - Pesagem do parafuso da marca comercial Neodent com cobertura.....	30
Figura 11 - Torque definitivo recomendado pelo fabricante	31
Figura 12 - Ciclagem mecânica.....	32
Figura 13 - Organograma parte 2: subdivisões dos grupos experimentais (Técnica II)	33
Figura 14 - Microscópio Eletrônico de Varredura	35
Figura 15 - Parafusos posicionados nos “stubs”	35
Figura 16 - Representação gráfica do efeito do torque e ciclagem mecânica na técnica I.....	38
Figura 17 - Representação gráfica com média e desvio padrão do efeito do torque e ciclagem mecânica na técnica I.....	38
Figura 18 - Imagens do MEV para o grupo Neodent sem cobertura na técnica I.....	39
Figura 19 - Imagens do MEV para o grupo Neodent com cobertura na técnica I.....	40
Figura 20 - Imagens do MEV para o grupo 3i na técnica I (T0 e TF).	41
Figura 21 - Imagens do MEV para o grupo Neodent sem cobertura na técnica II (T0, T1, T2, T3 e TF).	43

Figura 22 - Imagens do MEV para o grupo Neodent com cobertura na técnica II (T0, T1, T2, T3 e TF).	45
Figura 23 - Imagens do MEV para o grupo 3i na técnica II (T0, T1, T2, T3 e TF).	47
Figura 24 - Representação gráfica do efeito dos torques e ciclagem mecânica na técnica II para os tempos estudados.	48
Figura 25 - Representação gráfica com média e desvio do efeito dos torques e ciclagem mecânica na técnica II para os tempos estudados.	48
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.	49
Figura 27 - Representação gráfica do efeito do torque final e ciclagem mecânica nas técnicas I e II.	51
Figura 28 - Representação gráfica com média e desvio padrão do efeito do torque final e ciclagem mecânica nas técnicas I e II.	51
Figura 29 - Imagens do MEV para o grupo Neodent sem cobertura nos tempos finais (Técnica I e Técnica II).	52
Figura 30 - Imagens do MEV para o grupo Neodent com cobertura nos tempos finais (Técnica I e Técnica II).	53
Figura 31 - Imagens do MEV para o grupo 3i BIOMET nos tempos finais (Técnica I e Técnica II).	54

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Materiais da marca comercial Neodent®	23
Tabela 2 - Materiais da marca comercial 3i BIOMET®	23
Tabela 3 - Estatística descritiva dos parafusos de retenção dos tempos estudados de acordo com a técnica I.	37
Tabela 4 - Comparação estatística entre os parafusos em T0 e TF de acordo com a técnica I.....	37
Tabela 5 - Estatística descritiva dos parafusos Neodent sem cobertura dos tempos estudados (T0, T1, T2, T3 e TF) de acordo com a técnica II.	42
Tabela 6 - Análise de variância ANOVA entre os tempos estudados para o grupo Neodent sem cobertura.....	42
Tabela 7 - Estatística descritiva dos parafusos Neodent com cobertura dos tempos estudados (T0, T1, T2, T3 e TF) de acordo com a técnica II.	44
Tabela 8 - Análise de variância ANOVA entre os tempos estudados para o grupo Neodent com cobertura.....	44
Tabela 9 -: Estatística descritiva dos parafusos 3i dos tempos estudados (T0, T1, T2, T3 e TF) de acordo com a técnica II.....	46
Tabela 10 - Análise de variância ANOVA entre os tempos estudados para o grupo 3i BIOMET.....	46
Tabela 11 - Estatística descritiva dos parafusos de retenção no tempo final de acordo com as técnicas I e II.....	50
Tabela 12 - Comparação estatística dos parafusos entre as técnicas I e II no tempo final.....	50

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
o	-	Grau

- ® - Marca registrada
- < - Menor que
- = - Igual

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 OBJETIVOS	16
2.1 GERAL	16
2.2 ESPECÍFICOS	16
3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	17
4 MATERIAIS E MÉTODO	23
4.1 MATERIAIS	23
4.2 MÉTODO.....	23
4.2.1 Confeção dos corpos de prova e distribuição dos grupos	23
4.2.2 Análise da alteração de peso	29
4.2.3 Protocolo da Técnica I	30
4.2.4 Protocolo da Técnica II	32
4.2.5 Análise qualitativa da deformação do parafuso de retenção em MEV	34
4.2.6 Análise quantitativa da composição superficial do parafuso de retenção com EDS.....	36
4.2.7 Análise estatística	36
5 RESULTADOS	37
5.1 OS RESULTADOS OBTIDOS NA TÉCNICA I, ESTÃO APRESENTADOS NAS TABELAS 3 E 4 E NAS FIGURAS 16 E 17.....	37
5.2 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.....	39
5.2.1. Os resultados obtidos na técnica II para os parafusos do grupo Neodent sem cobertura estão apresentados nas tabelas 5 e 6.....	42
5.2.2. Os resultados obtidos na técnica II para os parafusos do grupo Neodent com cobertura estão apresentados nas tabelas 7 e 8	44

5.2.3 Os resultados obtidos na técnica II para os parafusos do grupo 3i estão apresentados nas tabelas 9 e 10.....	46
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	50
6 DISCUSSÃO	55
7 CONCLUSÃO	65
REFERÊNCIAS.....	66

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}.

Bränemark idealizou e desenvolveu o primeiro tipo de conexão protética para implantes odontológicos, denominada hexágono externo, que foi amplamente utilizado para reabilitações múltiplas onde os implantes eram unidos por uma infraestrutura rígida, em aplicações mais recentes, como em próteses unitárias ainda é amplamente utilizado, porém seus componentes acabam expostos a cargas mais amplas e rigorosas⁶. O objetivo do hexágono externo é auxiliar na fixação ao leito cirúrgico previamente confeccionado⁷, ou então que este desenho auxilie apenas na orientação do pilar no implante⁸. 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, geometrias e alturas alternativas do hexágono externo foram desenvolvidos com resultados satisfatórios que podem minimizar o estresse sobre o parafuso do pilar⁹, já que este é o componente mais afetado no conjunto implante-prótese^{3,10,11,12}. Alguns encaixes baseados na conexão de um hexágono interno foram desenvolvidos para tentar reduzir ainda mais a carga sofrida por esses parafusos¹³, pois as tensões estariam distribuídas entre as paredes do encaixe interno e o parafuso^{14,15}. Mesmo com o surgimento destas novas conexões, os implantes com plataforma hexágono externo, desenvolvidos pelo Professor Per-Ingvar Branemark há 50 anos, continuam sendo o sistema mais utilizado, com mais acompanhamento clínico, apresentando como grande vantagem sua simplicidade e previsibilidade¹⁶,

além de, historicamente, serem os implantes mais instalados até os dias atuais no Brasil¹⁷, sendo assim, as trocas das coroas e dos componentes sobre esses implantes ainda geram uma extensa demanda aos profissionais da odontologia.

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^{5,18}. Esses parafusos de uma forma geral têm sido amplamente estudados na literatura de engenharia e os parafusos de implantes dentários têm melhorado como consequência¹⁹. 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^{10,11,18}. Quando o parafuso é apertado, ele alonga e distorce, criando uma tensão, denominada pré-carga¹⁹, sendo uma força axial ao longo eixo do parafuso, que carrega o material dentro do seu limite elástico (até o limite e escoamento), idealmente até 75% da resistência à deformação⁹.

Atualmente uma grande gama de profissionais têm utilizado próteses aparafusadas para reabilitações sobre implante, pois a reversibilidade e versatilidade são suas principais vantagens²⁰, porém o afrouxamento dos parafusos é uma das, se não a maior, complicações em reabilitações com implantes dentários^{3,10,11,12}, que chegam à 12,7% para coroas unitárias em 5 anos de uso clínico²¹. Os fatores principais para este afrouxamento são: torque aplicado, adaptação imprópria dos componentes, tipo de parafuso, elasticidade dos componentes e manipulação incorreta do operador^{22,23}. Muitos esforços tem sido feitos pra diminuir a incidência do afrouxamento do parafuso, que incluem principalmente a incorporação de componentes antirotacionais e tratamento de superfície dos parafusos, todos voltados para manutenção da pré-carga do parafuso^{3,5,10,11,22,24,25}.

Sabe-se, que quanto maior for a pré-carga aplicada no parafuso, maior será a resistência ao afrouxamento⁸ e mais estável se torna a união, enquanto as forças de atrito permanecerem altas, maior força externa será necessária para o afrouxamento²⁶. Perda da pré-carga está relacionada com a deformação e abrasão do parafuso²², esta deformação e abrasão ocorrem com o efeito da mastigação ao

longo do tempo e diminuem significativamente os valores de torque de remoção¹⁰, a resistência do parafuso é feita por avaliação “*in vitro*” da manutenção de pré-carga associados à simulação da função mastigatória através da ciclagem mecânica²⁷. 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 do trabalho, esta técnica é a que seria recomendada 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 para instalação e torque final do trabalho. Cada vez que um parafuso é apertado e afrouxado, deformações permanentes ocorrem na sua superfície, causando desgaste dos componentes que leva à uma alteração de massa e diminuindo o atrito entre as peças, que leva à grande perda da pré-carga resultando em um possível fracasso clínico^{3,4,20}, até mesmo, porém em menor grau, em parafusos com superfície tratada, que possuem uma maior força de atrito entre os componentes^{11,22,25,28}.

Portanto, o objetivo deste estudo foi avaliar a alteração de massa e superfície de duas marcas comerciais de parafusos de retenção, com e sem superfície tratada, de próteses sobre implante com plataforma hexágono externo, comparando a técnica recomendada pelo fabricante (técnica I), com um único torque, e a técnica utilizada em grande escala no Brasil (técnica II), com múltiplos torques no mesmo parafuso ao longo das etapas clínicas até sua instalação definitiva.

2 OBJETIVOS

2.1 GERAL

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

2.2 ESPECÍFICOS

Os objetivos específicos foram:

- a) Avaliar e comparar o efeito do torque final indicado pelo fabricante (Técnica I) mais ciclagem mecânica sobre o peso em parafusos novos da marca Neodent® (titânio com e sem revestimento 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 BIBLIOGRÁFICA

A humanidade é acompanhada pela perda de elementos dentários desde os primórdios. Spiekermann²⁹ 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.

Branemark³⁰ 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.

Diante desse histórico, atualmente implantodontia vem mostrando uma viabilização dos implantes cada vez maior com índices de sucessos e longevidades crescentes numa relação direta à compreensão da biologia. Os implantes dentários estão se tornando a primeira opção na reabilitação de pacientes com ausência de um ou mais dentes. Esta grande aceitação, por parte de profissionais e pacientes, deve-se aos altos índices de sucesso e às vantagens significativas que os implantes apresentam em relação aos outros tipos de reabilitação. Hoje, os componentes protéticos dos implantes são uma das áreas mais estudadas na odontologia, e esta evolução em conjunto com a engenharia de materiais tem tido um papel fundamental também nesta construção que se enriquece a cada dia no mundo odontológico, trazendo a cada dia uma série de novos conceitos.

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 antirotacional. Dessa forma, a geometria pode ser octogonal, hexagonal, cone morse, cone hexagonal, cilíndrica hexagonal, *spline*, entre outras.

Os hexágonos externos foram o primeiro tipo de conexão a ser usada na história da implantodontia e apresentaram-se com maior número de opções protéticas e de profissionais dominando sua técnica. Inicialmente, apenas pacientes totalmente edêntulos eram selecionados para esses implantes. Somente quando os implantes foram usados para confecção de coroas unitárias, o hexágono externo foi utilizado com a função de evitar que a coroa girasse em seu próprio eixo³¹.

O afrouxamento de parafusos protéticos em restaurações unitárias suportadas por implantes foi descrito por Khaisat et al.¹¹, os autores relataram o fato de que a literatura é incompleta sobre a função do hexágono externo, eles se propuseram a comparar os valores de torque de remoção após a aplicação de cargas laterais, sabendo que a carga mastigatória em uma coroa sobre implante não incide somente em um único sentido. Concluíram que são justamente estes micros movimentos do pilar, provenientes de cargas funcionais oclusais que romperiam a pré-carga levando ao afrouxamento do parafuso.

Assunção et al.²⁷ 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. 48 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 à 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 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.

Stüker et al.³² 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±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 ($131,72 \pm 8,98 \text{ N.cm}$) e os de titânio os menores ($37,03 \pm 5,69 \text{ N.cm}$). 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 al.³³ 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 N.cm, 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.

Weiss²⁰ 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 à 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 a 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.

Jung et al.²² 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 30N.cm. 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.

Park et al.³⁴ 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.

Gumus et al.³⁵ 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 (18.950 ± 2.641), seguido pelo contaminado por saliva (19.370 ± 1.260), 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.

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 titamax HE	2	800105861
Pilar UCLA CrCo HE	2	800139854
Parafuso Titânio hexagonal	18 (HE)	800148296
Parafuso Titânio hexagonal Superfície tratada	18 (HE)	800139033

Fonte: O Autor (2013)

Tabela 2 - Materiais da marca comercial 3i BIOMET®

Componente	Quantidade	Lote
Implante Osteotite HE	1	2014021526
Pilar UCLA CrCo HE	1	03416PB
Parafuso Titânio hexagonal	18 (HE)	08279PB

Fonte: O Autor (2013)

4.2 MÉTODO

4.2.1 Confecção dos corpos de prova e distribuição dos grupos

Para os ensaios do comportamento dos parafusos retenção, três implantes, dois hexágonos externos da marca comercial Neodent (Implante osteointegrável, Curitiba, PR, Brasil) e um hexágono externo da marca comercial 3i 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 carbetto 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

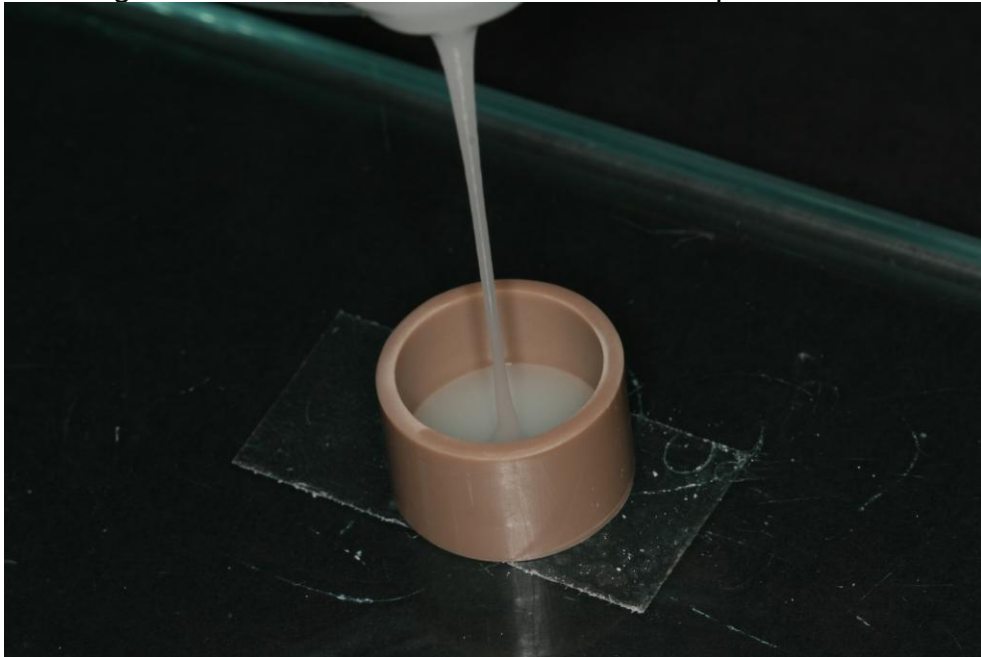
Ensaio Universal modelo DL 2000 (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil) (figuras 3 e 4) para ter-se o controle da distância entre o ápice dos implantes e a laje de vidro, acomodada previamente abaixo do cilindro de PVC para mantê-lo estabilizado. As amostras foram fixadas em uma morsa (figura 5) e os pilares UCLAS, 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



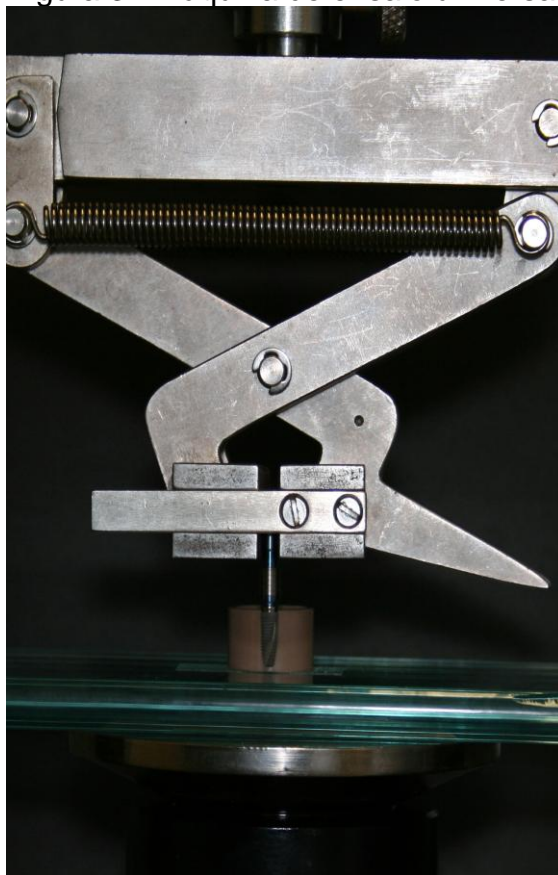
Fonte: O Autor (2013)

Figura 2 - Vazamento da resina acrílica autopolimerizável



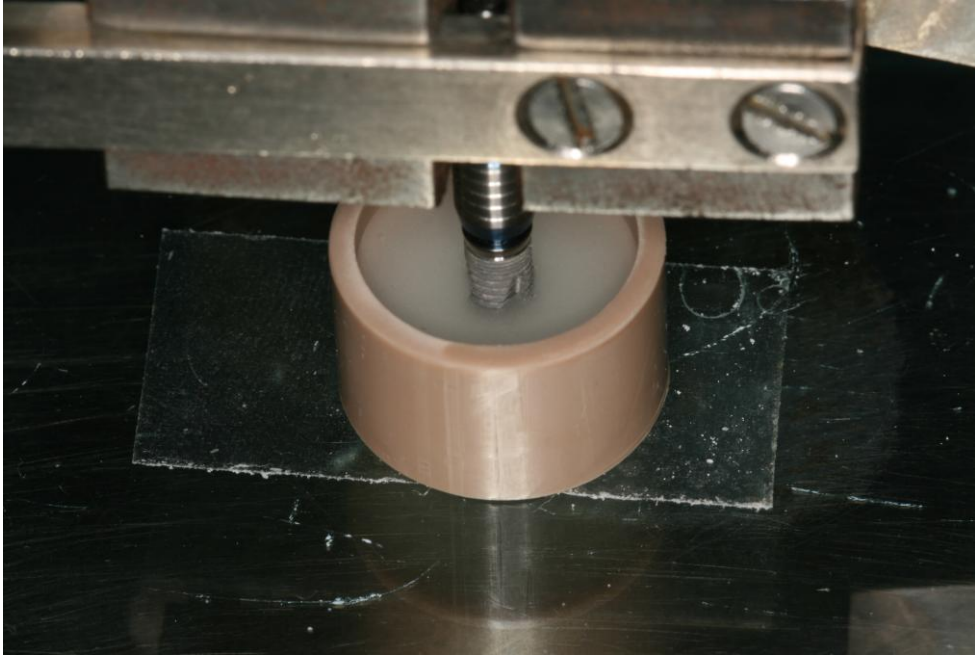
Fonte: O Autor (2013)

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)

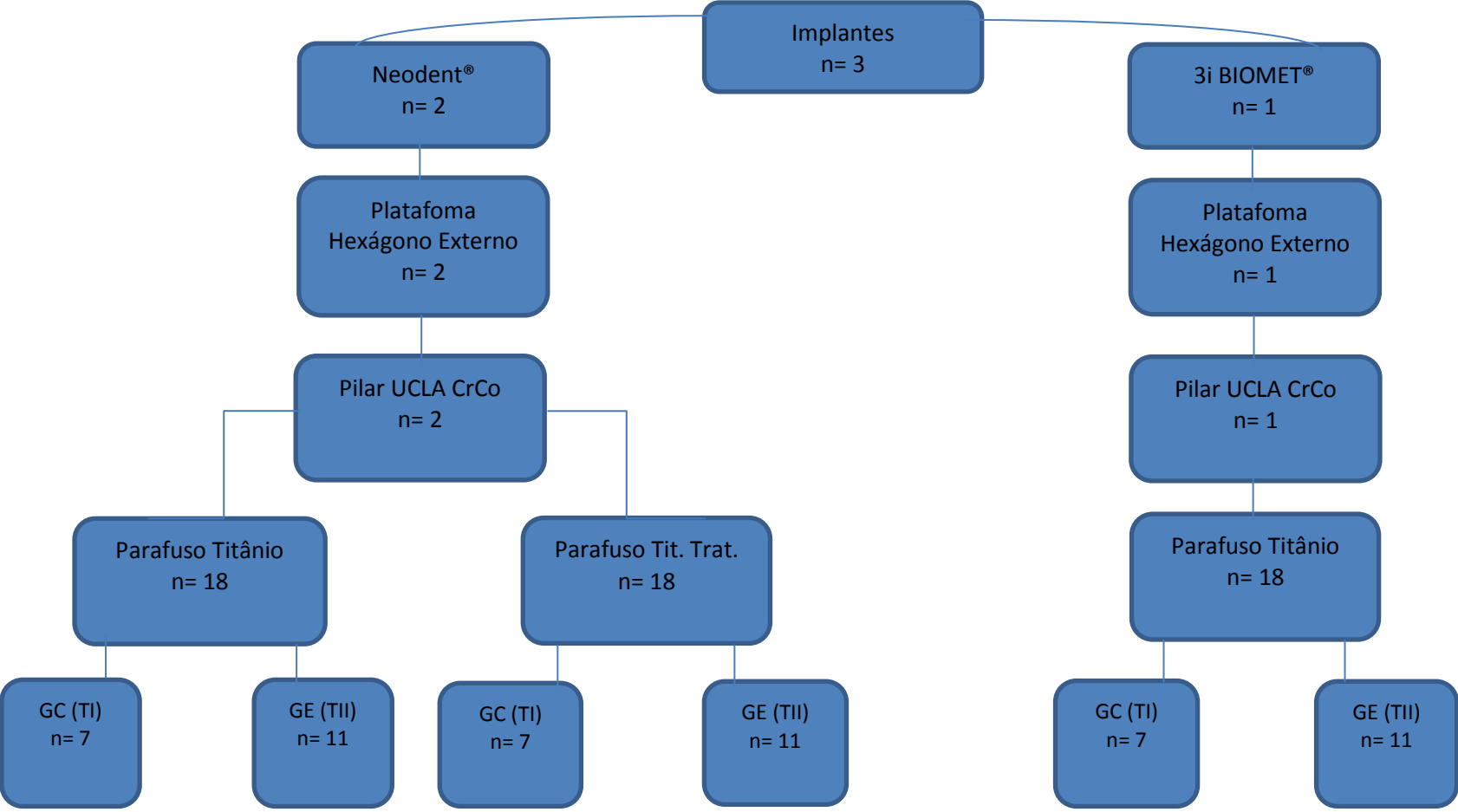
Figura 6 - Pilar UCLA posicionado sobre a plataforma hexágono externo



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 externo da marca comercial Neodent e 18 parafusos de retenção de titânio usinado hexagonal de plataforma hexágono externo 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 quatro parafusos a mais que os grupos controle devido a 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 $n=7^{20,22}$.

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.*²² (2009) 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) ($\pm 0,0001$) e seu valor registrado em g (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 revestimento



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 UCLAS, 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^{8,10} 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 (2014)

Figura 12 - Ciclagem mecânica



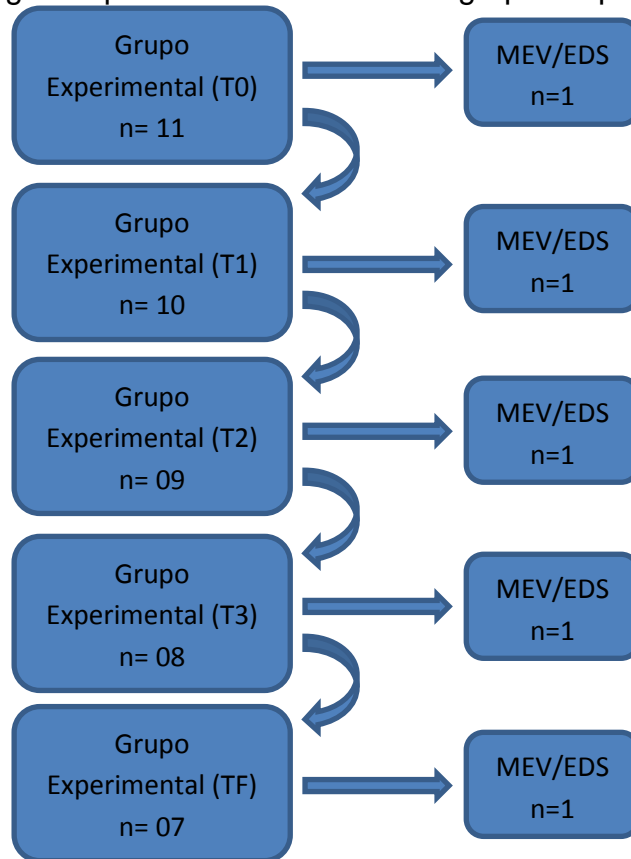
Fonte: O Autor (2014)

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)²⁰ 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 minutos²², 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

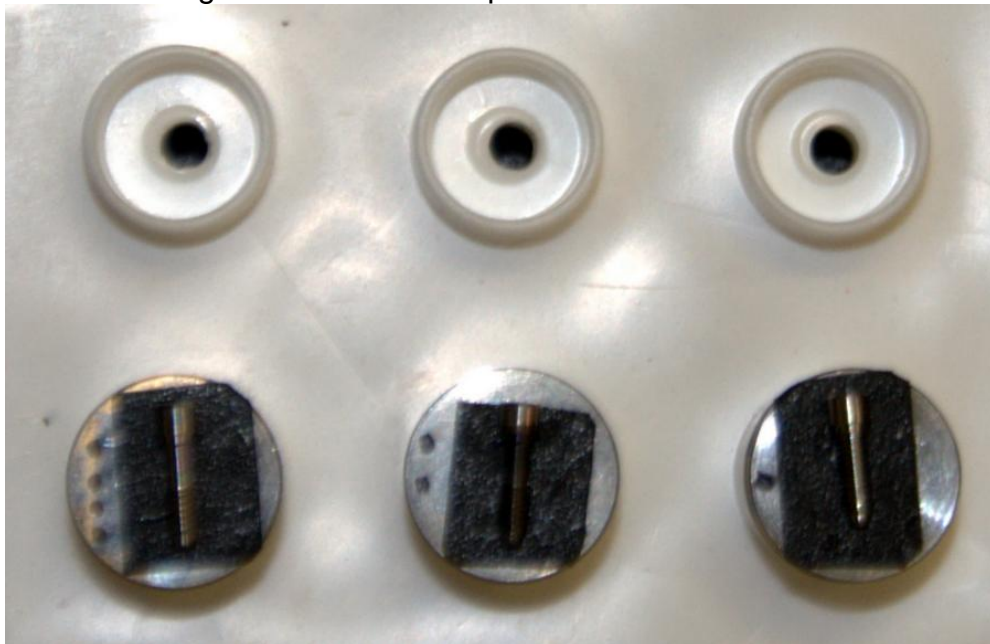
A microscopia eletrônica de varredura foi utilizada para analisar fisicamente a superfície dos parafusos de retenção, tais como desgaste das roscas, irregularidades, brunimento, ranhuras e desprendimento de estrutura, antes e após cada etapa dos múltiplos torques e torque único, assim como antes e após 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 a 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 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.

Grupo	Média	n	Desvio Padrão
Neodent sem cobertura T0	0,089014	7	0,0001574
Neodent sem cobertura TF	0,088857	7	0,0001813
Neodent com cobertura T0	0,089343	7	0,0003505
Neodent com cobertura TF	0,089086	7	0,0002734
3i T0	0,089114	7	0,0002911
3i TF	0,088943	7	0,0002440

Fonte: O Autor (2014)

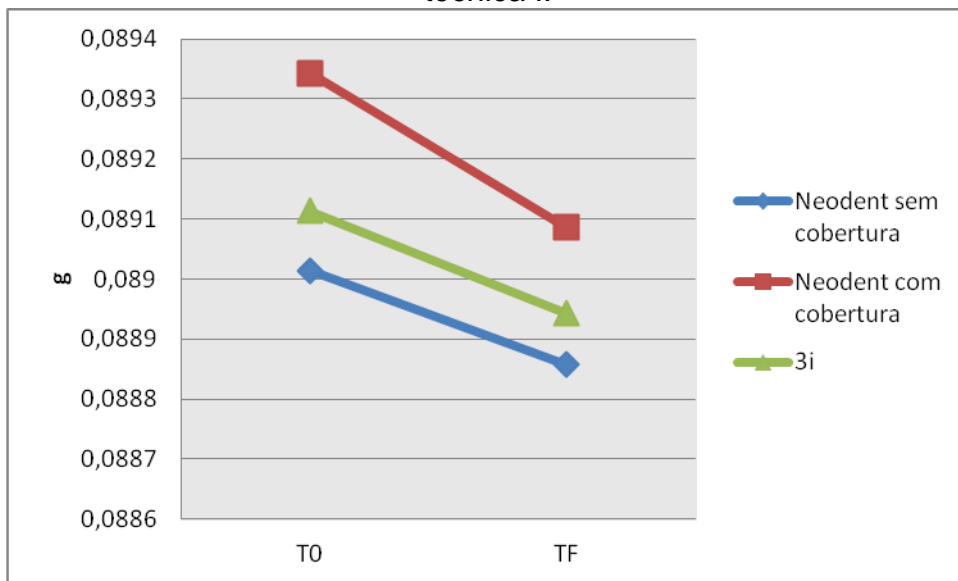
Tabela 4 - Comparação estatística entre os parafusos em T0 e TF de acordo com a técnica I.

	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	0,0001571	0,0000976	0,0000369	0,0000669	0,0002474	4,260	6	0,005
Neodent com cobertura T0 - Neodent com cobertura TF	0,0002571	0,0001718	0,0000649	0,0000982	0,0004161	3,959	6	0,007
3i T0 - 3i TF	0,0001714	0,0000756	0,0000286	0,0001015	0,0002413	6,000	6	0,001

Fonte: O Autor (2014)

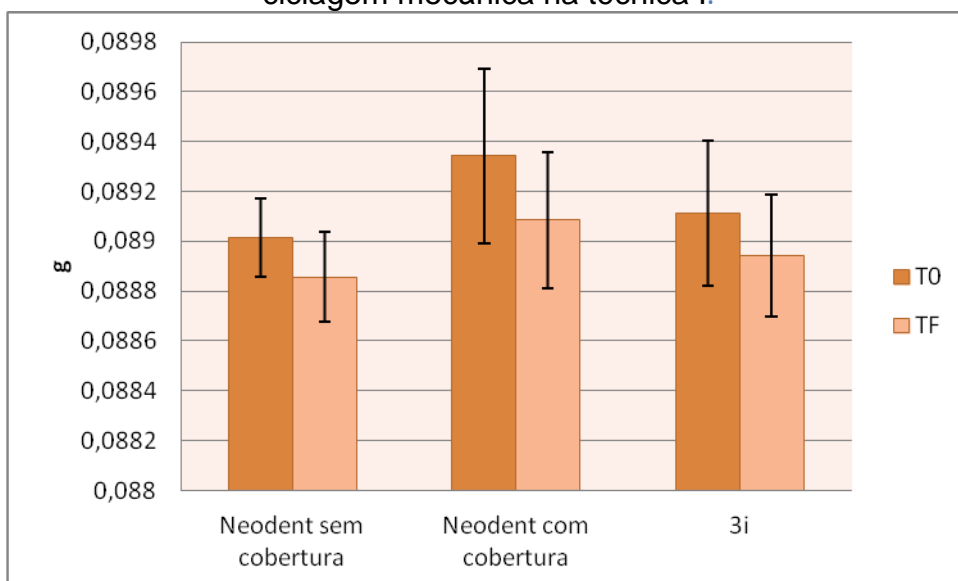
De acordo com os resultados obtidos na técnica I, pôde ser observado que houve diferença significativa dentro de todos os grupos nos dois tempos ($p < 0,05$), Neodent sem cobertura ($p = 0,005$), Neodent com cobertura ($p = 0,007$) e 3i BIOMET ($p = 0,001$).

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



Fonte: O Autor (2014)

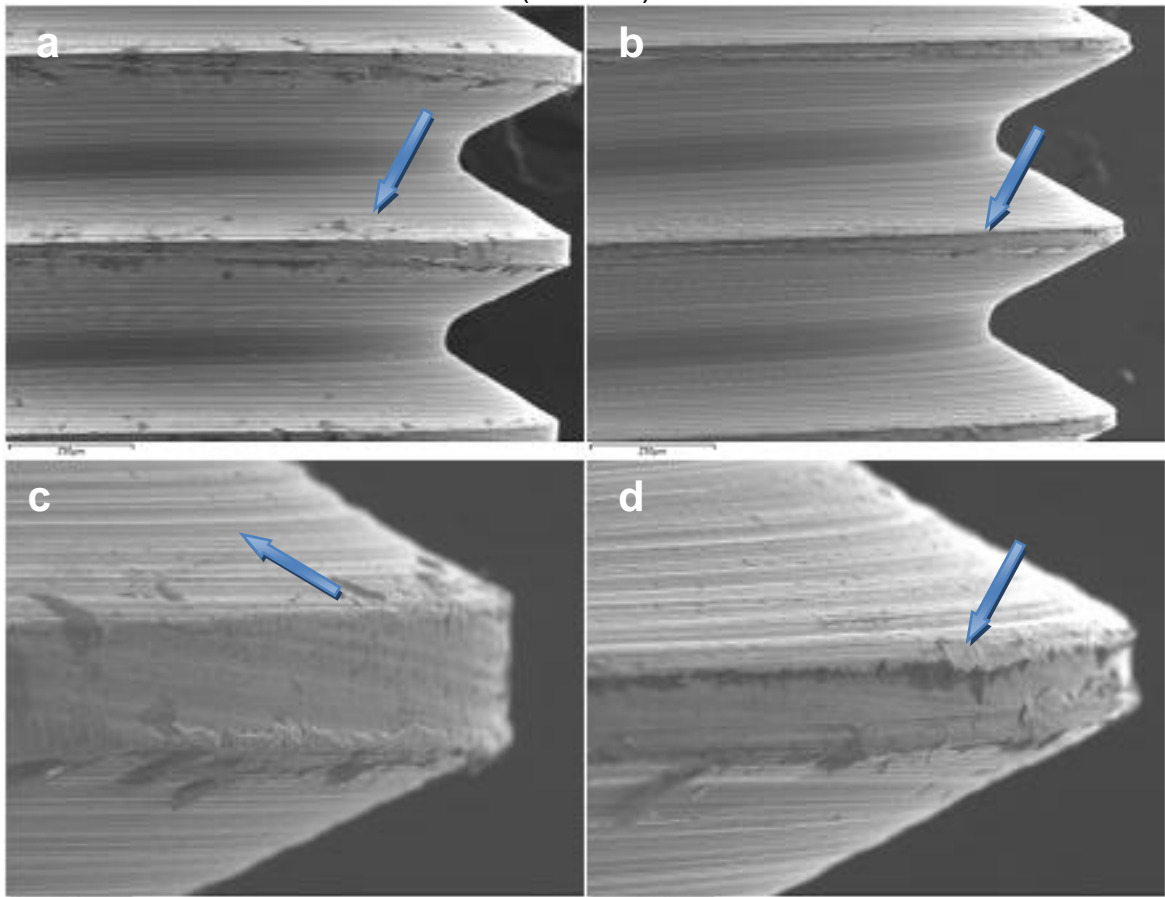
Figura 17 - Representação gráfica com média e desvio padrão do efeito do torque e ciclagem mecânica na técnica I.



Fonte: O Autor (2014)

5.2 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.

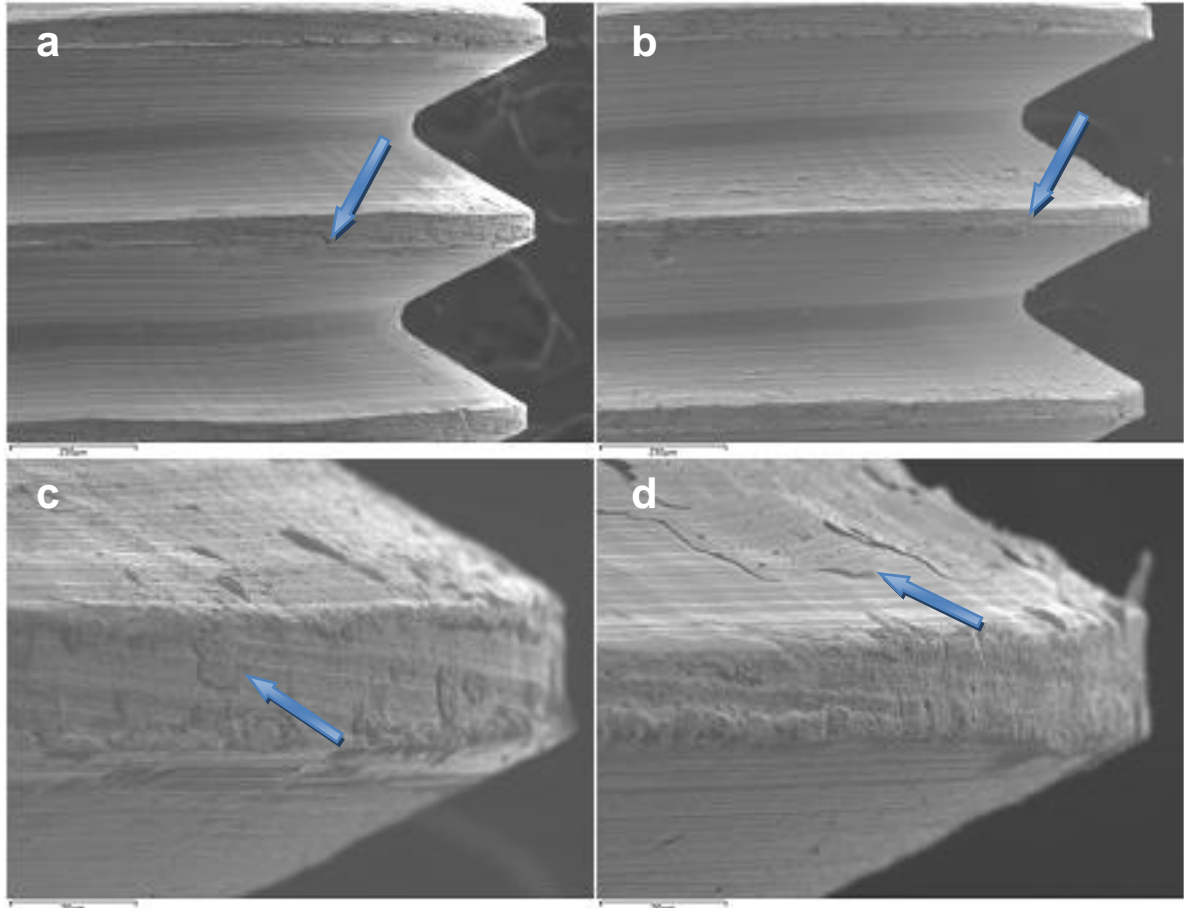
Figura 18 - Imagens do MEV para o grupo Neodent sem cobertura na técnica I (T0 e TF).



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

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

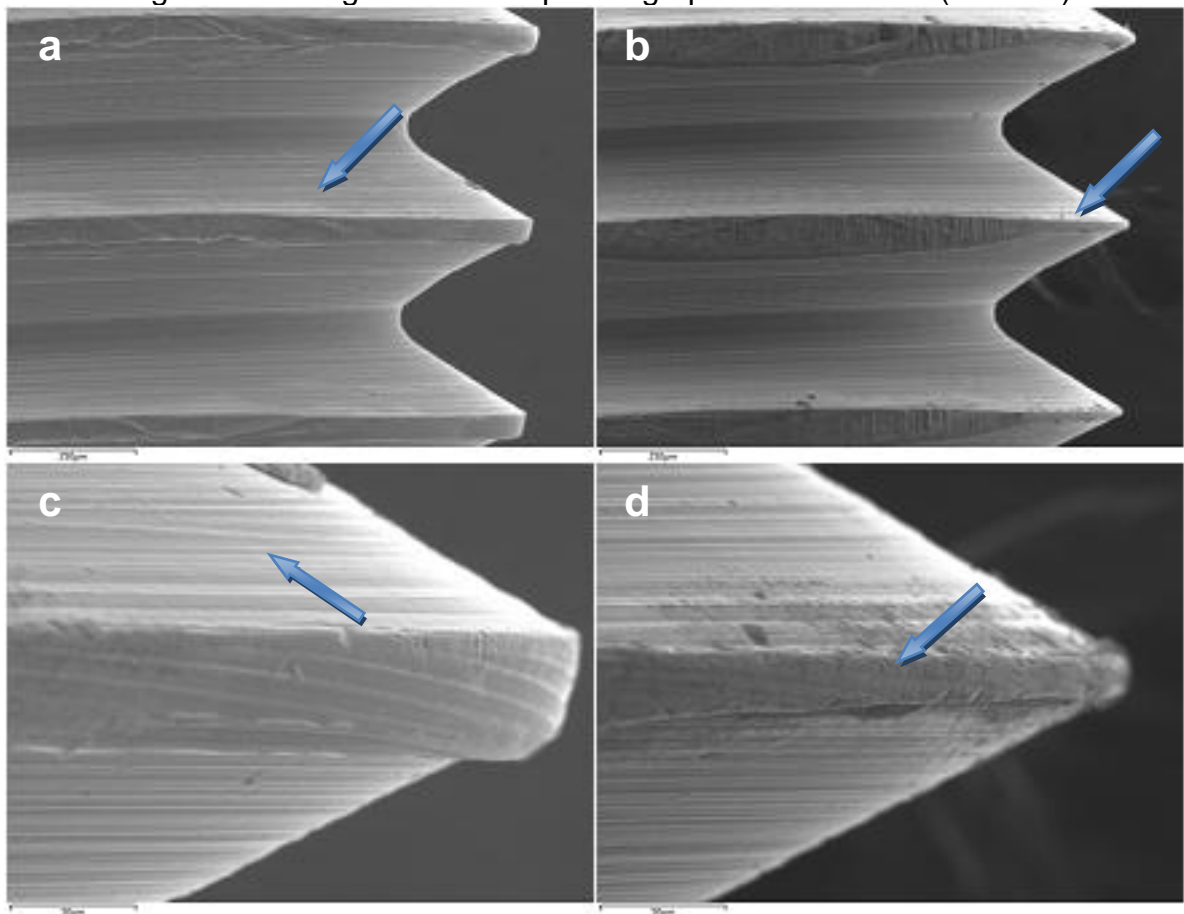
Figura 19 - Imagens do MEV para o grupo Neodent com cobertura na técnica I (T0 e TF)



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

Pode-se observar em “a” e “c” áreas irregulares provenientes do revestimento do parafuso, em “b” afilamento das roscas do parafuso e em “d” descamação 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”, afilamento das roscas do parafuso.

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.

Tempo	Média	n	Desvio Padrão
T0	0,089145 ^a	11	0,0003671
T1	0,088870 ^{ab}	10	0,0004373
T2	0,088678 ^{abc}	9	0,0004711
T3	0,088500 ^{bc}	8	0,0003780
TF	0,088143 ^c	7	0,0003780

*Médias seguidas de letras distintas, diferem-se significativamente ao teste de ANOVA/Tukey ($p < 0,001$).

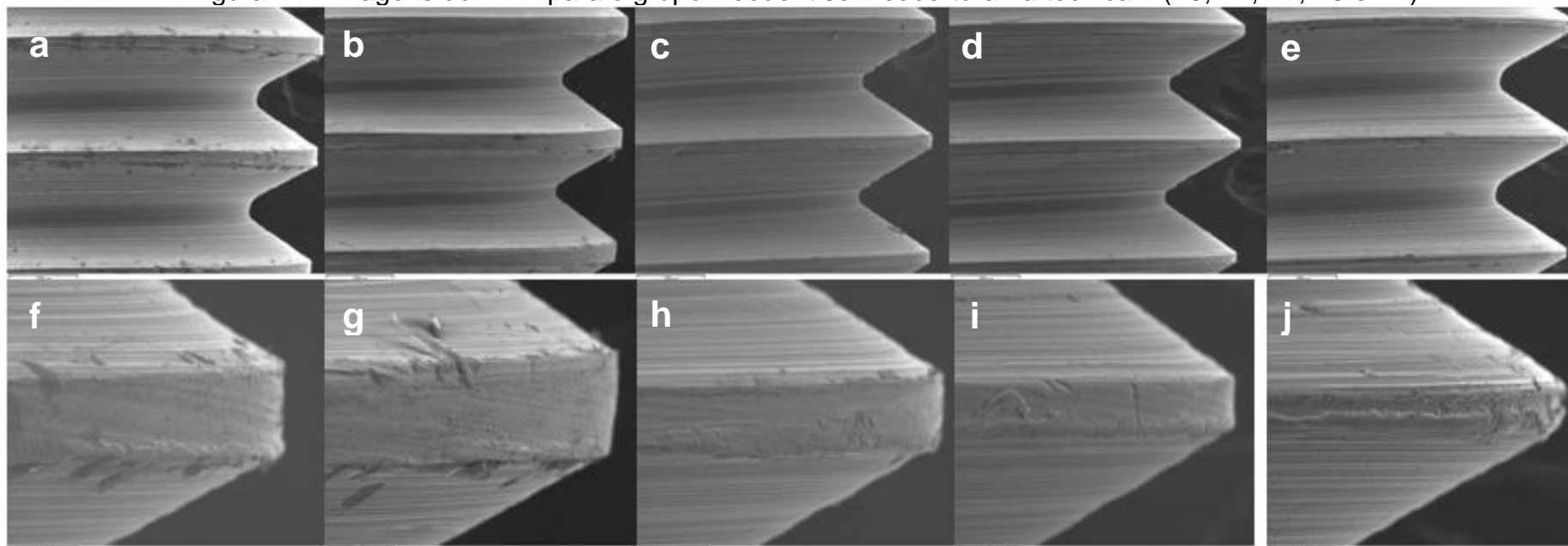
Tabela 6 - Análise de variância ANOVA entre os tempos estudados para o grupo Neodent sem cobertura.

	Soma do quadrado	gl	Média do quadrado	F	p
Entre os Grupos	0,000	4	0,000	7,389	<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 sem 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 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 (x1.000); g) T1 (x1.000); h) T2 (x1.000); i) T3 (x1.000);
j) TF (x1.000).

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.

Tempo	Média	n	Desvio Padrão
T0	0,089318 ^a	11	0,0003816
T1	0,088890 ^{ab}	10	0,0003107
T2	0,088756 ^{abc}	9	0,0003972
T3	0,088562 ^{bc}	8	0,0004984
TF	0,088257 ^c	7	0,0006024

*Médias seguidas de letras distintas, diferem-se significativamente ao teste de ANOVA/Tukey ($p < 0,001$).

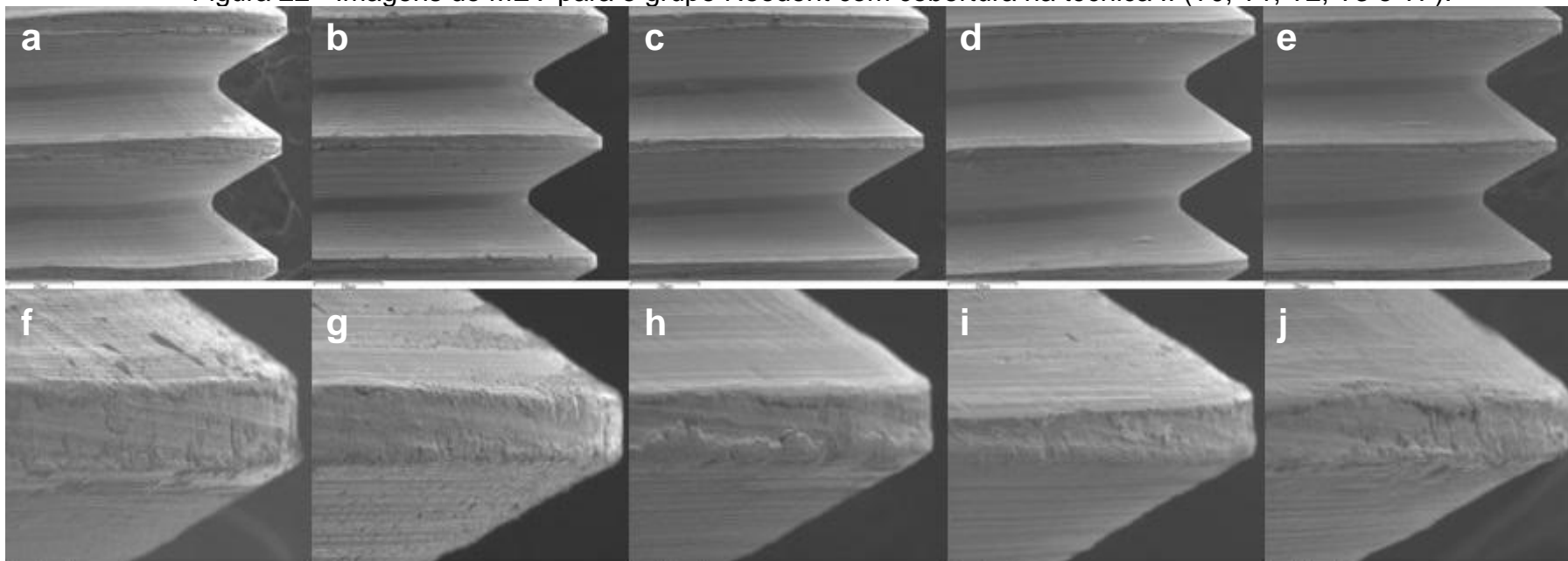
Tabela 8 - Análise de variância ANOVA entre os tempos estudados para o grupo Neodent com cobertura

	Soma do quadrado	gl	Média do quadrado	F	p
Entre os Grupos	0,000	4	0,000	7,411	<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 (x1.000); g) T1 (x1.000); h) T2 (x1.000); i) T3 (x1.000); j) TF (x1.000).

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.

Tempo	Média	n	Desvio Padrão
T0	0,089264 ^a	11	0,0003355
T1	0,089050 ^{ab}	10	0,0002991
T2	0,088911 ^b	9	0,0002261
T3	0,088788 ^b	8	0,0001808
TF	0,088314 ^c	7	0,0001069

*Médias seguidas de letras distintas, diferem-se significativamente ao teste de ANOVA/Tukey ($p < 0,001$).

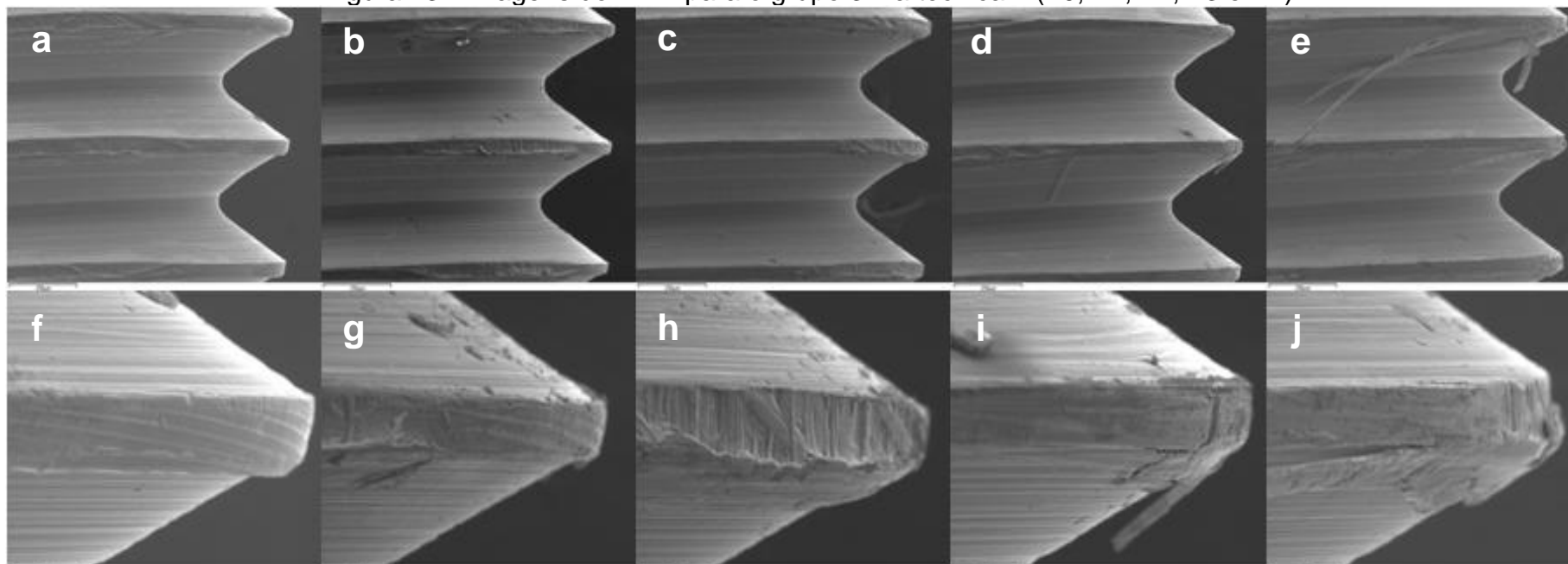
Tabela 10 - Análise de variância ANOVA entre os tempos estudados para o grupo 3i BIOMET

	Soma do quadrado	gl	Média do quadrado	F	p
Entre os Grupos	0,000	4	0,000	7,411	<0,001
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 ($p < 0,001$), pôde ser observado que houve diferença significativa apenas de T1 para T2 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 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 (x1.000); g) T1 (x1.000); h) T2 (x1.000); i) T3 (x1.000);
j) TF (x1.000).

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.

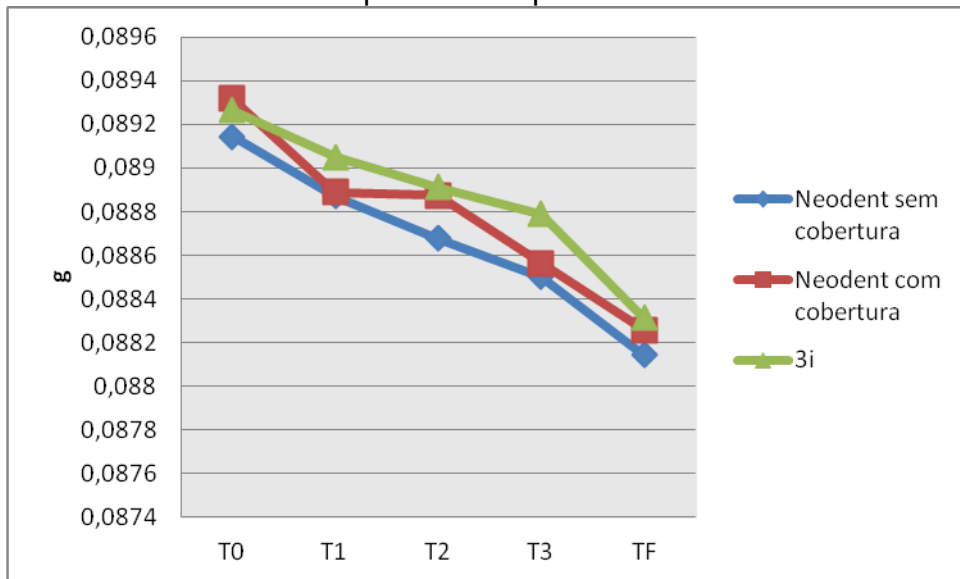
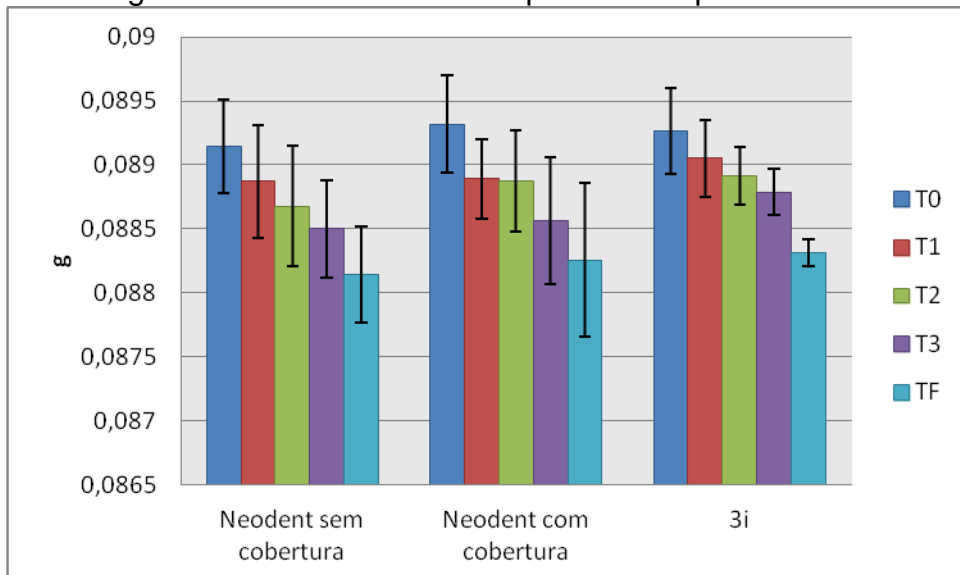
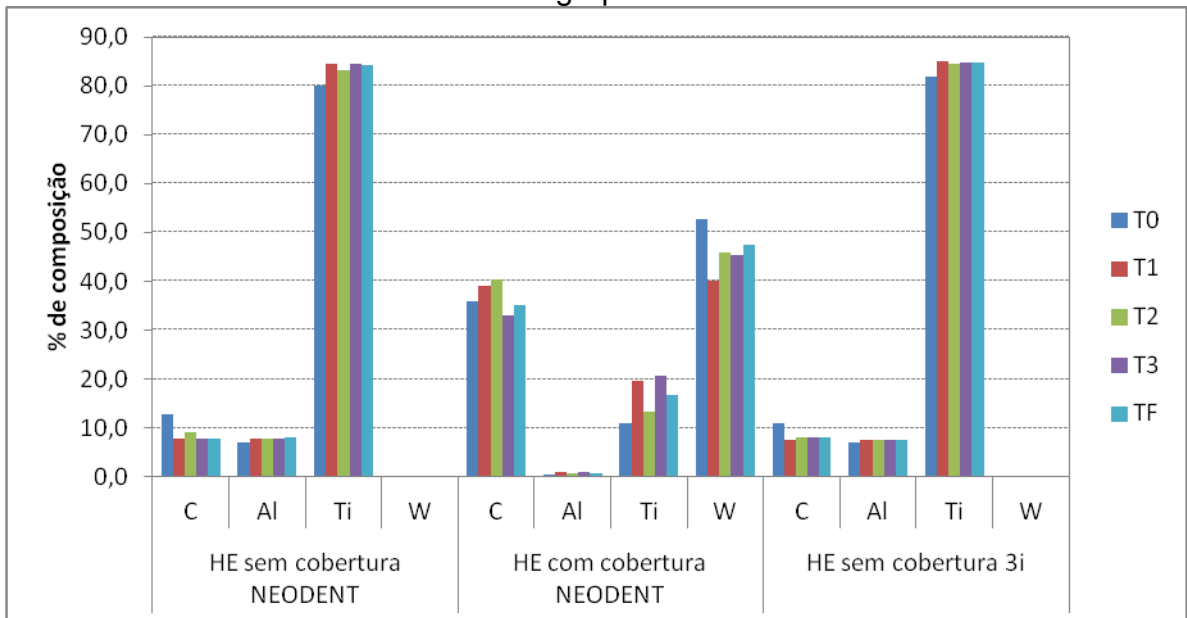


Figura 25 - Representação gráfica com média e desvio do efeito dos torques e ciclagem mecânica na técnica II para os tempos estudados.



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 todos os parafusos, com e sem cobertura, das duas marcas comerciais (Neodent e 3i BIOMET), 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

Grupo	Média	n	Desvio Padrão
Neodent sem cobertura TF (Técnica II)	0,088143	7	0,0003780
Neodent sem cobertura TF (Técnica I)	0,088857	7	0,0001813
Neodent com cobertura TF (Técnica II)	0,088257	7	0,0006024
Neodent com cobertura TF (Técnica I)	0,089086	7	0,0002734
3i TF (Técnica II)	0,088314	7	0,0001069
3i TF (Técnica I)	0,088943	7	0,0002440

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 TF (Técnica II) - Neodent sem cobertura TF (Técnica I)	-0,0007143	0,0004776	0,0001805	-0,0011560	-0,0002726	-3,957	6	0,007
Neodent com cobertura TF (Técnica II) - Neodent com cobertura TF (Técnica I)	-0,0008286	0,0005765	0,0002179	-0,0013618	-0,0002954	-3,802	6	0,009
3i TF (Técnica II) - 3i TF (Técnica I)	-0,0006286	0,0002752	0,0001040	-0,0008831	-0,0003741	-6,044	6	0,001

De acordo com os resultados obtidos na técnica II, pôde ser observado que houve diferença significativa dentro de todos os grupos em TF da técnica I (controle) e técnica II (experimental) ($p < 0,05$). Comparando o grupo Neodent sem cobertura nas técnicas I e II o p calculado foi igual a 0,007, para o grupo Neodent com cobertura nas técnicas I e II o p calculado foi igual a 0,009 e para o grupo 3i nas mesmas técnicas o p calculado foi igual a 0,001.

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

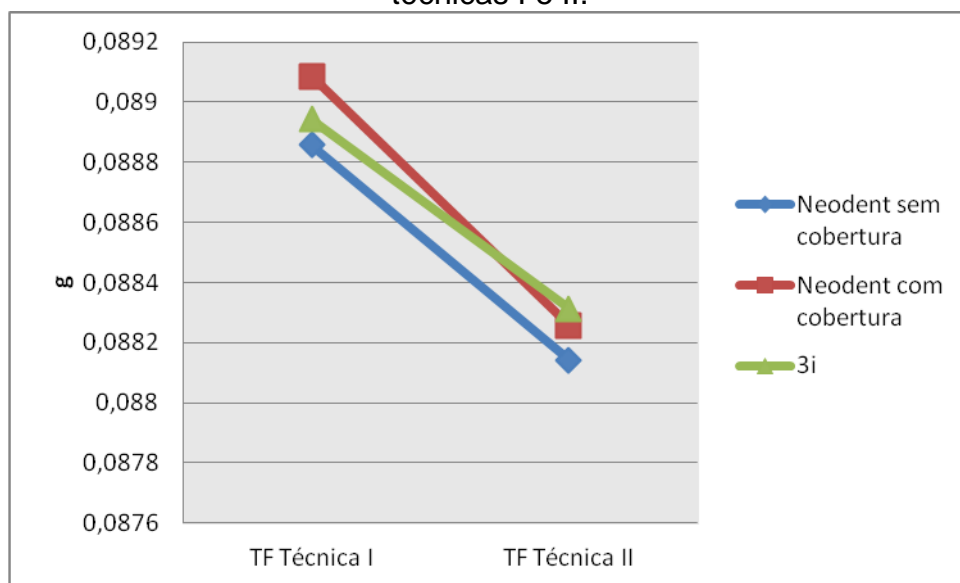
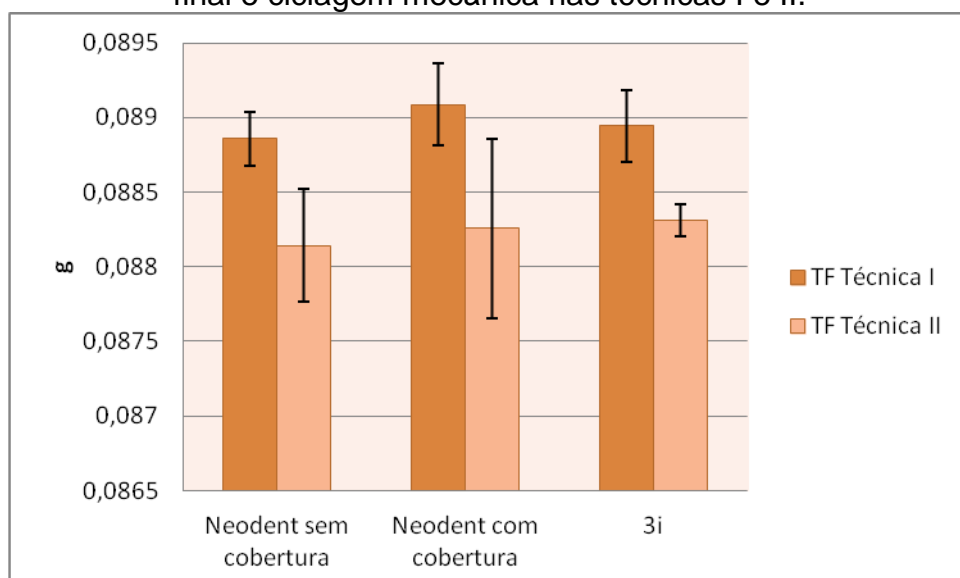
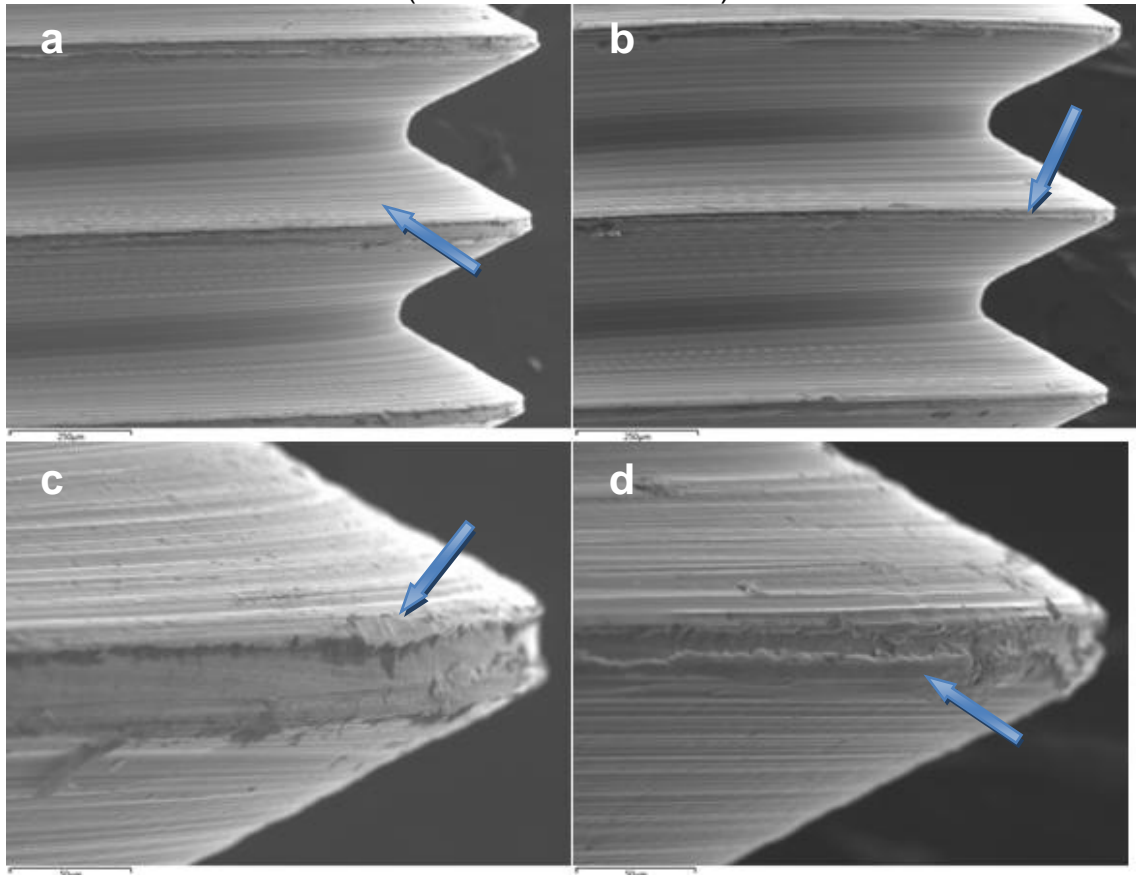


Figura 28 - Representação gráfica com média e desvio padrão do efeito do torque final e ciclagem mecânica nas técnicas I e II.



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.

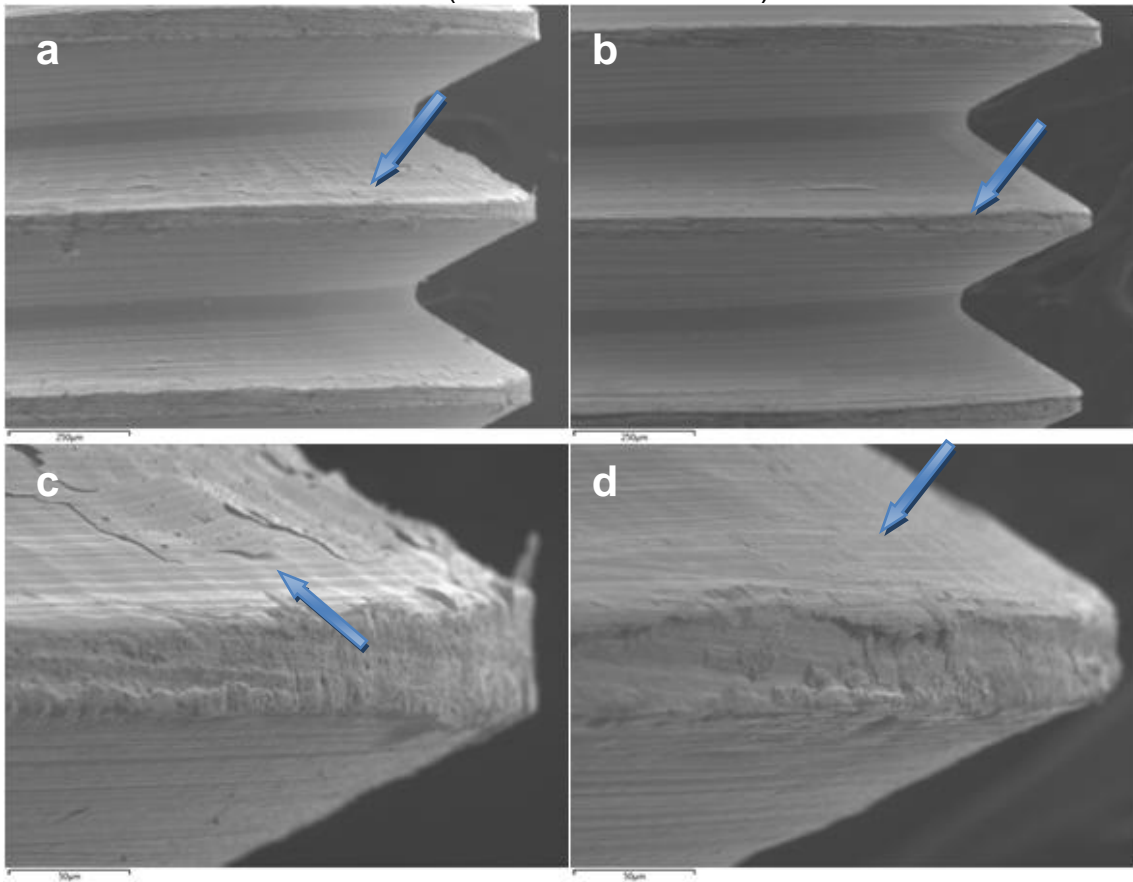
Figura 29 - Imagens do MEV para o grupo Neodent sem cobertura nos tempos finais (Técnica I e Técnica II).



* a) TF Técnica I (x200); b) TF Técnica II (x200); c) TF Técnica I (x1.000);
d) TF Técnica II (x1.000).

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

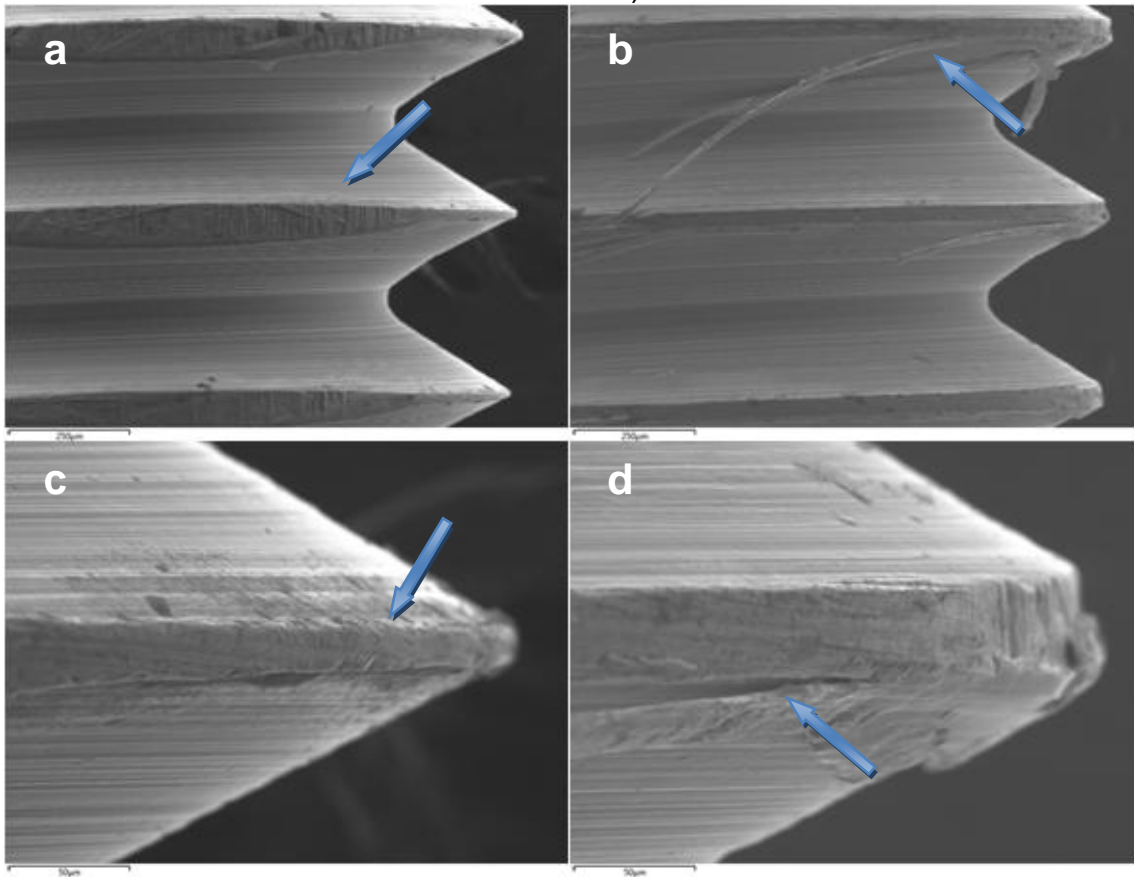
Figura 30 - Imagens do MEV para o grupo Neodent com cobertura nos tempos finais (Técnica I e Técnica II).



* a) TF Técnica I (x200); b) TF Técnica II (x200); c) TF Técnica I (x1.000);
d) TF Técnica II (x1.000).

Pode-se observar em “a” áreas irregulares provenientes do revestimento do parafuso, em “c” leve desprendimento do revestimento, em “b” afilamento das roscas do parafuso e em “d” descamação total do revestimento.

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 (x1.000);
d) TF Técnica II (x1.000).

Pode-se observar em “a” ranhuras provenientes do processo de usinagem, em “c” leve brunimento e em “b” e “d” grande desprendimento de estrutura.

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 anos³⁶. Uma revisão sistemática de literatura³⁷, 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%)²¹.

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 implante¹¹, que irá resultar em atrito destas com as roscas do parafuso³. O desenvolvimento de uma pré-carga que se estende à uma tensão pouco abaixo de seu ponto de escoamento (75%), irá maximizar a estabilidade dos componentes, diminuindo a possibilidade de afrouxamento dos parafuso³⁸. 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 conduz 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 afrouxa³⁹, 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 morfologia⁴⁰. 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 implante⁴¹. O direcionamento destas forças mastigatórias pode ser vertical, inclinada, 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 à 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 parafuncionais⁴².

A deformação e abrasão do parafuso estão intimamente ligadas à perda da pré-carga no conjunto implante-pilar-parafuso, diminuindo a fricção entre os componentes²², podendo ocorrer através do efeito da mastigação ao longo do tempo que diminuem os valores de torque de remoção¹⁰ ou ainda com repetidos apertos e afrouxamentos intencionais dos parafusos nas consultas de confecção do trabalho protético²², gerando deformações permanentes a partir destes torques e contra torques, levando a uma deformação permanente 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 dimensões das plataformas do implante hexágono

externo^{8,9,31,43} avaliando a adaptação dos componentes^{40,44}, testando técnicas alternativas para o apertamento do parafuso^{45,46}, adicionando lubrificantes (revestimentos) líquidos e secos como cobertura nos parafusos de retenção^{32,34,47}, ou recomendando a utilização de parafusos novos no momento da entrega do trabalho protético^{20,22,35,48,49}.

Stevão³¹ comentou que os implantes com plataforma de hexágono externo foram o primeiro tipo de conexão a ser utilizado na implantodontia, e apresentou-se com maior número de opções protéticas e o maior número de profissionais com o domínio da sua técnica. Inicialmente, era utilizado somente em paciente totalmente edêntulos com finalidade apenas de fixação. Somente mais tarde, quando os implantes foram usados para reconstrução de elementos dentários unitários, o hexágono se tornou a concepção mecânica para evitar que a coroa girasse ao redor do seu próprio eixo através da incorporação de componentes antirotacionais. Porém, mecanicamente esses enfrentavam um grande problema, pois a altura desse hexágono, de somente 0,7 mm, nunca foi desenhada para suportar as forças oclusais geradas durante a mastigação, então tem sido sugerido que essa altura do hexágono que se prolonga a partir da plataforma do implante pode contribuir para uma melhor estabilidade do parafuso⁸. Ohrnell et al.⁴³ recomendam que o hexágono externo deva ter no mínimo 1,2 mm de altura para proporcionar a estabilidade lateral e de rotação, principalmente em reabilitações unitárias. Booggan et al.⁹ verificaram que aumentando essa altura do hexágono e/ou o diâmetro da plataforma a força sobre o parafuso de retenção é reduzida, então concluíram, através de um estudo in vitro, que implantes com plataformas de 5mm de diâmetro transmitem menos esforços e geram menos afrouxamentos de parafusos do que os implantes com diâmetro de 4mm. No presente estudo, para avaliar a alteração de peso dos parafusos foram utilizados apenas implantes com plataformas de 4mm de diâmetro por serem os mais populares no Brasil. Novos estudos estão sendo planejados para verificar se o diâmetro da plataforma teria alguma interferência na alteração de peso nos parafusos de retenção de implantes com plataforma de hexágono externo.

Park et al.⁴⁰ 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* significativos 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 diminuir 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.⁴⁴, estes autores avaliaram o efeito dos procedimentos de fundição dos pilares na perda 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.

Binon⁴⁵ avaliou a eficácia de um protocolo de estabilização do parafuso de retenção quando sujeito a 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 foram receberem 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 grupos 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, que não chega a força de 20N.cm, 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.⁴⁶ 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.⁴⁷ 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.³⁴ 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 ($p=0,007$), 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.⁵⁰ 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.³⁴ 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.³² 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 se fez presente 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 fluido no torque de remoção, Gumus et al.³⁵ 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 parafuso²⁰, pois ao comparar a perda de torque d 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 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 já se tornou significativa após terceiro aperto nos parafusos da marca Neodent e o segundo aperto na marca 3i, provavelmente pelo torque recomendado pelo fabricante ser igual ao torque manual simulado (20N.cm), indicando que não apenas a redução dos ciclos de abertura e fechamento seriam necessários para reduzir o afrouxamento do parafuso, mas também a sua substituição por um parafuso novo.

Resultados similares foram encontrados por Guzaitis et al.⁴⁸ 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 dos 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 aos nossos achados. Após o segundo e terceiro torques manuais simulados para os parafusos 3i e Neodent, respectivamente, já observamos perda significativa de peso e o presente autor obteve essa diferença apenas após o décimo aperto dos parafusos, aqui estaria uma possível limitação de nosso estudo, pois utilizamos apenas um implante por grupo e o autor citado utilizou um implante

por conjunto implante-pilar-parafuso, assim os implantes que fizeram parte de nossa pesquisa podem ter sofrido deformações permanentes. Porém ao compararmos a perda de peso de parafusos novos (técnica I) e dos parafusos submetidos a quatro apertos manuais (técnica II) após ciclagem mecânica, que não foi testada por Guzaitis et al., percebemos que a perda de peso foi estatisticamente menor em parafusos novos. Portanto, diferente de Guzaitis et al., sugerimos o uso de um parafuso novo no momento do fechamento definitivo do trabalho protético e não somente após o décimo aperto, mesmo que a pré-carga máxima não seja recuperada, mas essa pré-carga será maior do que com os parafusos utilizados nas etapas clínicas deste mesmo trabalho.

Diferentemente dos achados anteriores, Bernardes et al.⁴⁹, ao avaliarem se os repetidos apertos dos parafusos diminuiriam o torque de remoção dos mesmos, não encontrou diferenças estatísticas entre os torques de remoção antes e após os repetidos apertos. Algumas divergências na metodologia podem ter levado a resultados diferentes dos por nós obtidos, como parafusos diferentes e ainda a ausência de simulação por fadiga mecânica.

Apenas um único estudo²² 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 estande e dois grupos sem revestimento, foram dados torques recomendado pelos fabricantes por vinte vezes. Os resultados mostraram menor perda de peso significativa nos parafusos com revestimento. Em nosso estudo obtivemos perda de peso significativa nos parafusos com e sem revestimento, esta diferença pode ser explicada novamente pelo uso de um único implante por grupo, que teria a possibilidade de aumentar a abrasão nos parafusos de retenção.

Como inferências clínicas, sugere-se a utilização de parafusos de laboratório para as etapas laboratoriais e clínicas na confecção dos trabalhos protéticos sobre implantes e utilização de parafusos novos, de preferência com revestimento, para fixação definitiva e torque final destes trabalhos. Esta sugestão embasou-se na

deformação permanente e consequente perda de peso nos parafusos de retenção ao longo dos apertos apresentados neste estudo

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 padronizado, 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.

7 CONCLUSÃO

Segundo a metodologia aplicada e levando-se em conta os resultados obtidos neste 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 ($p=0,007$) e sem cobertura ($p=0,005$), 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 ($p<0,001$).

Ao compararmos as duas técnicas, concluímos que em todos os grupos, a técnica I foi que obteve alterações significativamente menores. Para Neodent sem cobertura $p=0,007$, para Neodent com cobertura $p=0,009$ e para 3i BIOMET $p=0,001$.

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. No entanto os parafusos que foram utilizados com a técnica II deformaram-se com mais evidência.

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 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.
- 8 Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Ruggenberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J. Prosthet. Dent*. 2001; 85(3):268-75.
- 9 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).
- 10 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).
- 11 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).
- 12 Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003 Aug; 90(2).
- 13 Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J. Prosthet. Dent*. 2003; 90(6):539-545.

- 14 Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J. Prosthet. Dent.* 2003; 88(6):604-610.
- 15 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.
- 16 NORTON, M.R.. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. **J Prosthet Dent.** n 81 v. 2, p: 159-66; 1999.
- 17 Soares, MAD et al. Implante cone Morse ultrarosqueante de torque interno – Parte I: desenvolvimento do produto. *Innovations Implant Journal*, v. 04, n. 01, Jan./Abril. 2009.
- 18 Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *J Oral Maxill Implants.* 2004; 19(1).
- 19 Assunção WG et al. Preload Evaluation of different screws in external hexagon joint. *Implant Dentis.* 2012; 21(1).
- 20 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).
- 21 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
- 22 Jung SW, Son MK, Chung CH, Kim HJ. Abrasion of abutment screw coated with TiN. *J Adv Prosthodont.* 2009;1:102-6.
- 23 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.
- 24 Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analyses of two antirotacional designs of implant fixtures. *Imp. Dent.* 2005; 14(1):77-80.
- 25 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.
- 26 Lang LA, Wang RF, May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J Prosthet Dent.* 2002 Jan; 87(1).

- 27** 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 Prosthodont. Research*, 2011; 55:12-18.
- 28** 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).
- 29** SPIekermann, H. *Implantologia*. Porto Alegre: Artes Médicas, 2000.
- 30** Branemark, P.; Zarb, G. A.; Albrektsson, T. *Protesis tejido-integradas. La oseointegração em la odontologia clínica*. Trad. por Jaime A. Gil. Los Angeles: Quintessence books, 1987. p. 117-6
- 31** Stevão, E. L. Implantes: hexágono externo e interno - Uma breve revisão. *Rev Implant News*, V. 2 N 6, nov./dez. 2005.
- 32** 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.
- 33** 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.
- 34** 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.
- 35** 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.
- 36** 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.
- 37** 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.
- 38** 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.
- 39** Bickford JH. *An introduction to the design and behavior of bolted joints*. New York: Marcel Dekker Inc; 1981.

- 40** 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
- 41** Schwarz, M. S. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Impl Res* 2000, v.11, supl.1, p.156-158.
- 42** 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).
- 43** Ohrenell LO, Hirsch JM, Ericsson I, Branemark PI. Single-tooth rehabilitation using osseointegration. A modified surgical and prosthodontic approach. *Quintessence Int* 1988;19:871-6.
- 44** 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.
- 45** Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent.* 1998 Apr;79(4):430-2.
- 46** 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.
- 47** 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.
- 48** 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.
- 49** 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.
- 50** 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.