UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

FABIANE LOPES TOLEDO

**Avaliação do destorque de dois tipos de parafusos fixadores do
munhão e da resistência à tração de coroas cimentadas sobre
munhões com diferentes características superficiais**

BAURU

2011

FABIANE LOPES TOLEDO

**Avaliação do destorque de dois tipos de parafusos fixadores do
munhão e da resistência à tração de coroas cimentadas sobre
munhões com diferentes características superficiais**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, da
Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor
em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas
Aplicadas, na área de concentração Dentística, opção
Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. César Antunes de Freitas

BAURU
2011

Toledo, Fabiane Lopes
T575a Avaliação do destorque de dois tipos de parafusos
fixadores do munhão e da resistência à tração de coroas
cimentadas sobre munhões com diferentes características
superficiais / Fabiane Lopes Toledo. - Bauru, 2011.
104p.: 23il.; 31cm.

Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de
Bauru. Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. César Antunes de Freitas.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a
reprodução total ou parcial desta tese, por processos
fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura: _____

Bauru, _____ de _____ de 2011.

DADOS CURRICULARES

FABIANE LOPES TOLEDO

Nascimento	15 de janeiro de 1976, na cidade de Bauru –SP.
Filiação	João Lopes Toledo Filho Nadja Ghirardello Toledo
1993-1997	Graduação na Universidade de Marília.
1998-1998	Estágio voluntário junto ao setor de Dentística do HRAC-USP.
1999-1999	Estágio voluntário junto ao Departamento de Prótese na UNIP.
1998 – 2000	Especialização em Dentística Restauradora no Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais, Bauru – SP.
2004 – 2005	Curso de Atualização em Odontologia Estética
2005 – 2007	Mestrado em Dentística- opção Materiais Dentários na Faculdade de Odontologia de Bauru- USP.

Nas lutas habituais, não exija a educação do companheiro. Demonstre a sua.
Nas tarefas do bem não aguarde colaboração. Colabore, por sua vez, antes de tudo.
As suas lágrimas não substituem o suor que você deve verter em benefício da sua
própria felicidade.

Psicografia de Chico Xavier

DEDICATÓRIAS

A **DEUS**, por ter me concebido a esta vida e a oportunidade de evoluir profissionalmente e moralmente.

Ao **Rickson**, que é meu companheiro de todas as horas, que sempre me apoiou em todas as etapas que realizei e a pessoa que eu amo. Aos meus filhos Ana Laura e Cauê (amores da minha vida) por toda paciência e compreensão.

Aos meus pais **João e Nadja**, por me apoiarem e incentivarem em todos os passos que tomei em minha vida e por ajudar em todos os momentos que precisei nesta jornada, pois sem vocês não estaria aqui hoje. Amo muito vocês.

A toda a **minha família**, vó Cida, vó Dinah, aos meus irmãos: João, Ricardo, Gustavo e Sônia (irmãzinha de coração), a minha sogra Gylka e sogro Ricardo, meus cunhados Ralfred, Tânia, Kendra e aos meus sobrinhos queridos Sabrina, Arthur e Julia e Maria Beatriz por todo apoio e carinho que me deram em todos os momentos que precisei.

Agradeço todas as dificuldades que enfrentei; não fosse por elas, eu não teria saído do lugar. As facilidades nos impedem de caminhar. Mesmo as críticas nos auxiliam muito

Chico Xavier

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, por me aceitar no curso de Doutorado.

Ao Prof. Dr. César Antunes de Freitas, da Disciplina de Materiais Dentários local, pela orientação, amizade e aprendizado ao longo de todos os anos.

Ao Prof. Dr. Paulo Afonso Silveira Francisconi, da Disciplina de Materiais Dentários local, por me receber com muito carinho e pelo aprendizado.

Ao Prof. Dr. Paulo Amarante de Araújo, da Disciplina de Materiais Dentários local, pela dedicação ao nosso Curso de Doutorado.

Ao Prof. Dr. Antonio Carlos Guastaldi, do Instituto de Química, da UNESP de Araraquara, pela ajuda e dedicação para que este trabalho.

As minhas amigas da Pós-Graduação Márcia, Cristiane e Marcela pelo companheirismo e amizade de todo este tempo.

Em especial a minha amiga Márcia que sempre esteve comigo em todos os momentos de alegria e tristeza, "amizade verdadeira".

Aos funcionários da Disciplina local de Materiais Dentários, Sandrinha, Alcides e Lourisvalda, por terem me recebido com carinho e pela amizade que construímos durante todos estes anos.

Ao Prof. Dr. José Roberto Lauris, da Disciplina de Bioestatística local, pelas análises estatísticas do presente trabalho.

Ao Prof. Dr. Geninho Tomé, proprietário da firma NEODENT, pela doação dos munhões, parafusos e análogos de implante aqui utilizados.

Ao Sr, Ademir, Protético, pela confecção das coroas do presente trabalho.

Ao Fabio Lorenzoni, pós-graduando da Disciplina de Prótese, pela ajuda e amizade.

Ao Renato Pereira Murback do Centro Integrado de Pesquisas I (CIP I) da FOB-USP, pela ajuda e colaboração neste trabalho.

À ADITEK do Brasil Ltda., na pessoa de seu proprietário, Alexandre Gallo Lopes, pela cessão do aparelho a LASER. Particularmente, ao Sr. Eduardo Aparecido Garcia Damião, pela irradiação a LASER dos munhões do presente trabalho.

Finalmente, ao Conselho Nacional de Pesquisas (CAPES), pela concessão da Bolsa.

SUMÁRIO

Resumo

Abstract

1- Introdução.....	17
2- Revisão de literatura	21
2.1- Primeira parte.....	21
2.2- Segunda parte.....	35
3- Proposição.....	55
4- Materiais e métodos.....	59
4.1- Para avaliação da força de destorque	59
4.2- Para a avaliação da resistência à remoção.....	63
por tração das coroas	
4.2.1- Processo de confecção das coroas.....	63
4.2.2- Processo de limpeza e de cimentação das coroas.....	66
5- Resultados.....	77
6- Discussão.....	81
6.1- Do método.....	81
6.2- Dos resultados.....	86
7- Conclusões.....	91
Referências	95
Apêndice	

Resumo

Problemas freqüentes na prótese sobre implante são o afrouxamento do parafuso que une o munhão ao implante e a soltura da prótese cimentada. Assim, foi estudada a manutenção da força de torque, promovida por 2 diferentes parafusos fixadores de munhão, e a resistência à remoção por tração de coroas de NiCr, cimentadas ou re-cimentadas com fosfato de zinco sobre munhões com diferentes características. Numa primeira fase, foram utilizados 20 conjuntos implante/munhão/parafuso (NEODENT), constituídos de liga de Ti, nos quais existiam 10 parafusos comuns e 10 revestidos com carbono (Neotorque). A força de torque de 32 N era aplicada com um torquímetro analógico de precisão (TOHNICHI) e, para a aplicação cíclica de carga de compressão axial, foi utilizada uma máquina eletro-mecânica de fadiga, com carga de 200 N e freqüência de 2 hertz, durante 500.000 ciclos. Na segunda fase, foram usados 30 conjuntos (implante/munhão/parafuso e respectivas coroas), onde existiam apenas parafusos comuns, porém com munhões de diferentes tamanhos e aspectos superficiais: o munhão universal (MU), o personalizado original (MPO) e o personalizado irradiado (MPI). As coroas destes 2 últimos grupos já haviam sido cimentadas e tracionadas, num trabalho anterior. Todas as coroas foram agora cimentadas com fosfato de zinco e submetidas (7 dias depois) a ensaios de tração, em uma máquina universal de ensaios regulada na velocidade de 0,5 mm/min. Nas condições deste trabalho, foi possível concluir que ambos os parafusos analisados (comum e Neotorque) apresentaram comportamento semelhante, na manutenção da força de torque promovida, e que a resistência à remoção por tração de coroas, cimentadas pela primeira vez, com o munhão universal (MU), foi a menor de todas (227,83 N.cm); para os caso das recimentações, com o munhão personalizado de textura original, esta resistência apresentou valor intermediário (448,37 N.cm), tendo sido a maior de todas (1.570,76 N.cm) aquela apresentada pelo munhão personalizado que sofreu irradiação por LASER.

Palavras-chave: Implante Dentário. Prótese Dentária. Torque. Parafuso. Cimentação. Resistência à Tração.

ABSTRACT

Frequent problems in implant prosthodontics are loosening the screw that joins the abutment to implant and the releasing of the cemented prosthesis. Thus, it was studied both the torque force maintenance promoted by two different screws as the resistance to removal by traction of NiCr crowns, cemented or re-cemented with zinc phosphate over abutments with different characteristics. In a first phase, it were used 20 Ti alloy-made sets (composed by Neodent implant / abutment / screw), in which there were 10 slotted screws carbon-coated (Neotorque). The torque force of 32 N was applied with an analogical torque wrench (TOHNICHI) and the cyclic axial compression load with a fatigue electro-mechanical machine, with a load of 200 N and frequency of 2 Hz, over 500,000 cycles. In the second phase, it was used 30 other sets (composed by implant / abutment / screw and their crowns) where there were only common screws, but with sleeves of different size and superficial aspects: the universal abutment (MU), that personalizable with original texture (MPO) and the personalizable with a LASER treatment (MPI). Crowns of these two latter groups had already been cemented and pulled in a previous work. All crowns were here cemented with zinc phosphate and submitted (7 days later) to tensile tests in an universal testing machine set at a speed of 0.5 mm / min. In the conditions of the present work, it was concluded that both analyzed screws (common and Neotorque) behaved similarly, maintaining the torque force promoted, and that resistance to removal by traction of crowns cemented by first time with the universal abutment (MU) was the lowest of all (227.83 N.cm); for recementations, personal abutment with original texture had intermediate values resistance (448.37 N.cm), being the largest of all (1570.76 N.cm) that presented by the abutment modified by LASER irradiation.

Keywords: Dental Implantation. Dental Prosthesis. Torque. Screw. Cementation. Tensile Strength.

1 Introdução

1- Introdução

É grande o número de pacientes que, tendo perdido um ou mais dentes, buscam a prótese sobre implante como a forma de recuperar o conforto, a aparência estética, a fonética e a funcionalidade mastigatória.

Os implantes osseointegráveis e suas respectivas próteses não estão livres de limitações e de eventuais complicações, principalmente quando o planejamento adotado não seguir princípios biomecânicos consagrados nos protocolos de tratamento, ou quando ainda não forem respeitados os aspectos funcionais e estéticos do paciente.

Um dos problemas freqüentes nesse tipo de prótese é o **afrouxamento do parafuso** que une o munhão ao implante. Existe um fabricante que alega que o revestimento deste parafuso com carbono reduziria o coeficiente de atrito, assim melhorando a eficiência da **pré-carga**. Esta é a força de torque inicialmente aplicada ao parafuso; cerca de 10 minutos mais tarde é que deve ser confirmado se a pré-carga mantém-se como a carga de torque necessária, de modo definitivo. Com o passar do tempo, em função das tensões mastigatórias aplicadas ao conjunto implante/parafuso/munhão, o parafuso pode sofrer um afrouxamento (podendo até vir a soltar-se completamente); portanto, a pré-carga parece ser fundamental para a estabilidade definitiva da prótese. Geralmente é o fabricante que estabelece o valor do torque para cada um dos parafusos por eles fabricados, o qual depende das suas características estruturais e da composição dos mesmos.

Um outro problema frequente é o **descolamento das coroas cimentadas**. Além do tipo de material cimentante, este aspecto é também dependente das condições superficiais de cada munhão, as quais podem envolver características retentivas micromecânicas (criadas, por exemplo, através de jateamento, ataque eletrolítico ou ainda de irradiação por LASER) ou ainda algum tipo de tratamento superficial, como eletrogalvanização.

Os fabricantes costumam introduzir modificações nos implantes e em seus acessórios, muito comumente deixando de fabricar algum modelo anterior; por isto, os clínicos e pesquisadores devem estar sempre atentos para as novidades apresentadas.

Seria interessante, entre outros aspectos, avaliar a estabilidade promovida por diferentes parafusos fixadores de munhão (inclusive os recobertos com

carbono); também seria importante avaliar a resistência à remoção por tração de coroas cimentadas sobre munhões de diferentes dimensões, com ou sem sulcos, ou ainda com texturas superficiais diferentes; também seria útil avaliar o desempenho de peças cimentadas pela primeira vez, ou re-cimentadas.

2 Revisão de literatura

2- Revisão de literatura

A primeira parte do presente tópico é constituída por estudos relacionados aos parafusos utilizados na área de Implantes; a segunda parte está relacionada ao processo de cimentação de coroas, também na referida área.

2.1- Primeira parte

Burguete, Johns e King (1994) escreveram que o objetivo do aperto de qualquer junta com parafusos é evidente por si só e que, se um parafuso não ficar firme, não se consegue alcançar a função de que as partes componentes sejam mantidas unidas; entretanto, afirmaram que o nível adequado de firmeza requerida numa situação específica é muito menos óbvio, embora uma quantidade definida de torque seja recomendada para cada parafuso no sistema de implante; ainda apontaram que o objetivo a longo prazo tem sido evitar o afrouxamento deste, devendo o torque ter sido aplicado com um valor tão alto quanto possível. Informaram que o aumento do conhecimento sobre os princípios mecânicos envolvidos neste aspecto, associado à grande possibilidade de falhas causadas pela percepção intuitiva, quando da aplicação manual do torque, levou ao desenvolvimento de vários dispositivos mecânicos e eletrônicos para utilização com implantes. Ressaltaram que é muito comum encontrar, na literatura dos usuários, o uso do termo “torque ótimo”, o qual seria inadequado, por razões explicadas pela Física, e que o termo mais adequado seria “torque pretendido”. Escreveram ainda que é importante no apertamento a aplicação de uma “pré-carga ótima”, mas “que o ato de apertamento propriamente dito envolve a aplicação de torque”. Após efetuarem uma série de considerações geométricas sobre as dimensões de roscas, assim como explicações acerca dos outros princípios matemáticos envolvidos, discorreram sobre a eficiência dos diferentes métodos de apertamento, tanto na Engenharia com na Odontologia. Ressaltaram também que sempre existirá alguma fenda entre as partes unidas do conjunto, onde existir baixo grau de deformação elástica. Finalizaram suas conclusões sugerindo o desenvolvimento de dispositivos de torque mais apropriados, “baseados em métodos de controle torque/ângulo.”

Haack *et al.* (1995) desenvolveram um método para determinar a pré-carga inicial em parafusos de munhões do tipo UCLA, através da mensuração do

alongamento (com um torquímetro digital), após terem sido efetuados torques de apertamento conhecidos. Também mediram o torque de afrouxamento, após terem aplicado um torque “de 32 N-cm” para os parafusos de liga de ouro e “de 20 N-cm” para os parafusos de titânio; estes parafusos (Implant Innovations) foram usados na fixação de um munhão constituído por ouro (do tipo UCLA, hexagonal, da mesma firma já referida) a um implante de titânio (Nobelpharma). As tensões e as forças foram calculadas a partir das medidas de alongação, para 3 regiões de cada parafuso; constataram que este alongamento dos parafusos, após terem sido aplicados os torques de apertamento recomendados pelo fabricante dos parafusos, estava dentro da faixa de deformação elástica. Verificaram ainda que os valores das tensões induzidas eram 57,5% e 56%, respectivamente, daqueles da resistência limite da liga de ouro e do titânio, e que o apertamento dos parafusos poderia ser efetuado acima dos níveis recomendados, sem que houvesse deformação plástica. Denominaram a carga de torque como “torque de apertamento” e a de destorque como “torque de afrouxamento”. Concluíram afirmando que era possível apertar os parafusos além dos níveis de torques recomendados, para diminuir problemas de afrouxamento, e que as forças mastigatórias provavelmente atuem elevando as tensões de tração no parafuso.

Jaarda, Razzog e Gratton (1995) com a atenção voltada para os componentes intercambiáveis, estudaram 5 diferentes parafusos (3i Implant Innovation-gold, Impla-Med-gold, Nobelpharma-gold, 3i Implant Innovatiion-titanium e Implant Support Systems-titanium), usando microscópio eletrônico de varredura, para avaliar 8 parâmetros geométricos deles (o diâmetro da cabeça do parafuso, o comprimento do corpo do parafuso, o passo de rosca, o maior diâmetro da rosca, o diâmetro do pescoço, o comprimento do pescoço, a largura da crista do fio de rosca e a largura do fundo do vale da rosca), servindo como controle o Nobelpharma-gold. Seus resultados revelaram diferenças estatisticamente significantes entre todos os parâmetros estudados, com exceção do passo de rosca e largura da crista do fio de rosca. Assim, concluíram que o intercâmbio destes parafusos pode introduzir variáveis imprevisíveis nos tratamentos.

Sakaguchi e Borgersen (1995) relataram que os estudos clínicos têm indicado que o afrouxamento das próteses sobre implante ocorre em 5% a 45% dos casos no primeiro ano e que a natureza deste ou do deslocamento dos componentes protéticos é complexa, já que compreende a fadiga cíclica, a presença de fluidos

bucais, assim como cargas e padrões de mastigação variados; outro aspecto envolvido é a pré-carga efetiva alcançada nos componentes, a qual é dependente da qualidade do acabamento das interfaces, da fricção entre os componentes, da geometria e das propriedades do material; por causa de todos esses fatores, o prognóstico da pré-carga é difícil. Utilizaram o método de análise por elemento finito para estudar o mecanismo de transferência de carga entre componentes protéticos, causados pela aplicação do torque aos parafusos utilizados. Escreveram que, quando o parafuso de retenção é fixado dentro do pilar (ocasião em que aquele sofre alongamento), sua força de união ao implante é aumentada, em função da diminuição da força de união na sua interface com o pilar, em cerca de 50%.

Binnon (1996) verificou o desajuste rotacional que surgia na extensão do hexágono externo de um implante Branemark com 3.75×10 mm e no hexágono interno do *abutment* (tipo UCLA), para avaliar a estabilidade do parafuso; o *abutment* foi fixado no implante através de um parafuso de titânio, com um torque de 30 Ncm, através de um torquímetro calibrado (Tonichi America, Modelo 6BTG). A máquina utilizada aplicava 1.150 golpes verticais de compressão (133,3 N) por minuto, enquanto o implante efetuava 28 giros por minuto, até surgir uma abertura nítida entre o implante e *abutment*, quando a máquina era desligada e o número de ciclos realizados era anotado. Puderam concluir que existia correlação direta entre o desajuste que surgia no hexágono e a perda da fixação do parafuso.

Binon (1998) relatou que é comum acontecer o afrouxamento do parafuso de pilar de próteses associada com implantes de hexágono externo. Afirmaram que seu propósito era analisar a eficácia de uma técnica que visava evitar o afrouxamento do parafuso, a qual testaram através da aplicação de cíclica de carga, usando o mesmo protocolo de seu trabalho anterior (BINNON⁵); usaram implantes de hexágono externo fixados verticalmente em cilindros de resina, pilares cônicos do tipo UCLA (com 8 mm de comprimento e diâmetro de 8 mm e mesa de 3 mm), confeccionados em titânio, cujo receptáculo hexagonal era de 0,1085 polegadas. Num primeiro grupo (experimental), cada *abutment* era anexado ao implante e o respectivo parafuso sofria um primeiro aperto manual, com a maior força de torque possível, sendo reapertado após 10 minutos: então, com uma seringa, colocavam sobre a cabeça do parafuso uma pequena porção de elastômero; sobre esta compactaram uma bolinha de algodão e, sobre esta última, colocaram uma cobertura de resina composta Fermit, para promover a vedação oclusal. No segundo grupo (controle), o

parafuso do pilar recebeu um torque de 20 Ncm (como recomendado pelo respectivo fabricante), com uma chave de torque; não sendo colocado nenhum material em sua câmara de acesso do parafuso. Concluíram que a técnica recomendada não aumentou a resistência ao afrouxamento do parafuso apesar de ser um método viável para a vedação do orifício do *abutment*.

McGlumphy, Mendel e Holloway (1998) discorreram sobre os sistemas e princípios que regem a mecânica dos parafusos usados na área de implantes; chamaram a atenção para o fato de que a força que visasse separar as partes componentes de um sistema de implante podia ser chamada de “força de separação de juntas” e aquela que visasse manter as tais partes juntas podia ser chamada de “força de junção”.

Korioth, Cardoso e Versluis (1999) analisaram o efeito de uma espécie de anel chamada mola de pressão (colocada entre o parafuso e o *abutment*) usada para facilitar o destorque de um parafuso de ouro; para isto, incluíram dois implantes de 8,5 mm de comprimento (Brånemark) em resina acrílica, distantes entre si aproximadamente à largura méso-distal de um pré-molar inferior; os *abutments* foram unidos aos implantes por parafusos que receberam um torque de 20 N.cm, através de uma peça-de-mão (Nobel Biocare) adaptada a um controlador de torque (Nano Transducer); ainda confeccionaram uma prótese parcial fixa, com 3 elementos, numa liga com menos de 25% de ouro (Ney Inc dental). Efetuaram o ajuste necessário, para que houvesse passividade da peça, o que foi confirmado por inspeção tátil e visual; o sensor da carga, unido à peça-de-mão, serviu para medir a intensidade do torque necessário para afrouxar completamente os parafusos de ouro, em função do tempo; assim, estas forças de destorque foram medidas em 4 diferentes condições, envolvendo a presença das molas em ambos os implantes (a), apenas naquele denominado mesial (b), no distal (c) e em nenhum deles (d). Verificaram que a presença da mola simultaneamente em ambos os parafusos não promoveu diferença da força de destorque, em relação à ausência delas, naquela mesma condição. Concluíram que a inclusão da referida mola promoveu um aumento significativo da quantidade de força necessária para afrouxar completamente o parafuso.

Cibirka *et al.* (2001) estudaram as diferenças nos valores de destorque, após ensaios cíclicos de fadiga, quando as dimensões dos hexágonos externos dos implantes eram diferentes; utilizaram três implantes (com dez amostras em cada

grupo), todos eles com diâmetro de 3,75 mm e plataforma regular, com variação apenas da altura e da largura do hexágono. O primeiro grupo (R) possuía hexágono externo padrão; o segundo (M) possuía hexágono com largura e alturas menores que as do grupo anterior (respectivamente 0,04 mm e 0,03 mm) e o terceiro (C) teve seu hexágono alterado para uma forma circular; confeccionaram trinta pilares (do sistema Procera), cada um dos quais era fixado a seu implante com parafusos de ouro, com torque de 32N/cm, medido através de um controlador eletrônico de torque (Nobel); uma marca vertical (feita nas proximidades da interface implante/pilar) servia de referência na posterior avaliação de deslocamentos. Cada espécime foi submetido a uma carga cíclica, que consistia na aplicação vertical de uma força de compressão que variava de 20 a 200N, com frequência de 8 destes ciclos por segundo, o que, segundo eles, “simularia as condições encontradas na mastigação humana, e que, num total de 5.000.000 de ciclos, equivaleria a aproximadamente cinco anos de mastigação”; ao final dos ensaios, avaliaram os espécimes visualmente e através de radiografias; posteriormente, avaliaram a força necessária para o desparafusamento (com o medidor já referido) e examinaram, por microscopia comum, as superfícies dos hexágonos e da região circular. Devido ao fato de não terem detectado alterações significativas, concluíram que a variação de altura e diâmetro do hexágono ou sua total eliminação não afetou a tensão dos parafusos, sendo aquele importante apenas para permitir a instalação do implante e para orientar o assentamento do pilar sobre a respectiva plataforma.

Gratton, Aquilino e Stanford. (2001) empregaram um ensaio com aplicação cíclica de carga, para investigar micromovimentos do parafuso de pilar fixado sobre implantes e a respectiva fadiga dinâmica, em função da variação do torque; lembraram que uma carga cíclica que simule a mastigação pode provocar micromovimento e fadiga dos parafusos. Cada um de seus grupos era composto por 5 espécimes, cada um composto por um implante (3,75 x 15 mm), fixado por seu respectivo parafuso (constituído de liga de ouro) a seu munhão do tipo UCLA, sendo todos estes componentes fabricados pela 3i Implant Inovações; assim compuseram três grupos (A, B e C), variando a intensidade da pré-carga (respectivamente 32, 16 e 48 N.cm), a qual foi controlada através de um torquímetro 9BTG-N (Tohnichi America). Uma máquina modelo 810 (MTS Systems Corp) foi utilizada para aplicar ciclicamente uma carga de compressão axial variável de 20 a 130 N, na frequência de 6 Hz, sobre a capa protetora colocada no munhão de cada

espécime. Utilizaram um sensor apropriado para registrar os micro-movimentos do parafuso, após períodos de 100, 500, 1.000, 5.000, 10.000, 50.000 e 100.000 ciclos. Constataram que houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos, sendo que o B (16 N.cm) exibiu maior micromovimento do que o A (32 N.cm) e do que o C (de 48 N.cm), em todos os períodos analisados. Chegaram à conclusão que, sob os parâmetros de carregamento deste estudo, ocorreu “uma fadiga não mensurável na interface implante/munhão.”

Martin *et al.* (2001) afirmaram que o afrouxamento do parafuso do pilar continuava sendo um problema freqüente para prótese sobre implante e que alguns fabricantes têm introduzido estes parafusos com superfícies tratadas, num esforço para reduzir o risco de afrouxamento potencial. Estudaram 4 diferentes parafusos de pilar comercialmente disponíveis [o Gold-Tite (Gt), o Gold Alloy (Ga) e o Titanium Alloy (Ta), da Implant Innovations, além do TorqTite (Tt), da Nobel Biocare, todos com seus respectivos pilares], avaliando a influência dos materiais constituintes na geração de pré-carga; cada grupo analisado era composto por 20 espécimes, nos quais também analisaram também as superfícies. Foram usados implantes de 3,75 mm × 18 mm, do tipo hexágono externo (Implant Innovations); cada implante foi incluído em resina acrílica e um medidor de torque digital (Mark 10 Corp) foi utilizado para aplicar um pré-torque de 5 N.cm; 5 minutos depois (para permitir o relaxamento de tensões), era aplicado um torque de 20 N.cm, num primeiro grupo, e 32 N.cm, num segundo grupo. Após 5 minutos mais, a força de torque (20 ou 32 N.cm) era reaplicada para verificar se acontecia alguma rotação, a qual era registrada em graus. Ao término da coleta de dados, um espécime de cada grupo era analisado ao microscópio eletrônico de varredura. Informaram ter detectado que os contatos mais firmes estavam localizados na porção média da superfície superior da rosca do parafuso. O maior número destes contatos foi visto nos espécimes Gt (14 contatos, dentre os 20 possíveis). Concluíram que os parafusos Gt e Tt, cujas superfícies tratadas ajudam a reduzir o coeficiente de atrito, “havam gerado maiores ângulos de rotação”, em relação aos demais.

Tan e Nicholls (2001) mediram a pré-carga do parafuso de fixação de pilar, na interface implante/pilar de 7 sistemas de pilares hexagonais. Informaram que a pré-carga seria a força necessária para manter a integridade da união do parafuso que une o pilar ao implante, a qual propicia longevidade clínica aos componentes protéticos, e que esta seria dependente do desenho do pilar, do diâmetro do

parafuso, do valor torque aplicado e da velocidade de aplicação deste. Lembraram que a relação entre o torque aplicado e a pré-carga produzida poderia variar, em função das propriedades do material, do diâmetro do parafuso de fixação, de sua geometria, do coeficiente de fricção entre as superfícies, além de outros fatores encontrados em situações clínicas. Escreveram que uma falta de adaptação passiva poderia causar complicações protéticas, como falha do parafuso para fixação do pilar, fratura do “cilindro de ouro”, falha do restante da estrutura metálica e possível perda da osseointegração. Informaram que seu estudo teve por objetivo avaliar a pré-carga produzida na união implante/pilar, em vários sistemas de pilares, comparando a velocidade de aplicação (lenta e rápida) do torque de fixação. Os torques foram aplicados seguindo-se a determinação dos respectivos fabricantes, assim sendo de 20 ou 32 N.cm, o que dependia de cada tipo de pilar. Esclareceram que os implantes (após terem as roscas internas eliminadas) foram fixados verticalmente numa mesa giratória e que esta modificação foi necessária para permitir que os parafusos fossem testados apenas no corpo do pilar e não presos a aquelas, quando as cargas verticais fossem aplicadas. A menor pré-carga registrada foi 180,6 N, para o pilar Standard de 5,5mm de altura (Nobel Biocare) com aplicação lenta de torque, e a maior de todas foi 666,4 N, para o Cera One de 2,0 mm de altura (também da Nobel Biocare), também com aplicação lenta do torque de fixação.

Khraisat *et al.* (2002) avaliaram o efeito da resistência à fadiga de 2 sistemas unitários de implantes, Brånemark (Nobel Biocare) e ITI (Instituto Straumann); incorporaram implantes com 10 mm de cada sistema em blocos cilíndricos de resina acrílica., perfazendo um total de 7 espécimes para cada grupo. Cada implante Brånemark foi conectado a um munhão CeraOne, através de um parafuso de liga de ouro que recebeu torque de 32 N.cm, através de uma unidade eletrônica de controle de torque. Cada implante ITI, com pilar sólido, foi igualmente montado, porém com aperto de 35 N.cm, com chave de torque era fornecida pelo fabricante. Cada coroa confeccionada foi cimentada com fosfato de zinco Hy-bond (Shofu Inc) e, após 50 minutos, numa máquina de ensaio de fadiga ajustada para este estudo, recebeu a aplicação cíclica de uma carga que crescia de 0 até 100 N (voltando a zero), aplicada perpendicularmente à superfície plana da pilar. Para investigar a resistência à fadiga durante 6 anos de função simulada, foi definido aplicar-se um total de

1.800.000 ciclos, na frequência de 75 ciclos / min. Para o grupo Brånemark, os parafusos atingiram a fratura entre 1.178.023 e 1.733.526 ciclos, com um desvio padrão de 224.477 ciclos; para o ITI, nenhum espécime sofreu fratura, até o total de 1.800.000 ciclos.

Siamons, Winkler e Boberick (2002) procuraram determinar se a variação da pré-carga sobre o complexo implante-pilar afetaria o afrouxamento do parafuso, na condição de carregamento simulado, usando peças de um único fabricante (Osteo-Implant Corporation). Os parafusos foram apertados por um torquímetro 3.6 BTG S (Tohnichi), compondo-se grupos que receberam 25, 30, 35 ou 40 N.cm. Em cada um destes grupos, um era deixado em repouso por três horas, depois de ser apertado, para depois ter o parafuso desapertado. Aos demais, o retorque era aplicado após 10 minutos, com o mesmo valor de torque inicial; em seguida, cada espécime era colocado numa máquina de ensaios universal (MTS Systems Corporation), na qual uma carga de compressão (variando de 0 a 26 libras e voltando a zero) era aplicada por 3 horas, após o que se verificava a força de destorque. Ressaltaram que, baseados nos parâmetros estabelecidos em sua investigação *in vitro*, na qual existiu uma análise estatística complexa (análise de variância, análise de covariância e análise de regressão linear), podiam recomendar o seguinte: (1) reapertar parafusos de pilar, 10 minutos após as aplicações de torque inicial, deve ser um procedimento a ser efetuado rotineiramente e (2) aumentar o valor de torque acima de 30 N.cm, para parafusos de pilar, pode ser uma atitude benéfica para a estabilidade do pilar do implante, assim diminuindo o risco de afrouxamento do parafuso.

Tavarez *et al.* (2003) avaliaram a fidelidade do torque gerado pelos torquímetros Nobelpharma (Nobel Biocare), Torque Driver 3I (Implant Innovation), Torque-Lock (Intra-Lock) e Dyna (Dyna Torq), utilizando 10 parafusos UCLA Titânio (Implant Innovation). Estabeleceram que os 2 valores de carga de torque avaliados com os dois primeiros torquímetros seriam 20 e 32 N/cm (respectivamente 1A e 1B para o Nobelpharma e 2A e 2B para o Torque Driver 3I) e 20 e 30 N/cm com os dois últimos (respectivamente 3A e 3B para o Torque-Lock e 4A e 4B para o Dyna. Assim, mediram a quantidade de torque necessária para o afrouxamento do parafuso, após a aplicação de cada um dos 2 valores de torque, com cada um dos torquímetros, utilizando-se um medidor analógico de torque BTG60CN (TONICHI). Afirmaram poder concluir que (baseados no tratamento estatístico efetuado) os torquímetros eletrônicos Nobelpharma e Torque Driver geram adequadamente as

quantidade de torque para a qual são programados, enquanto que mesmo não acontece para os torquímetros Torque-Lock e Dyna.

HECKER e ECKERT (2003) avaliaram as alterações na adaptação de próteses fixas implanto-suportadas após carga cíclica. Confeccionaram uma base rígida e posicionaram 5 implantes dispostos em forma de arco, com 10 mm de distância entre si. Foram utilizados pilares padrões de 4 mm (Nobel Biocare), confeccionadas 15 infra-estruturas de prótese fixa sobre implante (pela técnica da fundição por cera perdida) com cilindros de ouro de 4 mm incorporados à elas e uma extensão distal ("cantilever") bilateral de 18 mm. Os pilares receberam torque de 20 N.cm e o parafuso do cilindro de ouro de 10 N.cm. As infra-estruturas foram submetidas à ciclagem com carga de 200 N, em três condições distintas: cinco com aplicação de carga na região anterior, cinco na extensão distal esquerda e cinco bilateralmente nas extensões distais. A interface entre o pilar e o cilindro de ouro foi mensurada antes do ensaio, após 50.000 ciclos e 200.000 ciclos, em quatro pontos pré-determinados, com o auxílio de um microscópio ótico. Houve uma significativa diminuição nos valores na desadaptação na interface pilar/cilindro de ouro quando a carga foi aplicada na região anterior da infra-estrutura, entretanto, quando a carga foi aplicada uni ou bi-lateralmente na extensão distal posterior, não foi observado mudanças em sua interface.

Kano (2004) avaliou o desajuste marginal e o efeito da aplicação da carga cíclica no destorque dos parafusos de retenção de pilares protéticos usinados, fundidos e sobre-fundidos com conexão de hexágono externo (HE) e interno (HI). Analisou 12 pilares protéticos para cada grupo do HE: usinado em titânio (A1), com cinta metálica em paládio-prata sobre-fundido com paládio-prata (A2), de plástico fundido em liga de NiCr (A3) e de plástico fundido em CoCr (A4). Também analisou 12 pilares protéticos do grupo HI: usinado em titânio (B1) e com cinta metálica em paládio-prata sobre-fundido em paládio-prata (B2). Realizaram análises de desajuste marginal (profundidade da fenda e desajuste vertical e horizontal) e de desajuste rotacional na interface implante/pilar protético. Os valores do destorque foram registrados antes e após a aplicação da carga cíclica. Para a análise de desajuste marginal, os resultados demonstraram que a diferença entre os pilares usinados, fundidos e sobre-fundidos foram variáveis. Todos os grupos apresentaram desajuste rotacional inferior a 5°, indicando adequada estabilidade das conexões. Para conexão do tipo hexágono externo, os pilares usinados apresentaram maior

destorque inicial, entretanto, o destorque final foi igual para os usinados e fundidos. O destorque final dos pilares usinados com hexágono externo foi maior do que dos usinados com hexágono interno.

Khraisat *et al.* (2004) avaliaram o efeito do carregamento cíclico lateral com diferentes posições sobre a carga do afrouxamento do parafuso do pilar de um sistema de implante hexágono externo. Quinze conjuntos de implante Brånemark foram divididos igualmente em três grupos (A, B e C), cada um com 5 espécimes. Para o grupo A, a aplicação cíclica da carga de 50 N foi aplicada centralmente e perpendicular ao longo eixo do implante, enquanto que para o grupo B, a mesma carga foi aplicada excentricamente (a uma distância de 4 mm), na direção de desparafusamento. O grupo C (controle) foi deixado sem carga, pelo período de tempo equivalente ao da aplicação da carga aos dois demais grupos, que consistia na aplicação de $1,0 \times 10^6$ ciclos, o que equivaleria a 40 meses de função simulada. Cada conjunto consistia de um implante Mark IV (4 × 10 mm) montado em um bloco de bronze, um pilar CeraOne (3 mm) e um cimento experimental, e foi mantido no lugar (fixado numa placa sólida). Um medidor de torque Tohnichi BTG 60 CN foi utilizado para garantir uma correta aplicação da força para cada pilar, sendo mantido firme e cuidadosamente girado no sentido horário até que o parafuso chegasse aos 32 N/cm, como recomendado pelo fabricante para aplicações clínicas. Após 10 minutos, o parafuso era re-apertado (mesmo valor de torque) para minimizar a incrustação do relaxamento e, portanto, auxiliar na realização da pré-carga ideal. Cinco minutos depois, o torque reverso da pré-carga foi medido usando o mesmo torquímetro. Posteriormente, o parafuso foi apertado e, em seguida, re-apertado, como descrito anteriormente. O torque reverso foi registrado antes e após o carregamento e a diferença foi calculada. Após análise estatística dos resultados, o grupo A apresentou uma diferença significativa nos valores de torque reverso, (-5,6 para $-3,4 \pm 0,86$ N/cm) em comparação ao grupo B (-1,9 para $-0,5 \pm 0,99$ N/cm) e ao grupo C (-0,7 para $0,0 \pm 0,26$ N/cm) com $P < .001$. Os grupos B e C não foram significativamente diferentes entre si. Assim, concluíram que dentro das limitações deste estudo, o valor do torque foi conservado sob carga lateral excêntrica, em comparação à carga lateral cêntrica.

Kim *et al.* (2005) estudaram o papel do atrito e do desgaste no grau de afrouxamento do parafuso do pilar utilizando um dispositivo de carga cíclica para comparar 20 implantes de titânio (10 revestidos em seu topo por DLC e 10 não-

revestidos). As propriedades do revestimento DLC incluem dureza, resistência ao desgaste, estabilidade química e biocompatibilidade. Neste estudo, um filme com 1 μm de espessura de DLC foi colocado sobre o topo de um implante de titânio (em forma de hexágono externo). Aos parafusos dos pilares (tipo UCLA) foi aplicada uma força de torque de 30 N, antes do ensaio. Uma aplicação cíclica de carga foi aplicada ao conjunto implante/pilar/parafuso a fim de determinar a diferença do afrouxamento do parafuso do pilar de titânio entre 10 implantes revestidos por DLC. Os ensaios de afrouxamento do parafuso foram realizados com 100 N de força vertical em uma frequência de 20 Hz. Sob estas condições, os dados indicaram que os implantes com revestimento de DLC são mais resistentes ($p=0,002$) do que aqueles sem revestimento.

Nakamura, Conti e Pichler (2006) avaliaram o torque do afrouxamento de parafusos de fixação de *abutments*. Foram formados 6 grupos: HE-TiS e HE-TiNS (implante e *abutment* de hexágono externo, parafuso de titânio, submetido ou não-submetido ao ensaio), HE-AuS e HE-AuNS (implante e *abutment* de hexágono externo, parafuso de ouro, submetido ou não-submetido ao ensaio) e grupo HI-TiS e HI-TiNS (implante e *abutment* de hexágono interno, parafuso de titânio, submetido ou não-submetido ao ensaio). Desenvolveram uma máquina de ensaio de ciclagem mecânica, onde realizaram ensaios com carga máxima aplicada de 120 N em sentido axial, com deslizamento de 0,3 mm sobre a superfície oclusal da coroa e força de atrito de 28 N a uma frequência de 60 ciclos/minuto, durante 500.000 ciclos. O torque de apertamento inicial dos parafusos de fixação foi de 32 N.cm e o torque de afrouxamento mensurado a cada 100.000 ciclos nos grupos submetidos ao ensaio e, a cada 24 horas, após o torque de apertamento nos grupos não-submetidos ao ensaio. Concluíram que os valores de destorque dos parafusos de fixação foram menores em todos os grupos submetidos ao ensaio; que o destorque foi estatisticamente menor para os parafusos de titânio quando se compararam os grupos HE-TiS ($15,56 \pm 1,38$ N.cm)/HE-AuS ($18,15 \pm 1,85$ N.cm) e os grupos HE-TiNS ($23,76 \pm 1,59$ N.cm)/HE-AuNS ($27,06 \pm 1,23$ N.cm); e que o destorque dos parafusos de titânio também foi estatisticamente menor quando utilizados nos grupos HE-TiS ($15,56 \pm 1,38$ N.cm) comparados aos grupos HI-TiS ($18,56 \pm 1,14$ N.cm).

Stüker (2006) relatou que inúmeros autores consideram os problemas mecânicos de fratura ou afrouxamento de componentes, uma das principais causas

de insucesso em reabilitações implanto-suportadas, estando muitos destes problemas relacionados a uma tensão (também conhecida como pré-carga) insuficientemente induzida ao parafuso para fixação do pilar trans-mucoso. Assim, neste estudo *in vitro*, comparou-se a pré-carga de 3 tipos diferentes de parafusos para fixação de pilares trans-mucosos utilizados em próteses unitárias implanto-suportadas, através de extensiometria e valores de torque de remoção. Foram utilizados 3 implantes de hexágono externo Conexão, com 4 mm de diâmetro por 15 mm de comprimento, sendo que cada um recebeu um pilar trans-mucoso, do tipo CeraOne para prótese unitária cimentada, a qual foi fixada ao implante com seu respectivo parafuso de ouro (Grupo A), titânio (Grupo B) ou titânio com tratamento superficial (Ti-Tite) (Grupo C). Dez parafusos de cada tipo foram fixados com um torque de $30,07 \pm 0,28$ N.cm e mantidos em posição por 5 minutos. Após a fixação, foi avaliado o valor da pré-carga produzido com a utilização de extensiometria e de uma célula medidora de pré-carga. Para a medição do torque inicial e do de remoção foi utilizado um dispositivo eletrônico de controle. Os parafusos de ouro apresentaram os maiores valores de pré-carga ($131,72 \pm 8,98$ N.cm), seguido dos de titânio com tratamento de superfície ($97,78 \pm 4,68$ N.cm), sendo que os de titânio apresentaram os menores valores ($37,03 \pm 5,69$ N.cm). Os valores de torque de remoção foram de $17,64 \pm 1,12$ N.cm para os parafusos de ouro, de $18,75 \pm 1,89$ N.cm para os de titânio e de $16,43 \pm 1,33$ N.cm para os de titânio com tratamento de superfície. Após análise de variância ($p < 0,05$) e teste de Tukey ($p < 0,05$) foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os 3 grupos, tanto para os valores de pré-carga como para os de torque de remoção. Com esses resultados, sugere-se que os parafusos de ouro sejam os mais indicados para uma maior longevidade da união pilar-implante e, conseqüentemente, da restauração protética, em vista dos maiores valores de pré-carga produzidos.

Pastor, Lenharo e Carvalho (2008) mostraram que as maiores complicações das próteses sobre implantes de hexágono externo estão relacionadas ao afrouxamento dos parafusos de fixação. Avaliaram o comportamento de três tipos de parafusos disponíveis no mercado: de titânio (Ti), de liga de ouro (G) e de liga de ouro revestido com ouro puro (Gt), fornecidos pela firma 3i Implant Innovation. Foram analisados 20 parafusos de cada grupo, sendo subdivididos em dois grupos, fixados com 32 N/cm sobre *abutments* em implantes inclinados a 15° . No primeiro grupo foram avaliados, após cinco apertos/desapertos dos parafusos, com um

torquímetro digital (Mark 10 Corp, Hicksville, Nova York), os valores do ângulo de rotação, cálculo da pré-carga e valores de destorque dos parafusos. O segundo grupo foi submetido a 1.000.000 de ciclos de força de 140 N/cm, o equivalente a um ano de mastigação *in vivo* e registrado os valores de destorque após a remoção dos parafusos pelo mesmo torquímetro. Os resultados mostram o maior ângulo de rotação no primeiro aperto/desaperto dos parafusos, em média 24,5° (Ti), 32,1° (G) e 35,9° (Gt); os maiores valores da pré-carga foram obtidos para os grupos Gt e G, significativamente maiores que o Ti e na razão inversa para os valores do destorque, ou seja, o grupo Ti foi significativamente maior que os outros dois grupos. Após o teste de fadiga, o grupo Ti apresentou os maiores valores para o destorque em relação aos demais grupos. Os maiores valores de ângulo de rotação e pré-carga dos parafusos de liga de ouro, com e sem revestimento, não foram suficientes para a manutenção da pré-carga após um ano de mastigação *in vivo*, quando comparados à maior resistência à tração e atrito produzidos nos parafusos de titânio após aperto com 32 N/cm.

Schwonbach *et al.* (2008) relataram que o desaperto do parafuso que une a prótese ao implante dentário é um dos motivos da falha da reabilitação protética ao longo do tempo. No entanto, o tratamento da superfície de um parafuso com Diamond Like-Carbon (chamado Neotorque, da Neodent, Curitiba) causa a redução do atrito e do deslizamento entre os componentes, o que aumenta o benefício causado pela pré-carga aplicada no parafuso e diminui a probabilidade de se ocorrer um desaperto. Apresentaram um caso clínico, onde o paciente relatava além de uma insatisfação estética, também já ter usado uma prótese cimentada a qual havia apresentado problema de afrouxamento do parafuso neste mesmo implante; portanto, decidiram confeccionar uma nova prótese cimentada, agora utilizando um parafuso com tratamento de superfície (conforme descrito acima). Foi utilizado um munhão personalizado, o já referido parafuso Neotorque, ao qual foi aplicada uma pré-carga de 32 Ncm (com um torquímetro manual, também da Neodent) e uma coroa de porcelana cimentada. Houve um controle durante 36 meses. Concluíram que, existem situações clínicas em que a prótese cimentada mostra-se como única opção para uma resolução estética, e também a necessidade de se utilizar parafusos confiáveis em relação à estabilidade, como os com cobertura de DLC.

Zequetto, Filho e Goiato (2008) analisaram o efeito do torque repetido nos parafusos dos *abutments* de próteses implanto-suportadas através de uma revisão literária. Observaram que para se evitar o risco de afrouxamento e a fratura do parafuso, devem-se respeitar os níveis de torque indicados pelo fabricante, além deles serem os mais altos possíveis, dentro dos limites de resistência. Os valores de torque para fixação do parafuso e pré-carga são diretamente proporcionais, mas inversamente proporcionais se existir fricção entre as partes (coeficiente de fricção). A aplicação do torque repetido sobre os parafusos dos *abutments* exerce interferência sobre os valores de pré-carga, tanto positivas (diminuição da fricção e melhor alongamento) quanto negativas (perda da resistência do material e possibilidade de afrouxamento), procurando utilizar um novo parafuso no momento da conclusão do trabalho protético. Falhas na pré-carga conduzem a um afrouxamento do parafuso e sua possível fratura. É importante realizar um reaperto no parafuso de fixação após dez minutos de sua fixação inicial, como prevenção do afrouxamento. O valor do torque para soltar o parafuso é menor que o para sua fixação. O material com o qual os componentes do sistema da prótese sobre implante são confeccionados interfere nos valores da pré-carga.

Pinelli *et al.* (2009) relataram que o sucesso da reabilitação oral por meio de prótese sobre implante depende, em parte, do assentamento passivo da peça, mantido pelo aperto do parafuso de fixação. Esse aperto pode ser realizado por torquímetros ou manualmente utilizando-se chaves hexagonais, o que gera diferentes intensidades de força. Assim, avaliaram o torque aplicado por cirurgiões-dentistas, homens e mulheres, no aperto manual do parafuso de fixação, variando-se o comprimento da chave hexagonal. Para tanto, participaram deste estudo 212 profissionais, sendo 106 homens e 106 mulheres. Como corpo-de-prova foi utilizado um implante com hexágono interno de 5 mm x 10 mm e um pilar padrão adaptável de titânio, unidos pelo parafuso de fixação. O implante foi fixado a um aferidor de torque Tohnichi BTG 90 CN, e junto ao implante foi acoplado o pilar com seu parafuso. Solicitou-se que cada profissional desse o aperto máximo ao parafuso, ora com a chave curta, ora com a longa, com o pesquisador monitorando o aferidor de torque. Os dados obtidos foram tabulados no Excel 2000 e submetidos à análise de variância (ANOVA) com 1% de significância. A força média exercida pelos homens foi de 20,40 N.cm $\pm$ 5,76 N.cm e pelas mulheres foi de 14,41 N.cm $\pm$ 4,53 N.cm; com

as chaves curta e longa foi de 15,64 N.cm $\pm$ 5,48 N.cm e de 19,17 N.cm $\pm$ 5,95 N.cm, respectivamente. Houve diferença estatisticamente significativa entre os sexos ($p=0,0008$) e entre as chaves ($p=0,0147$), ao contrário do fator de interação sexo/comprimento da chave ($p>0,01$). Concluíram que a força manual conseguida pelo sexo masculino foi superior àquela obtida pelo sexo feminino e que a chave longa proporciona maior torque.

2.2- Segunda parte

Øilo e Jørgensen (1978) estudaram a força de remoção por tração de coroas cimentadas sobre duas séries de cones de metal e duas séries de pinos de dentina (dentes humanos recentemente extraídos) variando a superfície áspera produzida. Dentes naturais também foram preparados e suas respectivas coroas em metal foram confeccionadas. Todos os preparos foram feitos com o mesmo cortador, apenas variava-se a técnica transversal aplicada, que criava variações na textura da superfície. Os valores máximos e a medida aritmética da aspereza foram registrados para cada cone. Os cimentos usados foram: cimento de fosfato de zinco e de policarboxilato, ambos misturados de acordo com as especificações do fabricante em uma sala com temperatura controlada (23 ± 1 °C). A velocidade aplicada foi de 200 mm/min, até que a coroa e o cone se separassem. A força retentora em relação com a área de retenção foi mensurada. Os resultados mostraram que a capacidade retentiva de ambos os cimentos aumentou nas superfícies mais ásperas. O aumento na retenção foi melhor para o metal do que para a dentina. Diferenças também foram encontradas entre os dois cimentos, em superfícies lisas o cimento de fosfato de zinco teve menor capacidade retentora do que o cimento de policarboxilato, mas em superfícies ásperas a relação oposta foi observada.

Felton, Kanoy e White (1987) estudaram o processo de recimentação de *coppings*, para avaliar o desempenho adesivo do cimento de fosfato de zinco. Utilizaram 60 dentes posteriores extraídos, cada um deles fixado em um bloco de acrílico, até o nível de 2 mm abaixo da junção cimento-esmalte. Durante todo o procedimento, desde o preparo dos dentes, até a cimentação e remoção das coroas, os ensaios foram realizados em ambiente com 100% de umidade relativa do ar. No Grupo I, o preparo foi feito com broca do tipo “carbide” e no Grupo II com ponta diamantada. As coroas foram cimentadas com fosfato de zinco (Fleck's

Extraordinary), manipulado conforme as recomendações do fabricante. O cimento foi colocado tanto na parte interna do *copping*, como sobre o dente; uma carga de 25 kg foi aplicada por 10 minutos e mantida durante 24 horas, até a hora do ensaio, realizado em uma máquina de ensaios universal (Instron Corp., Canton, Mass). Apontaram que os valores de tração das coroas cimentadas foi de $4,7 \pm 1$ MPa para o grupo I e $6,3 \pm 1,3$ MPa para o grupo II. Após a remoção por tração, limpavam os *coppings* e os dentes, quando então o processo de cimentação foi repetido. Apontaram que os valores de tração das coroas recimentadas caiu ligeiramente, tendo sido de $4,3 \pm 0,7$ MPa para o grupo I e de $6,1 \pm 0,9$ MPa para o grupo II. Finalizaram escrevendo que o sucesso da recimentação dos *coppings* pode ser consumado, desde que a técnica de cimentação seja corretamente empregada.

Tjan e Li (1992) avaliaram a retenção de *coppings* cimentados sobre 30 dentes (pré-molares superiores humanos) com três tipos materiais de cimentação: um fosfato de zinco (Flecks), como grupo controle, uma resina convencional (Comspan) e um “resinoso” (Panavia Ex). Antes da cimentação, era feita a medição da altura dos espécimes, com um instrumento chamado Digimatic Indicator (Mitutoyo). Os componentes de cada material eram misturados conforme as recomendações do fabricante e as cimentações feitas em 10 *coppings*, em sala com a temperatura de 22 ± 1 °C e umidade relativa do ar de $50 \pm 5\%$. Após a cimentação, foi aplicada sobre os espécimes uma carga de 5 kg, por 10 minutos, ficando estes armazenados em água deionizada a 37 °C, por 21 dias, até os ensaios serem realizados. Os de tracionamento foram realizados com uma máquina universal de ensaios (Instron Corp.), a uma velocidade de 0,1 cm/min. Os resultados foram tratados pela análise de variância (ANOVA), que permitiu concluir que o Panavia Ex era o que promovia maior retenção, comparado com o cimento de fosfato de zinco; não houve diferença significativa entre o Comspan e o cimento de fosfato de zinco.

Gorodovsky e Zidan (1992) estudaram a retenção de coroas cimentadas com 5 diferentes tipos de materiais: um fosfato de zinco (Fleck`s), um ionômero de vidro (Ketac-Cem), uma resina composta (Comspan), uma resina adesiva (Superbond C & B) e um agente de união (Prisma Bond). Foram utilizados molares extraídos e realizadas retenções em suas raízes para que pudessem ser fixados em resina acrílica. Após isso, foi padronizado o preparo da porção coronária e os dentes, moldados com polivinilsiloxano. Para a confecção das coroas, *sprues* em forma de alças unidos à face oclusal foram feitos, para uma futura conexão com a máquina de

ensaio e assim, fundidos com uma liga de ouro (Lodestar). Todas as coroas foram analisadas em um microscópio para verificar possíveis irregularidades, as quais eram removidas com broca. Os cimentos foram misturados de acordo com as recomendações do fabricante. Era colocada uma fina camada dentro da coroa e uma carga constante de 10 lb era aplicada sobre elas por 8 a 10 minutos. Foram colocadas em água deionizada a 37 °C, por 7 dias. Os ensaios foram realizados em uma máquina MTS (MTS Systems Corp.), com uma velocidade de 50 lb/min. Para o ensaio de desintegração foram feitos seis discos de 20 mm de diâmetro e 1,5 mm de espessura com os cimentos: de fosfato de zinco, de ionômero de vidro e de resina composta. Conforme as Especificações da ADA, os discos ficaram submersos em água destilada por 23 horas, a 37 °C e a 100% de umidade. Para a qualidade da margem prepararam 3 coroas e cimentaram uma com fosfato, uma com ionômero de vidro e uma com resina composta. As coroas foram novamente armazenadas em água deionizada, sob mesma temperatura, por 6 a 10 semanas. As margens dos espécimes foram condicionadas com ácido fosfórico a 0,5%, por 5 segundos para remover todos os detritos e depois analisadas em um microscópio eletrônico de varredura (MEV). Os espécimes foram lavados por 30 segundos com água destilada e os resultados foram registrados fotograficamente. Os autores concluíram que houve diferença estatisticamente significativa na alta retentividade para o grupo da resina. Já o grupo do fosfato de zinco e do ionômero tiveram diferenças em relação ao grupo da resina. O teor de superioridade entre o fosfato comparado com o ionômero para a retenção não foi encontrado neste estudo. Para as medidas da desintegração marginal dos cimentos há algumas limitações óbvias para este método utilizado.

Jemt, Lindén e Lekholm (1992) estudaram com mais detalhes problemas clínicos vistos nos estágios mais recentes do tratamento protético sustentados por implantes Brånemark. 96 maxilas e mandíbulas edêntulas receberam 127 implantes e próteses fixas sustentadas por 354 implantes. Os pacientes foram acompanhados por um ano e o sucesso total foi na proporção de 98,6% dos implantes examinados. Nenhuma das próteses instaladas foi perdida durante o período de observação. Os problemas que ocorreram durante esse um ano de uso das próteses foram relacionados com a perda do parafuso de ouro e queixas estéticas, complicações que foram facilmente resolvidas. Além disso, o número de complicações foi menor em relação ao apresentado pela prótese total comum.

Cara e Mandetta (1992) avaliaram a resistência à remoção por tração de coroas de cobre-alumínio cimentadas em preparos realizados em torno mecânico com 20 dentes naturais (caninos e pré-molares) que foram incluídos em resina acrílica ativada quimicamente por dispositivo especial. Os espécimes foram encerados com espessura de 2 mm em toda a extensão, graças a uma matriz padronizada de aço inoxidável. Efetuou-se a seguir, uma alça com fio de cera na face oclusal, para facilitar a inserção na máquina de ensaios. Após a fundição das peças, elas foram lavadas, escovadas e jateadas com óxido de alumínio. Antes da cimentação, todos os dentes foram lavados com Tergentol e imersos em soro fisiológico até o momento da cimentação. Dez espécimes foram cimentados apenas com cimento de fosfato de zinco e outros dez receberam individualmente 2 camadas de verniz modificado (Dentino-SSWhite) somente nas paredes axiais e pulpares e foram cimentados com fosfato de zinco (SSWhite). Após a cimentação foi aplicada uma carga constante de 6 kg por 10 minutos, removidos os excessos após 20 minutos e, os conjuntos, imersos em soro fisiológico por 24 horas, seguidos pelo ensaio na máquina Riehle a uma velocidade de 0,76 mm/seg. Concluíram que a média da resistência à remoção das coroas cimentadas sem a aplicação do verniz foi maior do que à das cimentadas com a aplicação prévia de 2 camadas de verniz.

Kerby, McGlumphy e Holloway (1992), avaliaram 5 tipos de cimentos, sendo 4 à base de resina (UDA, UDA com flúor, Panavia OP e DenMat) e um de ionômero de vidro (Shofu tipo I). Os materiais foram misturados em uma placa de vidro limpa e seca em temperatura ambiente e cimentados sobre os implantes (3.5 mm x 12 mm) com um *abutment* de titânio. As amostras foram submetidas a uma carga estática de 49 N por 10 minutos, a 23 ± 2 °C. Cinco implantes com *abutments* foram preparados para cada tipo de cimento e armazenados em água destilada a 37 ± 2 °C por 24 horas; após isso foi feita uma ciclagem em água a 5 °C e a 55 °C, por 1 minuto, num total de 1000 ciclos. Foram feitos ensaios de força axial avaliando-se o deslocamento, a resistência à compressão e a espessura de película. Os resultados foram feitos através do ensaio de ANOVA ($p < 0.02$) e teste de Tukey. Muitos materiais indicaram diferenças significantes nas propriedades físicas ($p < 0.05$). Concluíram que: a força axial necessária para deslocar os *abutments* cimentados com UDA com flúor foi significativamente melhor do que aquela necessária com UDA ou DentMat; nenhuma diferença foi notada entre as forças de deslocamento em *abutments* cimentados com UDA com flúor, Panavia OP ou cimento Shofu tipo I; os resultados

sugeriram que o uso do cimento de ionômero de vidro deve ser indicado para a cimentação de *abutments*; a força de compressão de 24 horas da resina composta DenMat é significativamente melhor do que qualquer outro cimento testado, e que a espessura de película do Panavia OP e UDA foram significativamente menores que o DetMat. Ainda concluíram que mais estudos são necessários para avaliar esses materiais, bem como outros agentes cimentantes com uma variedade de sistemas de implantes.

Breeding *et al.* (1992) compararam a força de retenção de coroas cimentadas sobre *abutment* e pré-molares humanos com 3 agentes cimentantes, dentre eles duas resinas (Resiment e Core Paste) e um ionômero de vidro (KetacCem). Também foi testada a força de retenção de coroas de metal nobre. Cada 5 *abutments* (totalizando 15 *abutments* da Core-Vent) foram cimentados com cada material, os quais foram manipulados de acordo com as recomendações do fabricante e levados às coroas inicialmente com uma pressão digital por 10 segundos. Após isso foram levados a uma prensa de 6 Kg, por 10 minutos. Todos os espécimes permaneceram em uma sala com temperatura controlada por 50 minutos e submetidos ao ensaio em uma máquina Universal Instron, com uma célula de carga de 500 Kg, com uma velocidade de 0.5 mm/min. Após o ensaio, os espécimes foram limpos com uma solução removedora em um ultra-som. Os procedimentos eram repetidos, porém, da segunda vez, os espécimes eram imersos em saliva fisiológica 0,9%, por 30 dias, à 37 °C. Dez *abutments* Core-Vent (com 9º) foram moldados, encerados e fundidos com a liga Palladium. Três materiais provisórios foram utilizados para a cimentação dessas coroas: Life (Kerr), IRM (Dentsplay) e Temp Bond (Kerr). As 10 primeiras coroas foram cimentadas com IRM, sob os mesmo cuidados já mencionados. Após isso houve uma recimentação, assim como antes, porém, agora utilizando-se os cimentos Life e Temp Bond. Um pré-molar foi preparado e sua coroa fundida com metal nobre. Também utilizaram os 3 cimentos provisórios e cinco cimentações eram realizadas para os agentes cimentantes, perfazendo um total de 15. Novamente todos os passos anteriores foram realizados. Conclui-se que as estruturas cimentadas sobre os implantes com algum dos três agentes cimentantes provisórios, usados nesta pesquisa, poderiam sofrer interferência em sua adesão, após a instalação do *abutment*; a força de retenção da coroa de metal nobre cimentada provisoriamente sobre os *abutments* de titânio foi similar às cimentadas provisoriamente em dente humano; e que os implantes Core-

Vent cimentados com o ionômero de vidro (Ketac Cem) e armazenados em saliva fisiológica 0,9%, por 30 dias, exibiu a maior força de retenção em relação ao Resiment e à resina Core Paste.

Dixon, Breeding e Lilly (1992) se propuseram a determinar o espaço necessário para reduzir a discrepância do assentamento de coroas cimentadas sobre *abutments* de implantes e determinar o efeito deste, criado por um agente cimentante. Doze *abutments* (Core-Vent) foram obtidos, moldados, encerados com diferentes medidas (0,000, 0,001, 0,002 e 0,003 polegadas), fundidos com um metal nobre e limpos com o auxílio de um ultra-som, por 30 minutos. As coroas foram escolhidas aleatoriamente para cada *abutment*, divididas em 6 grupos de A a F e cimentadas com o cimento de fosfato de zinco (Flecks Zinc Cement) e com dois modificados por resina (Resiment e Core Paste), todos manipulados conforme as indicações dos fabricantes. Logo após a cimentação era aplicada uma força digital por 10 segundos e colocado um peso de 6 Kg, constante, por 10 minutos. Imediatamente após a cimentação, cada coroa com seu *abutment* era analisada em um microscópio, para determinar o volume da discrepância. Uma hora após a cimentação, foram levados para o ensaio de tracionamento, em uma máquina Instron, com uma célula de carga de 500 kg e velocidade de 0,5 cm/min. Após teste de Tukey, concluíram que o espaço não reduziu o volume e a retenção para todos os grupos, e que o grupo da resina exibiu consideravelmente maior retenção do que o de cimento de fosfato de zinco.

Motta, Motta e Silva (1995) analisaram 4 cimentos de fosfato de zinco brasileiros (Lee Smith, S.S. White, New Zinc, D.F.L), de acordo com a especificação nº 8 da ADA, de 1977, em relação a: 1) consistência; 2) espessura de filme; 3) intervalo de tempo de endurecimento e 4) resistência à compressão. Concluíram que somente Lee Smith e o S.S.White se classificam respectivamente em tipo I (para cimentação) e tipo II (para forramento e bases).

Rubo e Pegoraro (1995) avaliaram a adesão de um cimento de resina composta com 5 diferentes tipos de ligas. Dez pares de discos foram confeccionados, sendo 2 de NiCr, 2 de NiCrBe, 1 de CuAl, 1 de ouro tipo IV e 1 de ouro para metalo-cerâmica. Antes da cimentação, a superfície dos mesmos era tratada por 2 métodos: grupo A (jateado com óxido de alumínio e lavado em água corrente) e grupo B (também jateado com óxido de alumínio e levado ao ultra-som por 2 minutos em água destilada). O cimento Panavia-Ex foi aplicado nas duas

superfícies dos discos, e estes permaneceram com uma carga de 5 Kg sobre eles, durante 6 minutos. Após isso, foram armazenados em água à 37 °C, por 24 horas e foi efetuado o ensaio em uma máquina universal Dinamometros Kratos, com uma velocidade de 0,5 mm/min. Concluíram que os discos tratados e limpos em ultra-som obtiveram melhores valores (ligas de NiCr e de NiCrBe).

Mondelli (1996) estudou 5 tipos de preparos de coroas totais (em molares humanos): G1 - sem nenhuma retenção adicional, G2 - altura cervico-oclusal menor e sem retenção, G3 - semelhante ao segundo, porém com 4 canaletas, G4 - semelhante ao segundo, com uma caixa oclusal e G5 - com 4 perfurações oclusais, nas regiões correspondentes às cúspides e 5 tipos de MOD com proteção de cúspide. Foram confeccionadas 4 matrizes de resina acrílica divididas em duas metades, com a finalidade de se obter os padrões de cera com uma espessura uniforme entre eles e também simplificar e diminuir o tempo de enceramento. Uma alça de 2 mm de diâmetro em forma de “V” foi fixada na superfície oclusal com duas extremidades unidas às regiões correspondentes das cristas marginais, com a finalidade de conectá-la ao conjunto na máquina de ensaio para o ensaio de resistência à remoção por tração axial. Na parte mais convexa e superior da alça, uma pequena elevação de cera fundida, foi feita para facilitar as tomadas de medidas de adaptação nos respectivos troquéis. As peças foram fundidas em liga alternativa à base de cobre-alumínio, desenvolvida no Departamento de Dentística da FOB-USP. Os troquéis foram limpos com Cavidry. Antes da cimentação, o conjunto foi levado novamente à prensa por 3 minutos e era realizada a primeira leitura no micrômetro (o conjunto base / troquel / restauração). A cimentação foi feita com o cimento de fosfato de zinco (S.S. White), o qual foi pincelado em todo o interior das coroas. Foi aplicada uma carga de 9 kg, por 15 minutos após a cimentação, e então, o conjunto era levado novamente ao micrômetro para a segunda leitura. Os espécimes foram armazenados em estufa a 37 ± 1 °C, por 24 horas, a seco. O ensaio foi realizado em uma máquina de ensaios Universal Kratos, à uma velocidade 0,5 mm/min e com célula de carga de 200 Kg. O grupo que obteve a maior resistência à remoção por tração axial e maior desajuste em relação à altura axial diminuída foi o grupo G1. Já o G2, obteve a menor resistência e o menor desajuste.

Hebel e Gajjar (1997) compararam próteses sobre implantes cimentadas e parafusadas, conseguindo alcançar oclusão e estética satisfatórias. Para as próteses

cimentadas, devem existir fatores que influenciem na retenção como: (1) o atarraxamento e o paralelismo (sendo que 6 graus de atarraxamento apresentam retenção ideal); (2) a área e a altura da superfície, maior do que em um dente natural, com exceção dos implantes, para os molares que a área de superfície total seja maior; (3) aspereza e rugosidade da superfície (em comparação com o dente natural é que os implantes feitos à máquina fornecem retenção superior, principalmente quando se usam brocas e jatos); (4) os tipos do cimento: os provisórios (os mais fracos) e os definitivos (os mais fortes). A respeito da prótese parafusada, não é difícil concluir que ocorrem os *microgaps* e o afrouxamento do parafuso, que são os problemas principais, em comparação com a prótese cimentada, que estabelece o ambiente mais estável e passivo.

Clayton, Driscoll e Hondrum (1997) estudaram vários agentes cimentantes para determinar a força de retenção para o sistema de implante Ceraone. Os cimentos utilizados foram: óxido de zinco e eugenol, cimento de ionômero de vidro, cimento de ionômero de vidro híbrido, resina composta e fosfato de zinco; testou-se a força de retenção no cilindro de ouro Ceraone para o *abutment* Ceraone os quais eram unidos pelo seu parafuso de ouro do conjunto. O estudo demonstrou que 50 amostras eram necessárias, sendo que 20 cilindros de ouro foram cimentados com os *abutments* usando-se cada um dos 5 cimentos. Dez desses cilindros foram cimentados duas vezes e dez foram cimentados três vezes para se poder realizar o total de 50 ensaios (10 para cada cimento). Os cimentos foram misturados conforme as recomendações dos fabricantes. Após a cimentação, uma carga de 15 kg foi aplicada, os espécimes foram mantidos em água destilada a 37 °C, por 24 horas, após a termociclagem em banhos de água a 5 e 55 °C, 1 minuto por banho e perfazendo 1000 ciclos. A máquina utilizada para este ensaio foi a universal Instron, com uma velocidade necessária para o deslocamento de 5 mm/min. Após este ciclo, cada *abutment* e cilindro de ouro eram colocados em solução removedora de cimento por 15 minutos, em um banho ultrassônico. Então eles foram secos e observados sob o microscópio para assegurar a completa remoção do cimento. Passaram também por um jato de óxido de alumínio, colocados em um banho de água destilada, em ultra-som por 5 minutos e secos para a etapa da recimentação. Após análise de variância e teste de Scheffe's, concluíram que o cimento de fosfato de zinco produziu uma força retentiva 164% maior do que o de ionômero de vidro e 49% mais forte do que o de resina composta.

França, Muench e Cardoso (1998) estudaram a retentividade, por ensaio de tração, entre uma liga de níquel-cromo (Litecast B) e cimentos resinosos (Compan Opaco, Panavia 21 EX, All-Bond C&B), com quatro tipos de tratamentos de superfície (liso, microjateado, ataque eletrolítico e *silicoater*, variando-se o tempo de armazenagem (3 e 30 dias) em solução de NaCl a 0,9%, à 37 °C e uma termociclagem intercalada (a 5 e 55 °C, por 1 minuto em cada banho, perfazendo 600 ciclos). Os corpos-de-prova eram discos com área de 0,2 cm² e 0,1 cm de espessura, obtidos pelo método de fundição convencional. Em uma de suas faces haviam alças, fundidas conjuntamente, para a fixação na máquina de ensaio. Dois discos, cimentados entre si, constituíam um corpo-de-prova. Concluiu-se que quaisquer superfícies lisas conduziram a valores mais baixos, entre os cimentos e as superfícies microjateadas; o Panavia EX e o tratamento da superfície com *siliconeater* conduziu a altíssimas retentividades, sob qualquer condição e a imersão prolongada com termociclagem não influiu na retentividade das superfícies microjateadas.

Ramp *et al.* (1999) avaliaram, por ensaio de tracionamento, os agentes cimentantes com um sistema de implante. Foram usados 10 *abutments* com três degraus (cônicos e chanfrado) em sua margem e 10 análogos (Steri-Oss). Em uma base de resina acrílica, os *abutments* foram adaptados em seus análogos com um torque de 35 Ncm e seu orifício oclusal, fechado com polivinilsiloxano (Express). Os *coppings* foram mergulhados 4 vezes na cera derretida e uma alça foi confeccionada na oclusal. A liga usada para a fundição foi prata-paládio. Os *coppings* foram colocados em um aparelho ultrassônico com líquido de limpeza. Suas irregularidades foram removidas com uma broca esférica e eles, novamente limpos, em vapor por 5 segundos e secos. Quatro tipos de cimentos provisórios foram utilizados Neo-Temp, Temp-Bond, Provilink e IRM, e também, um protótipo de cimento poliuretano (Steri-Oss). Os *coppings* foram cimentados conforme as instruções dos fabricantes, colocados em uma prensa com uma carga de 6 kg, por 10 minutos e armazenados em água destilada 37 °C, por 48 horas. O ensaio de tracionamento foi realizado em uma máquina universal Instron, com célula de carga de 500 kg e velocidade de 0.5 cm/min, para cada espécime. Após análise de variância e análise estatística de Scheffé's realizados ($\alpha=0.05$), puderam concluir que o TempBond e o Provilink foram os agentes que exibiram a tensão média mais baixa; o cimento protótipo foi significativamente mais forte do que o TempBond e o

Provilink, contudo a tensão foi mais baixa do que o IRM; o Neo-Temp exibiu uma força de tensão 3 vezes mais do que o TemBond e o Neo-Temp, a maior de todos os agentes ensaiados.

Francischone, Ishikiriama e Vasconcelos (1999) enumeraram as vantagens e desvantagens de dois tipos de próteses: as parafusadas e as cimentadas. As parafusadas foram as primeiras a serem utilizadas nas restaurações protéticas sobre implantes ósseo-integrados e atualmente, é utilizada apenas quando houver dois ou mais implantes que sirvam como pilares para fixação de uma peça fixa única, pois carecem de um sistema anti-rotacional. Entre suas vantagens: reversibilidade, facilidade de revisão e manutenção, facilidade de reparos eventuais, correção de angulações, auto-proteção, melhor ajuste sobre o pilar de conexão, de confecção de uma restauração provisória, de obtenção dos modelos de trabalho e melhor retenção protética nos casos de coroas clínicas curtas. Desvantagens: dificuldade na obtenção dos contornos anatômicos, interferência na anatomia oclusal e na concavidade palatina, custo elevado, penetração bacteriana na interface prótese-pilar de conexão, fratura dos materiais restauradores, maior tempo clínico para a fixação da prótese e contatos oclusais deficientes. Assim como o sistema dessa prótese, o da cimentada também possui vantagens como: estética, melhor vedamento da interface prótese-pilar de conexão, melhor distribuição dos contatos oclusais, menor complexidade na sua confecção e menor custo. Entre suas desvantagens estão a irreversibilidade, pouca retenção em casos com coroa clínica curta, componentes personalizados, problemas inerentes à cimentação e afrouxamento ou fratura dos parafusos dos pilares de conexão. Porém, frisaram que cabe ao clínico avaliar qual o tipo de prótese que se enquadra melhor em cada caso, respeitando as limitações de cada sistema.

Covey *et al.* (2000) verificaram qual a melhor dimensão e agente cimentante para uma coroa protética sobre um implante. Foram testados três tamanhos de implantes, sendo um padrão, um largo e um experimental (CeraOne). Suas dimensões foram medidas usando um microscópio (Nikon, modelo MM-11U). Os dois tipos de cimentos utilizados foram um de fosfato de zinco (definitivo), o Fleck's e um de óxido de zinco e eugenol (provisório), o Temp Bond. Os cimentos foram preparados conforme as informações dos fabricantes e aplicado nas paredes internas dos 12 *abutments*. Foi aplicada uma carga de 20N, por 10 minutos, os excessos removidos e os conjuntos, armazenados em umidade 100%, a 37 °C por

24 h. Eles foram submetidos ao ensaio de tração com uma máquina Universal Instron, operando com uma velocidade de 5 mm/min. Após os ensaios, os espécimes foram devidamente limpos por imersão em solução (Removalon-1) e colocados num ultra-som por 10 minutos. Foram inspecionados para a remoção completa do cimento, com água e álcool etílico. O procedimento da cimentação foi repetido. Este método produziu 8 gravações da referência de cada grupo do ensaio. A carga (MPa) requerida para desalojar o cilindro do limite foi determinada dividindo a força gravada pela área de superfície do limite. Dentro dos limites deste estudo puderam concluir que: o cimento definitivo é mais retentivo do que o cimento provisório; o aumento da área da superfície fornecida pelo limite do CeraOne, não resultou em melhoria da força de retenção; e a altura e largura foram relacionadas positivamente à força de retenção.

Squier *et al.* (2001) estudaram a respeito de materiais adequados para cimentação de próteses sobre implante. Foram utilizados 60 conjuntos de análogo do implante + *abutment* (ITI), com 4,1 mm de diâmetro, 5,5 mm de altura e foi efetuado um torque de 35 N. Para a confecção das coroas foram utilizados *coppings* pré-fabricados (plásticos) e uma argola foi feita na face oclusal para facilitar o futuro ensaio de tracionamento. Os *coppings* foram fundidos com uma liga metalo-cerâmica (JP-I). Após a fundição foram limpos em um ultra-som e suas irregularidades removidas com brocas esféricas. Todos eles foram novamente limpos no ultra-som, com uma substância detergente por 30 minutos, e no óxido de alumínio, antes da cimentação. Cinco cimentos foram utilizados: Fleck's (fosfato de zinco), Panavia 21 Ex (resina composta), Fiji I (ionômero de vidro), Fuji Plus (ionômero modificado por resina) e ZONE (óxido de zinco sem eugenol). Para cada conjunto de 12 *coppings*, 6 tiveram a superfície anodizada. Foi feita a cimentação e aplicada, logo em seguida, uma carga de 10 kg por 10 minutos; após 24h foram levados à uma máquina Universal para ser realizado o ensaio, com uma célula de carga de 50 Kg. Concluíram que o cimento resinoso promoveu maior retenção, o CIV e o de óxido de zinco sem eugenol, menor retenção, e intermediariamente, ficou o cimento fosfato de zinco e o ionômero reforçado com resina; também concluíram que a anodização não afetou na retenção.

Mansour *et al.* (2002) avaliaram a retenção de *coppings* de metal fabricados sobre munhões sólidos de titânio fabricados pela firma ITI, com 3,8 mm de diâmetro e 5,5 mm de altura os quais foram instalados sobre análogos dos implantes com

torque de 35 N. Para a confecção dos mesmos foi utilizada uma capa pré-fabricada e sobre ela, confeccionada uma alça para facilitar o ensaio de tracionamento. Após a fundição de cada *copping* com liga nobre, foi feita uma limpeza ultra-sônica com ácido fluorídrico e as irregularidades das superfícies, vistas em um MEV, regularizadas com uma broca do tipo “carbide”. Foram confeccionados 10 *coppings* para cada tipo de cimento, sendo eles Temp Bond NE (óxido de zinco, da Kerr), IRM (óxido de zinco e eugenol, da Dentsply), HY-Bond (fosfato de zinco, da Shofu), Protec Cem (resina reforçada com ionômero de vidro, da Ivoclar), Durelon (polícarboxilato de zinco, da ESPE) e Panavia 21 (resina, da J. Morita). Na cimentação foi aplicada uma carga de 5 kg, por 10 minutos, e os *coppings* foram armazenados por 24 h, a 37 °C, a 100% de umidade. Após isso foram submetidos ao ensaio em uma máquina Universal com velocidade de 0,5 mm/min e foi realizada uma análise de variância. Puderam concluir que o Temp Bond obteve a menor retenção e o Panavia 21, a maior.

Ering e Germalmaz (2002) avaliaram as propriedades retentivas de 5 diferentes cimentos, em *coppings* fundidos ou não com metal nobre. Oitenta pré-molares livres de cárie extraídos foram selecionados, armazenados em água deionizada e fixados em um bloco de resina acrílica a 2 mm abaixo da junção cimento/esmalte. Foram feitos preparos nos dentes, moldagem com silicone, confecção do modelo, enceramento até conseguir 3 mm de espessura e um anel unido à face oclusal. A metade dos *coppings* foi fundida com liga AuAgPd (AuroLloyd KF;Bego) e a outra, fundida com liga NiCr (Wiron 99; Bego). Os *coppings* foram ajustados e limpos. Cinco cimentos foram usados: fosfato de zinco (Phosphate), cimento de ionômero de vidro (Meron), resina modificada por ionômero (Principle), resina modificada por ionômero (Fuji Plus) e cimento resinoso (Avanto). Foram divididos aleatoriamente em 5 grupos e cada um consistiu em 16 espécimes, sendo 8 para cada tipo de liga. Os cimentos foram misturados conforme as recomendações dos fabricantes. Após a aplicação do cimento, foi aplicada uma carga de 5 kg, por 10 minutos e os espécimes, mantidos em 90% de umidade, a 37°C por 24 horas, com termociclagem de 5 e 55 °C, por 5000 ciclos. Os ensaios foram feitos numa máquina Universal Zwick 1120, com velocidade constante de 1 mm/min. Os resultados passaram por análise de variância a 2 critérios ($p < 0,05$). Concluiu-se que o cimentos Fuji Plus e Avanto mostraram força de retenção maior para a liga AuAgPb. Já o Fuji Plus foi significativamente maior do que com os outros

testados com a liga NiCr. A fratura da dentina ocorreu na hora do ensaio com o ionômero de vidro e resina modificada por ionômero, conseqüentemente, todos os 5 cimentos podem ser usados, desde que obedecem as recomendações dos fabricantes.

Hibino *et al.* (2002) avaliaram a possível relação entre a resistência de cimentos de ionômero de vidro e suas resistências adesivas em ligas metálicas utilizadas. Foram utilizados o Fuji (GC), o HY-BOND GLASSIONOMER CX (SHOFU) e o DNT *ionomer* (Daí Nippon Toryo), variando-se 3 diferentes proporções de pó/líquido: 1) recomendações dos fabricantes (RF), 2) 0,2 ou 0,4 g de pó para 1,0 g de líquido de RF (RF - 0,2, RF - 0,4) e 3) 0,2 g de pó foram adicionadas pela quantidade de pó para 1,0 g de líquido para RF (RF + 0,2 g). Também variaram os tipos de ligas metálicas, que foram 2 comerciais preciosas (ADAS tipo 4 liga de ouro, PGA-2 e a liga Ag-Pb-Au, Kinpara Ace 12) e 2 metálicas não-preciosas (liga NiCr, UNI METAL e cp Ti, KS-50). Foram confeccionados cilindros de 6 mm de diâmetro e 12 mm de altura, para o ensaio de resistência à compressão, e cilindros de 6 mm de diâmetro e 3 mm de espessura para o ensaio de resistência à tração diametral, usando assim diferentes proporções de P/L. Esses ensaios foram realizados 24 horas após a imersão dos espécimes em água a 37°C, em uma máquina universal Instron. Já para a determinação da resistência ao cisalhamento das ligas foram confeccionadas placas 15x15x2mm de ligas metálicas preciosas e não preciosas, após a fundição sua superfície foi polida. Um pedaço de politetrafluoretileno (PTFE), de 6 mm de diâmetro e 3 mm de profundidade, foi posicionado na superfície do metal e preso com um cimento usando uma seringa. Uma placa de vidro foi colocada no topo. Após 5 minutos do início da mistura, uma carga de 147 N foi aplicada no espécime. O PTFE foi então removido e o espécime colocado em água destilada a 37 °C. Ele foi carregado com o gabarito na interface entre a superfície do metal e o cimento na posição horizontal. Após 24 horas, os espécimes foram ensaiados na mesma máquina já citada, com velocidade de 0,5 mm/min. Houve um significativo aumento da resistência da liga para qualquer superfície do metal, quando o cimento era misturado na proporção mais alta de P/L comparado à proporção mais baixa ($p < 0,05$). Os cimentos Fuji e DNT se mostraram mais resistentes no ensaio da tração diametral, para os espécimes preparados com a maior proporção de P/L ($p < 0,05$). Portanto, pode-se concluir que existe uma significativa correlação entre a resistência à tração diametral e a da liga, e que o uso

do ionômero de vidro com alta resistência mecânica é um fator intensificador na aderência do metal na superfície.

Bernal, Okamura e Muñoz (2003) compararam o efeito da convergência oclusal total (COT) de 20° e 30°, a dimensão ocluso cervical e o tipo de cimento mais resistente à tensão ao deslocamento de próteses cimentadas, implanto-suportadas. Foram preparados cilindros com ângulos de COT de 20 °C e 30 °C, dimensão ocluso cervical de 4 e de 8 mm e ombro de 1 mm. Foram fundidas 32 peças em ouro e, para cada uma delas, um padrão de cera com alça superior foi feito para auxiliar na hora do ensaio. Quatro tipos de cimentos foram utilizados para o ensaio: fosfato de zinco (Fleck,s), óxido de zinco e eugenol (Temp-Bond), cimento acrílico/uretano (IMProv) e o TempBond misturado com 30% de vaselina. Após as coroas cimentadas, elas receberam carga de 10 Kg e foram colocadas em um umidificador por 1 hora antes dos ensaios. Uma força uniaxial foi aplicada pela máquina Instron com uma velocidade de 5 mm/min. Após isso, as coroas foram removidas e levadas ao ultrassom com uma solução removedora de cimento por 20 minutos, enxaguadas e colocadas novamente em água destilada por mais 5 minutos. Foi verificada a superfície interna das coroas. Dois fatores foram estudados: o efeito da combinação dos ângulos do COT e da dimensão ocluso cervical, e o tipo de cimento. Concluiu-se que uma dimensão ocluso cervical de 8 mm e um ângulo de 20° demonstraram uma retenção maior com todos os cimentos comparando com um ângulo de 30°. Em relação à altura, a parede de 8 mm tem uma força de retenção significativa maior do que a de 4 mm para todos os cimentos, exceto o TempBond com vaselina. Os cimentos IMProv e Fleck,s demonstraram maior resistência do que o TempBond e o TempBond com vaselina.

Proussaef (2004) para avaliar a resistência ao deslocamento de coroas cimentadas, preparou um dente artificial (Ivorine), o qual serviu de padrão, com 20° de convergência no sentido gengivo-oclusal, término cervical em ombro de 0,9 mm e 2,5 mm de altura e o moldou com material de impressão à base de polivinilsiloxano. Dez coroas fundidas foram cimentadas sobre o metal correspondente com 4 cimentos diferentes: óxido de zinco e eugenol (Temp-Bond), cimento de fosfato de zinco (Mizzy), resina modificada por ionômero de vidro (Vitremex) e uma resina composta (Variolink). Foi aplicada sobre elas uma carga de 5 Kg, por 2 minutos, que ficaram durante 24 horas, a 37° C, em 100% de umidade. O ensaio foi realizado em uma máquina universal Instron, com força externa aplicada a 45° no sentido L-V até

o deslocamento da coroa. Concluiu que as coroas cimentadas com fosfato de zinco apresentaram aumento na resistência ao deslocamento com este tipo de preparo.

Maeyama *et al.* (2005) compararam a retenção de coroas cimentadas sobre *abutments* pré-fabricados. Foram utilizados 8 implantes lisos (Nobel Biocare) com 4,5 mm de diâmetro, os quais foram montados em um bloco de metal e 8 *abutments* com 5 mm de altura e 6°, parafusados sobre os implantes com 35 N/cm. Coroas plásticas pré-fabricadas, da mesma marca, foram selecionadas, enceradas com 2 elevações (no topo), por onde passava uma haste para melhorar a retenção no momento do ensaio, lavadas e fundidas com liga Au-Pt-Pd (DeguDent Universal). Após a fundição, foram removidas do revestimento, limpas em ultra-som e aplicado ácido fluorídrico. Suas superfícies internas foram analisadas com auxílio de um microscópio e possíveis irregularidades, removidas com uma broca do tipo “carbide”. Foram utilizados um cimento provisório de óxido de zinco e eugenol (Temporary Pack) e outros 4 tipos de cimentos definitivos: um fosfato de zinco (Elite Cement), um ionômero de vidro (Fuji I), uma resina modificada com ionômero de vidro (Fuji Luting) e uma resina composta (Panavia F 2.0). Todos os cimentos foram manipulados conforme as instruções dos fabricantes, aplicados no interior das coroas e essas, levadas a uma prensa com carga de 100 N, por 10 minutos. Após isso, os espécimes foram imersos em água por 37° C, durante 24 horas. Para os ensaios foi utilizada uma máquina universal Shimadzu a uma velocidade de 0,5 mm/min. Para novas recimentações, as coroas foram limpas com aquecimento de 600 °C, por 1,5 h, levadas a um ultra-som por 30 minutos com etanol e conferidas. O grupo experimental foi comparado pela análise de variância e teste de Tukey-Kramer ($p < 0,05$). Concluíram que a força de retenção das coroas sobre os *abutments* é influenciada pelo tipo de cimento. Eles foram classificados de forma crescente, em termos de resistência, como grupo 1 (óxido de zinco e eugenol), grupo 2 (fosfato de zinco) e grupo 3 (resina modificada por ionômero e resina composta). A seleção dos cimentos para uma prótese convencional (em dente) é diferente, pois ele nos oferece rugosidade, já o *abutment*, por ser liso, não. Portanto, os cimentos devem ser selecionados cuidadosamente para cada caso.

Breciano *et al.* (2005) utilizaram 9 *abutments* de titânio (Nobel) com 5, 7 e 9 mm de altura, e 0, 4 e 8° de ângulo de convergência. As coroas foram confeccionadas em metal nobre com o programa Procera CAD 3D (simulando a forma de um pré-molar). Os *abutments* foram adaptados à réplica do implante com

32 N/cm e o acesso ao implante (parafuso), fechado com guta-percha. As coroas foram enceradas e divididas em 4 grupos de cimentação. Os cimentos utilizados foram o Temp Bond (óxido de zinco e eugenol), o De Trey (fosfato de zinco), o Improv (resina de poliuretano) e o Improv + vaselina, todos manipulados de acordo com as instruções do fabricante. Após a cimentação, foi aplicada às coroas uma carga de 10 kg, por 10 minutos e elas ficaram armazenadas em um umidificador por 24h. O ensaio de tracionamento foi realizado em uma máquina universal JJ Instruments T5 K, com célula de carga de 5000 N para o fosfato de zinco e de 1000 N para os outros cimentos, com uma velocidade de 0,5 cm/min. Após análise estatística, concluíram que os agentes cimentantes, a altura e a angulação dos *abutments*, influenciam na retenção.

Kaar *et al.* (2006) estudaram 3 tipos de cimentos odontológicos entre eles o ImProv (Nobel Biocare), o TempBond (Kerr) e o UltraTemp (Ultradent), os quais foram aplicados sobre 12 conjuntos de implantes Brånemark (Nobel Biocare) que foram fixados em um bloco de resina, e os *abutments* CeraOne (Nobel Biocare) fixos por um parafuso com 32 N/cm de torque. Foram confeccionadas coroas de NiCr para que fossem cimentadas sobre os *abutments*. Cada cimento foi manipulado conforme as recomendações dos fabricantes e aplicado num total de 4 espécimes para cada material. Na cimentação foi aplicada uma carga de 1 kg, por 10 minutos e os espécimes foram armazenados em incubadora a 37°C, com 100% de umidade relativa do ar, por 84 horas. Os ensaios de tracionamento foram realizados numa máquina MTS Sintech ReNew 1123, com velocidade de 5 mm/min, até que se removessem todas as peças. Cada uma delas foi colocada em ultrassom com solução removedora de Williams U3, por 20 minutos e, para remover o ImProv, foi jateado óxido de alumínio. Os 12 conjuntos foram divididos aleatoriamente em 3 grupos (um para cada cimento) de 4 amostras cada, sendo que as peças foram reutilizadas para os mesmos cimentos, devido ao número reduzido de peças disponíveis, com os mesmos procedimentos repetidos. Após análise estatística, observou-se que os cimentos e os ciclos eram significativamente diferentes. Dentro das limitações deste estudo puderam concluir que: o ImProv, nos 2 ciclos (antes e depois), promoveu a maior retenção e o TempBond, a menor, ainda que o TempBond não teve nenhuma perda significativa no valor da retentividade sob o carregamento, mesmo sendo inicialmente o mais fraco.

Emms *et al.* (2007) investigaram o efeito de algumas características do *abutment* (altura das paredes, tamanho da sua plataforma e método de preenchimento do canal para acesso do parafuso) na resistência ao deslocamento de coroas cimentadas com Temp Bond. Foram utilizados 4 *abutments* de 15°, do tipo Esthetic (do Sistema Brånemark), sempre com 9 mm de altura. Para cada tamanho de plataforma (estreito, regular e largo); em cada grupo, depois que o *abutment* era fixado ao análogo, a parede de acesso ao parafuso teve sua altura mantida, reduzida (em 1/3 ou 2/3) ou eliminada; o canal do *abutment* foi completamente preenchido com uma silicona, ou esta foi usada apenas para cobrir o parafuso, numa camada de 1 mm de espessura; a cimentação das coroas foi realizada sob pressão digital inicialmente, seguida por uma carga de 5 kg, numa prensa; cada espécime foi armazenado durante 24 horas, a 37 °C, em ambiente de 100% de umidade relativa do ar. O ensaio foi feito em uma máquina universal Instron, ajustada em uma velocidade de 5 mm/min. Afirmaram que, após a análise estatística dos dados, foi concluído que, nas condições estabelecidas, entre outros aspectos: (1) o aumento do diâmetro da plataformas conduziu a um aumento da força de retenção e (2) o preenchimento completo e parcial do canal de acesso, respectivamente, reduzia e aumentava a taxa de retenção.

Schneider *et al.* (2007) estudaram a força de retenção de dois cimentos à base de resina dual, utilizando 120 discos de titânio comercialmente puro, com 4 mm de diâmetro. Os discos foram fixados em cilindros plásticos, jateados com óxido de alumínio, limpos em ultra-som por 10 minutos e cimentados, com Panavia F ou Rely X ARC, após o jateamento, respectivamente compondo os grupos G1 e G3, e 24 horas após o jateamento, compondo os grupos G2 e G4. Aplicaram o Alloy Primer nos espécimes dos grupos 1 e 2, e um silano, o Ceramic Primer, nos grupos 3 e 4. Com seus componentes misturados por 10 segundos, cada resina era levada à superfície de um disco, contra o qual, um outro, era digitalmente pressionado, sendo o excesso removido com um pincel. A resina composta RelyX ARC era fotopolimerizada por 40 s, enquanto o Panavia, 20 s e, após, era coberto com o Oxiguard II. Após a polimerização, os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C, por 24 horas, antes dos ensaios serem feitos numa máquina universal Instron, na velocidade de 0,5 mm/min. Procuraram estabelecer o padrão de fratura ocorrido, através de uma lupa estereoscópica de 60 vezes de aumento e de um MEV. Relataram não ter sido detectada diferença estatisticamente significativa

entre os grupos estudados e que o modo da fratura predominante foi adesivo, para o Relay X ARC, e coesivo, para o Panavia F.

Toledo *et al.* (2010a) por meio de tração, removeram coroas totais de NiCr, cimentadas com fosfato de zinco em munhões constituídos por uma liga de Ti-6Al-4V. Num total de 20 munhões, 10 foram usados com sua superfície original e 10 com sua superfície modificada por LASER,. O ensaio mecânico foi executado em uma máquina universal MTS 810 ajustada a uma velocidade de 0,5 mm/min. A análise estatística foi feita inicialmente através do teste de Levene, o qual mostrou homogeneidade de variâncias entre os grupos ($F = 2,21$; $p < 0,1$). O subsequente teste “t” de Student mostrou haver diferenças significantes entre os grupos. A modificação da superfície dos munhões através do laser causou um aumento na resistência à tração das coroas cimentadas com fosfato de zinco, de 430,66 para 1.514,87 N.

Toledo *et al.* (2010b) num trabalho de resistência à tração, avaliaram a eficiência de 4 agentes cimentantes (fosfato de zinco S. S. White, ionômero de vidro Ketac Cem Easymix, resina composta/ ionômero de vidro RelyX Luting 2 e resina acrílica especial Panavia 21 TC) na fixação de coroas totais de NiCr a munhões tronco-cônicos, usinados em liga de Ti-6Al-4V. Foram utilizados 40 munhões, distribuídos em grupos de 10, para cada material. Os ensaios mecânicos foram realizados em uma máquina universal MTS 810, na velocidade de 0,5 mm/min. A respectiva Análise de Variância (ANOVA) apontou existir diferença significativa entre os grupos e o teste de Tukey ($p < 0,05$) também mostrou diferenças significantes entre eles, exceto nas comparações fosfato versus RelyX e fosfato versus Ketac Cem. O melhor desempenho foi apresentado pela resina Panavia 21 (1.127,996 N); a resina composta/ionômero de vidro RelyX (478,197 N) mostrou comportamento similar apenas ao do fosfato (430,662 N), o qual apresentou desempenho semelhante ao ionômero de vidro Ketac Cem (227,705 N).

3 Proposição

3- Proposição

Com base no que foi apresentado nos capítulos anteriores, ficou decidido que os 2 objetivos neste estudo seriam avaliar:

- a manutenção da força de torque promovida por 2 diferentes parafusos fixadores de munhão (ambos constituídos pela mesma liga de titânio, sendo um deles recoberto com carbono), após aplicação cíclica de carga de compressão axial , e

- a resistência à remoção por tração de coroas de NiCr, cimentadas ou recimentadas com fosfato de zinco sobre munhões com diferentes características, as quais envolvem aumento da rugosidade ou diminuição de tamanho mas com presença de sulcos.

4 Materiais e métodos

4- Material e Método

As fotografias ilustrativas do presente capítulo estão reunidas num conjunto de páginas existentes no final do presente capítulo.

4.1- Para avaliação da força de destorque

Nesta primeira etapa do presente estudo, foram utilizados conjuntos compostos por três diferentes peças metálicas (implante, munhão e respectivo parafuso de união), utilizadas no processo de confecção de próteses implanto-suportadas, fabricadas pela firma NEODENT, de Curitiba – PR. A primeira delas é um **implante**, a segunda é um **munhão** e a terceira é um **parafuso** que é usado para unir as 2 primeiras; todas estas peças são confeccionadas em liga Ti-6Al-4V.

O implante aqui utilizado, denominado pelo fabricante de Titamax Ti Medular, é basicamente um cilindro oco, com roscas em ambas as superfícies curvas (interna e externa); tem diâmetro externo de 3,75 mm e altura de 13 mm; sua plataforma superior possui uma estrutura hexagonal com diâmetro externo de 4,1 mm, a qual serve para conexão com o munhão; este implante, apresentado na figura 1, é denominado pelo fabricante como do tipo com hexágono externo.

O munhão aqui utilizado, normalmente conhecido como do tipo anti-rotacional, é denominado pelo fabricante como “munhão universal” e está apresentado na figura 2; ele consiste basicamente num cone oco de 6 mm altura total, munido de uma cinta de 2 mm de altura e diâmetro externo de 4,1 mm; este munhão ainda apresenta, em sua superfície externa, 3 sulcos verticais, eqüidistantes entre si.

Os parafusos usados para fixar o munhão ao implante eram de dois tipos diferentes. O primeiro, denominado pelo fabricante como Parafuso Sextavado Titânio (número de referência 116.002), está ilustrado pela figura 3; ele possui altura total de 8,5 mm; sua cabeça cilíndrica, com altura de 2,4 mm e diâmetro de 1,7 mm, possui uma cavidade sextavada em sua parte superior; apresenta 2,5 mm de altura e 1,4 mm de diâmetro no pescoço da haste do parafuso e na porção com rosca possui 3,0 mm de altura e 2,0 mm de diâmetro; a parte inferior da rosca apresenta 0,8 mm de altura e 1,4 mm de diâmetro. O segundo era o Parafuso Sextavado Neotorque (número de referência 116.180), ilustrado pela figura 4, o qual possuía as mesmas

dimensões do Parafuso Sextavado Titânio, com a única diferença de apresentar-se revestido com carbono.

Para o presente estudo, foram montados 20 conjuntos implante/munhão/parafuso, dos quais 10 continham o Parafuso Sextavado Titânio e os restantes o Parafuso Sextavado Neotorque.

Para montar cada um destes conjuntos, um parafuso do sistema de transferência do implante Titamax (item número 108.067 do catálogo de 2011 da Neodent) era inicialmente fixado ao implante. Em seguida, a cabeça deste parafuso era fixada na extremidade inferior da haste vertical deslizante de um aparelho delineador, comumente usado em Prótese. Na base do delineador era então colocada uma peça (denominada matriz do cilindro de resina), cuja cavidade cilíndrica era posicionada abaixo da ponta da haste do delineador. A seguir, a referida cavidade era preenchida com uma mistura de resina acrílica, composta de 15 cc de pó incolor e 5 cc de líquido do produto autopolimerizante JET (Clássico, Campo Limpo Paulista – SP), uma resina acrílica ativada quimicamente (RAAQ), já no final de sua fase fluida. A ponta do delineador era imediatamente baixada, até que o implante mergulhasse na resina, ficando apenas seu colarinho fora dela; isto era feito com o cuidado de que o implante ficasse centralizado na referida cavidade. Esta situação está ilustrada pela figura 5.

Após a presa da resina (a qual ocorria aos 20 minutos contados a partir do início da mistura), o parafuso da haste móvel do delineador era desapertado, para que ela fosse levantada; a matriz bi-partida era desmontada e dela removida a peça de resina polimerizada, com o implante nela já firmemente fixado, ocasião na qual o parafuso transferente era então removido do conjunto. O cilindro de resina era a seguir desgastado na sua porção cilíndrica superior, para eliminação das rebarbas.

Um munhão era então adaptado no implante, onde era imobilizado com o respectivo parafuso de união, o qual era rosqueado através de uma chave própria (também da NEODENT), usada manualmente, até que fosse sentido que a força aplicada havia possibilitado uma firmeza adequada; a citada chave era então acoplada a um torquímetro analógico de precisão (modelo BTG60CN-S, da TOHNICHI, do Japão) ilustrado na figura 6, para aplicar-se a carga de torque de 32 N.cm. Aguardava-se dez minutos para confirmar-se, com o referido torquímetro, se aquela carga havia se mantido.

Assim ficava composto cada conjunto implante/munhão/parafuso, que consistia num espécime.

Para efetuar a aplicação cíclica de carga de compressão axial, foi utilizada uma “**máquina eletro-mecânica de fadiga**” modelo MSFM (ElQuip, com endereço www.elquip.com.br), ilustrada pela figura 7. Esta máquina estava localizada no Centro de Investigação e Pesquisa I (CIP-I), da Faculdade de Odontologia de Bauru, da USP e a aplicação da carga ocorreu sempre à temperatura ambiente.

No referido aparelho normalmente podiam ser ensaiados 6 espécimes, de forma simultânea. Para tanto, cada espécime era encaixado numa **cavidade circular**, localizada na **barra horizontal inferior** existente no interior do aparelho. Acima de cada cavidade, existia uma **haste cilíndrica vertical**, a qual deslizava através de um orifício circular existente na **barra horizontal superior**. Na porção superior desta haste, existia uma peça complexa, denominada **cabeçote**, onde podia ser acoplada uma **mola**, que viria a exercer a carga desejada sobre o espécime. Acima deste cabeçote, existia uma **roda com furo excêntrico**, presa num **eixo cilíndrico horizontal**; em cada roda estava acoplado um rolamento. Ao ser acionado o aparelho, este eixo começava a girar, fazendo girar suas 6 rodas e respectivos rolamentos. O rolamento da roda ciclicamente empurrava e depois se afastava de uma **plataforma inclinada**, também existente no cabeçote; assim, a carga escolhida podia ser transferida para a haste vertical, em sucessivas operações de carregamento e descarregamento.

A carga escolhida foi de 200 N, estabelecida através de uma célula de carga própria do aparelho, o qual possui um sistema operacional que permite tal regulagem; ele ainda possui um contador do número de ciclos e a frequência de ação da sua haste vertical é fixa, de 2 hertz.

Na extremidade inferior da haste vertical podia ser fixado (através de um parafuso e porcas) um **sistema conector**, ilustrado pela figura 8; este era composto por uma **gaveta**, a qual possibilitava que a **ponta ativa** nela colocada pudesse ser movimentada, até ficar centralizada sobre o espécime; a parte terminal desta ponta podia ser girada, até tocar no local onde se desejasse exercer a carga.

A massa total do conjunto que englobava o cabeçote com sua mola, a haste cilíndrica vertical, o sistema conector, juntamente com todos seus parafusos, era de 6,1 N.

Por ocasião da realização dos ensaios, havia um problema com o cabeçote da primeira posição, impedindo que esta fosse utilizada. Através do termo “primeira posição” foi denominada aquela que se encontra à esquerda do observador, à qual se decidiu dar o nome de posição zero. Assim, somente puderam ser usadas as 5 demais posições, denominadas consecutivamente com os números de 1 até 5.

Para cada espécime colocado na sua respectiva cavidade, era necessário efetuar uma série de regulagens. Inicialmente, cada haste vertical era levantada e uma **pastilha cilíndrica**, com 2 mm de espessura, era colocada entre a base do cabeçote e a barra superior, assim mantendo a ponta ativa distante do munhão. A seguir, sobre este, era colocada uma capa protetora (já mostrada na figura 9), confeccionada em liga de NiCr, a qual tinha a função de que não fosse danificado o munhão, durante a subsequente aplicação da força. A ponta ativa (que se encontrava na gaveta) era então centralizada sobre a capa e abaixada até tocar suavemente sobre esta última (figura 9). Neste momento, a pastilha cilíndrica era removida, o que fazia com que a referida massa de 6,1 N ficasse aplicada sobre o espécime. O aparelho era então acionado, de modo que esta carga inicial ia aumentando até atingir 200 N, depois voltando a 6,1 N, o que caracterizava um ciclo.

Como estavam disponíveis apenas 5 posições e existiam 20 espécimes, foi necessário um total de quatro sessões de ensaios. O espécime que continha o parafuso comum foi denominado com a sigla PC e aquele com o parafuso Neotorque foi denominado com a sigla PN; cada espécime era identificado com sua sigla adicionada de seu número. Na primeira sessão, o espécime PC1 foi colocado na posição 1; nas posições subsequentes foram colocados respectivamente os espécimes PN1, PC2, PN2 e PC3; assim existia uma alternância da colocação dos espécimes no aparelho. Na segunda sessão, a ordem foi PN3, PC4, PN4, PC5 e PN5; na terceira sessão foi PC6, PN6, PC7, PN7 e PC8; na última sessão foi PN8, PC9, PN9, PC10 e PN10.

Cada espécime foi ensaiado com a aplicação de 500.000 ciclos de carga, o que demandava aproximadamente 5 dias, num total aproximado de 120 horas. Cada mola era obrigatoriamente substituída após 250.000 ciclos; além disto, se uma mola quebrasse, ela necessitava ser imediatamente substituída; adicionalmente, era necessário reaplicar graxa na mola, a cada 12 horas.

Ao final de uma sessão, os 5 espécimes eram removidos do aparelho, ocasião na qual era avaliado para cada um o torque de desrosqueamento (também denominado destorque), com o já referido torquímetro.

Os valores numéricos obtidos foram anotados e tratados estatisticamente, para que pudessem ser tomadas as conclusões.

4.2- Para a avaliação da resistência à remoção por tração das coroas

Nesta segunda etapa, foram aproveitados 10 dos conjuntos referidos no tópico anterior, cada um deles composto pelo implante Titamax Ti Medular / munhão universal / parafuso; entretanto, em cada um destes conjuntos foi colocado um novo Parafuso Sextavado Titânio, o qual não é recoberto por carbono. Cada um destes conjuntos se encontrava preso, através de seu implante, no já referido cilindro de resina acrílica ativada quimicamente.

Para cada um destes 10 conjuntos, foi confeccionada uma coroa em liga de NiCr, empregando-se o processo de fundição rotineiramente utilizado em Odontologia. Antes de iniciar-se a confecção de cada coroa, foi usado um parafuso para prender o munhão ao análogo (este, uma réplica do implante); a porção oca do munhão foi então preenchida com guta-percha comum.

4.2.1- Processo de confecção das coroas

Nesta etapa, os procedimentos foram realizados num Laboratório de Prótese particular, numa sala com temperatura de 23 ± 2 °C.

Para a confecção dos padrões de fundição, foi utilizado um único análogo de implante, confeccionado em latão, peça esta usada no laboratório para simular o implante. Assim, era montado um conjunto especial, composto por um análogo comum, um munhão universal e o respectivo parafuso. Primeiramente, foi aplicada vaselina sólida na superfície do munhão, de forma a criar uma camada tão fina quanto possível.

Sobre este munhão, era construída, por imersão, uma camada de cera verde com cerca de 50 µm de espessura; esta cera também cobria a porção de guta-percha; os excessos de cera eram então removidos da região da cinta do munhão. A seguir, sobre a cera, foi construída uma camada de resina acrílica DENCILAY

Speed (DENCRIIL Com. e Ind. de Plásticos Ltda., Caieiras - SP), de cor vermelha. Esta camada foi construída com o auxílio de um dispositivo simples, confeccionado em aço inoxidável, o qual é apresentado na figura 10. Ele possuía uma base, na qual existia uma haste vertical, em cujo orifício podia ser encaixado o análogo, já com a camada de cera em seu munhão; sobre a base, ainda existia uma espécie de lâmina, a qual foi ajustada para que a espessura total do padrão viesse a ser de 0,4 mm, ocasião em que esta lâmina era imobilizada pelo seu parafuso, existente na face superior. Este ajuste foi feito com o auxílio de um gabarito. A resina ia sendo colocada (pela tradicional técnica do pincel) na superfície curva do munhão, o qual ia sendo girado, até ficar construída uma camada de espessura regular, a qual terminava a 2 mm de distância da cinta, como está ilustrado pela figura 11. Para que o padrão pudesse ter uma boa adaptação cervical, sua região cervical ficava constituída apenas com a cera verde.

O conjunto era removido do dispositivo, para que, usando-se um fio de cera amarelo, com seção circular de 2 mm de diâmetro, fosse confeccionada uma alça. Retirado do munhão, como está ilustrado pela figura 12, o padrão em cera/resina era avaliado visualmente; no caso de apresentar qualquer imperfeição interna, era descartado; em caso contrário, era considerado pronto para a etapa seguinte.

Com os 10 padrões de fundição confeccionados, foi montada uma “árvore”, a qual é mostrada na figura 13; esta foi incluída em revestimento, como está ilustrado pela figura 14.

O revestimento utilizado foi o MICRO FINE 1700 (TALLADIUM DO BRASIL, Curitiba-PR), embalado originalmente em envelopes com 90 gramas de pó; seu fabricante recomendava que esta quantidade de pó fosse misturada com 22 ml da solução líquida, composta por 18 ml do líquido original, acrescido de 4 ml de água destilada. A operação de mistura era feita manualmente, por 10 segundos, e posteriormente por mais 40 segundos, agora a vácuo. O material assim obtido era imediatamente vertido no interior do anel de silicone, onde estava adequadamente fixada a “árvore” com os padrões de cera.

Eram aguardados 30 minutos, para a presa do revestimento. O anel de silicone era removido do conjunto e o cilindro de revestimento seria então levado a um forno EDGCON 3P 1800 (EDG EQUIPAMENTOS, São Carlos-SP), para subsequente operação de eliminação do padrão.

Este forno tinha capacidade para um cilindro de revestimento, por vez. Após ser ligado, ele emitia um sinal sonoro quando fosse alcançada a temperatura de 400°C, nesta ocasião, o bloco era colocado em seu interior; daí em diante, o aparelho executava automaticamente seu ciclo de aquecimento, que consistia numa manutenção desta temperatura por 20 minutos, seguida por uma elevação dela, na taxa de 30°C / minuto, até ser atingida a de 950°C, momento no qual devia ser imediatamente efetuada a injeção da liga fundida.

Foi utilizada uma liga de NiCr, a VeraBond II (AalbaDent, Cordelia - CA, USA), com faixa de fusão entre 1.220-1315°C, apresentada na forma de blocos com cerca de 4,8 g cada um. Para o cilindro de revestimento, foram utilizados 8 blocos da liga, num total aproximado de 38,4 gramas, cuja fusão foi efetuada empregando-se um maçarico de GLP/oxigênio, este da mesma procedência do forno.

No processo de injeção da liga metálica, foi utilizada uma centrífuga elétrica C2, também da EDG, ajustada na taxa de aceleração de 80%.

Após resfriamento espontâneo, o cilindro de revestimento foi então quebrado, para expor a estrutura metálica assim obtida, a qual é mostrada na figura 15.

Cada coroa foi então separada da árvore e individualmente recebeu um acabamento, o qual consistiu inicialmente na remoção do revestimento remanescente em toda sua superfície, com o auxílio de uma broca tronco-cônica comum, de aço inoxidável do tipo com carbeto de tungstênio, seguido de um jateamento com aerossol de partículas de óxido de alumínio (com tamanho médio de 60 µm), por aproximadamente 30 segundos, estando o bico injetor (cujo orifício tinha 5 mm de diâmetro) a uma distância de aproximadamente 15 cm da superfície da coroa, regulado com a pressão de 90 libras por polegada quadrada (lpq), equivalente a 6,3 kgf/cm². Durante todos estes procedimentos de limpeza, foram tomados os necessários cuidados para que a coroa terminasse com uma boa adaptação ao munhão, apresentando inclusive um grau de retenção friccional tão bom quanto possível. Assim, foi composto um primeiro grupo com 10 destas coroas (uma das quais está ilustrada pela figura 16), que estavam então prontas para serem cimentadas.

Ainda existiram 2 outros grupos, que continham coroas confeccionadas da mesma forma aqui já descrita, e que haviam sido ensaiadas num experimento anterior. Os 10 espécimes de cada um destes 2 grupos eram constituídos por um munhão personalizado (também da Neodent), que consistia basicamente num cone

oco de 12 mm altura total, munido de uma cinta de 2 mm e com diâmetro inferior de 4,1 mm, o qual está apresentado na figura 17. Para ambos estes grupos, as respectivas coroas haviam sido confeccionadas e ajustadas ao munhão da mesma forma que aqui foi anteriormente descrita; o implante aqui utilizado foi o já citado Titamax Ti Medular, porém apenas com novos Parafusos Sextavados Titânio.

Entretanto, no primeiro destes grupos, a textura da superfície original do munhão foi mantida como veio de fábrica, enquanto que no segundo ela foi tratada com LASER, através de um aparelho do tipo Nd-YAG, o DigiLaser modelo DML 100-AR, da linha Violino, fabricado por Laservall North América, de Pawtucket-RI, USA, com potência de 220 V, frequência de 50/60 hz e uma fase de 0,8 kw. A distância focal do aparelho é de 160 mm, desde sua lente até a superfície irradiada.

Na figura 18 são apresentados os 3 munhões utilizados respectivamente nos 3 grupos desta etapa. O **primeiro** destes grupos era aquele do munhão universal, o qual foi cimentado pela primeira vez e que recebeu a denominação de grupo **MU**. O **segundo** era aquele do munhão personalizado, com textura superficial original, cimentado pela segunda vez e denominado grupo **MPO**. O **terceiro** também tinha o munhão personalizado, porém com a superfície irradiada, também cimentado pela segunda vez, e denominado grupo **MPI**.

4.2.2- Processo de limpeza e de cimentação das coroas

Nos espécimes dos grupos **MPO** e **MPI** já haviam sido feita cimentação das respectivas coroas, com fosfato de zinco, no referido estudo anterior, com os subseqüentes ensaios de remoção por tração. Assim, foi necessário remover os restos deste cimento, tanto dos munhões como das suas coroas.

Esta limpeza foi feita, colocando-se inicialmente todos os 20 munhões personalizados (irradiados e não-irradiados) e as 20 coroas num copo de vidro, os quais foram cobertos por água destilada. O copo foi então colocado na água contida na cuba de um aparelho de ultra-som (modelo T-14 com frequência de vibração de 90 hertz, fabricado por TEMPO ULTRASONIC Indústria e Comércio Ltda., de Taboão da Serra – SP), o qual ficou ligado por 30 minutos, este procedimento foi repetido por mais 2 vezes, trocando-se a água destilada no início de cada uma delas. Com uma colher de dentina comum, os restos de cimento foram removidos do interior de cada coroa, mantida sempre úmida; a seguir, após secagem com jatos de

ar, nela era esfregado o líquido do fosfato de zinco, com a ajuda de bolinhas de algodão. Para os munhões não-irradiados, a aplicação do ultra-som foi suficiente para a limpeza. Para os munhões irradiados, foi necessária a aplicação do líquido do fosfato, da forma já referida.

Antes da cimentação com fosfato, todas as peças (30 munhões e 30 coroas) foram desengorduradas, por imersão em 10 ml de uma solução composta por partes iguais (v/v) de álcool etílico e acetona, contida num único copo de vidro, o qual foi colocado no aparelho de ultra-som já descrito, por 30 minutos. A seguir, cada peça foi lavada, durante 10 segundos, com jatos de água destilada; após isto, cada peça foi seca com jatos de ar.

Com uma pinça comum (para evitar engorduramento), um primeiro munhão foi tomado e encaixado no implante que já se encontrava imobilizado num cilindro de resina acrílica, o qual já havia sido construído da forma já referida nos ensaios de aplicação cíclica de carga. Para efetuar adequadamente a necessária conexão, foi utilizado um novo parafuso de sextavado titânio, ao qual foi aplicada uma força de torque de 32 N. Nesta ocasião, a porção oca do munhão foi preenchida com guta-percha. Este primeiro conjunto implante/munhão/parafuso foi então individualmente colocado num frasco plástico cilíndrico, juntamente com sua respectiva coroa de NiCr. Todo este procedimento foi repetido, até serem compostos os 30 conjuntos necessários. Assim, foi possível passar para a fase de cimentação, efetuada com o fosfato de zinco da S. S. White Artigos Dentários Ltda.(Rio de Janeiro – RJ), cujos frascos componentes são apresentados na figura 19.

Os procedimentos de cimentação efetuados neste trabalho foram realizados numa sala localizada na Disciplina de Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Bauru (FOB-USP), com temperatura de 23 ± 2 °C e umidade relativa do ar de 50 ± 10 °C.

Nesta fase, os procedimentos foram realizados, obedecendo-se às recomendações do fabricante do cimento, tanto quanto à proporção pó/líquido, como ao método de mistura do pó e líquido. Assim, sobre uma placa de vidro, foi colocada uma conchada de pó, tomada com a cavidade menor da concha dosadora fornecida juntamente com o produto; esta porção equivale a cerca de 0,3776 g. Este volume total de pó foi então dividido em 6 partes, respectivamente de 1/16, 1/16, 1/8, 1/4, 1/4 e 1/4. A mistura do pó, com 3 gotas do líquido, foi efetuada com o auxílio de uma espátula comum nº 24, de aço inoxidável, usando-se as porções de pó, das menores

para as maiores, respectivamente, por 10, 10, 10, 15, 15 e 30 segundos, sempre promovendo-se a maior quantidade possível de atrito e usando-se a maior área possível da placa.

O material recém-espatulado era imediatamente inserido numa coroa, através de um pincel (de número 000, da série 309, da marca Tigre, de Joinville - SC), formando uma camada fina que cobria toda a sua superfície interna.

Cada coroa era imediatamente pressionada digitalmente sobre seu munhão (já fixado no implante preso ao respectivo cilindro de resina), por 2 segundos, e depois pela ponta ativa de uma prensa (mostrada na figura 20), cuja carga total de 5 kg ficava assim atuando por 10 minutos. O espécime era então removido da prensa e deixado sobre a bancada de trabalho, por mais 1 hora, antes de sua imersão em água deionizada, contida em seu respectivo frasco plástico; onde passava a ficar durante 7 dias, dentro de uma estufa regulada a 37°C, até a ocasião de seu ensaio.

Os ensaios mecânicos de remoção por tração destas coroas foram realizados em uma máquina universal de ensaios (modelo DL 500, da EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda., São José dos Pinhais - PR), apresentada na figura 21, munida de uma célula de carga de 2000 N e regulada para desenvolver a velocidade de 0,5 mm/min; nesta figura pode ser vista uma haste vertical, presa no travessão da máquina, que promove a tração da coroa, em função de uma trava que transfixa sua extremidade inferior, passando por dentro da alça da coroa. A figura 22 mostra, em detalhe, uma coroa sendo ensaiada.

Os valores de tração obtidos foram anotados, para serem tratados estatisticamente, assim permitindo que fossem estabelecidas as conclusões possíveis.

A figura 23 ilustra a aparência do material cimentante, em 3 coroas dos diferentes grupos e em seus respectivos munhões, após o ensaio de tração.

Fotografias ilustrativas do presente capítulo

[As legendas são sintéticas, pois o tema é detalhado no texto]

Figura 1 – Implante
Titamax Ti Medular

Figura 2 – Munhão
universal

Figura 3 – Parafuso
Sextavado Titânio

Figura 4 – Parafuso
Sextavado Neotorque

Figura 5 – Confeção da base
cilíndrica de resina acrílica.

Figura 6 – Torquímetro analógico de precisão TOHNICHI:
a) Vista frontal, b) Vista superior.

Figura 7 – Vista frontal da máquina eletro-mecânica de fadiga.

Figura 8 – Sistema conector:
a) Gaveta; b) Ponta ativa.

Figura 9 – Detalhe da ponta ativa incidindo na capa protetora.

Figura 10 – Dispositivo auxiliar de confecção do padrão.

Figura 11 – Um padrão de cera/resina sendo confeccionado

Figura 12 – Um padrão de cera/resina.

Figura 13 – Uma árvore com os 10 padrões de cera/resina.

Figura 14 – Uma vista do conjunto de padrões, durante a operação de inusão.

Figura 15 – Árvore com as 10 coroas, após a eliminação grosseira do revestimento.

Figura 16 – Coroa pronta para a cimentação.

Figura 17 – Munhão personalizado.

Figura 18 – a) Munhão universal, b) Munhão personalizado, c) Munhão personalizado irradiado.

Figura 19 – Componentes (pó e líquido) do fosfato de zinco para cimentação.

Figura 20 – Prensa sendo utilizada.

Figura 21 – Máquina universal de ensaio.

Figura 22 – Uma coroa sendo tracionada.

Figura 23 – Aparência do cimento, após o ensaio, em 3 coroas e seus munhões, dos diferentes grupos.

5 Resultados

5- Resultados

A tabela 1 apresenta os resultados obtidos da força de destorque verificada com os 2 tipos de parafusos estudados. O gráfico 1, colocado no Apêndice, ilustra esta tabela.

Tabela 1- Resultados da força de destorque, expressa em newtons.centímetro (N.cm), para cada corpo-de-prova (cp) dos 2 grupos de parafusos, comum (PC) e Neotorque (PN), com os respectivos valores da média (m), desvio-padrão (dp) e coeficiente de variação (cv)

cp	PC	PN
1	27,8	35,8
2	42,5	24,0
3	32,0	28,9
4	34,0	24,0
5	35,0	34,9
6	35,0	36,0
7	27,0	29,0
8	37,9	26,0
9	33,2	30,0
10	24,1	30,0
m	32,85	29,86
dp	5,44	4,52
cv	0,17	0,15

O teste de Levene mostrou que **existia** homogeneidade das variâncias dos 2 grupos; assim, pode ser efetuado o teste t de Student, o qual apontou um valor **t=1,337**, para **p= 0,198**, o que significa que não existiam diferenças significantes entre os dois grupos.

A tabela 2 apresenta os resultados da resistência à tração das coroas nos 3 grupos estudados. O gráfico 2, também colocado no Apêndice, ilustra esta tabela.

Tabela 2- Resultados dos ensaios de resistência à tração das coroas cimentadas, expressos em newtons (N), para os 10 corpos-de-prova (cp) dos 3 grupos de munhões estudados, seguidos da média (m), desvio-padrão (dp) e coeficiente de variação (cv)

cp	Grupo		
	UM	MPO	MPI
1	182,42	507,30	1817,78
2	304,21	384,30	1584,28
3	210,82	457,27	1745,51*
4	218,38	257,13	1389,70
5	214,04	422,52	1318,30
6	261,47	452,40	1389,18
7	209,87	433,64	1709,37
8	197,19	439,20	1400,82
9	272,94	487,85	1798,39*
10	206,92	642,12	1554,30
m	227,83	448,37	1570,76
dp	38,49	96,79	188,98
cv	0,17	0,22	0,12

MU - munhão universal, cimentado pela primeira vez.

MPO - munhão personalizado, no estado original, re-cimentado

MPI - munhão personalizado, irradiado, re-cimentado

* - casos em que houve fratura do parafuso interno

O teste de Levene mostrou que **não existia** homogeneidade das variâncias dos 3 grupos, a qual passou a existir após a **transformação logarítmica** dos respectivos valores; assim foi aplicada a análise de variância (ANOVA), a um critério de classificação, modelo fixo, a qual apontou $F=308,0718$, para $p<0,001$, o que implicava na existência de diferença significativa entre os grupos.

Para as comparações entre grupos, o teste de Tukey (com $p<0,05$) apontou existir diferença significativa dos 3 grupos entre si, ou seja, $MPI > MPO > MU$.

6 *Discussão*

6- Discussão

6.1- Do método

Foi escolhido usar os implantes, munhões e seus respectivos parafusos de união fabricados pela NEODENT, devido ao fato de que os produtos desta marca são bastante usados pela autora do presente trabalho de pesquisa, a qual os utiliza há cerca de 8 anos e julga que eles tem um nível de qualidade excelente; além disto, é de conhecimento comum que os tais produtos são bastante comercializados em nosso País, sendo inclusive vendidos no Exterior.

O Parafuso Sextavado Neotorque, recoberto com carbono, foi escolhido para ser avaliado, pois ele é um produto bastante recente produzido pela NEODENT, a qual alega (em sua propaganda) que ele "... reduz o coeficiente de atrito, assim melhorando a pré carga." O Parafuso Sextavado Titânio, já comumente utilizado há vários anos, serviu de parâmetro de comparação.

A equipe envolvida no artigo de Schwonbach *et al.* (2008), da qual consta o Proprietário da NEODENT, nele teceu várias considerações a respeito do parafuso com recobrimento de carbono, inclusive citando que o processo envolvido é conhecido como *Diamond-Like Carbon* ou *Diamond Like-Carbon* (DLC). Apenas por curiosidade, a tradução desta expressão pode ser Carbono Semelhante ao Diamante, pois este processo consiste na formação de uma camada de carbono, com a mesma aparência do diamante; este processo pode ser tanto pelo sistema CVD (Chemical Vapor Deposition) ou PVD (Physical Vapor Deposition). Os autores Kim *et al.* (2005), também utilizaram o revestimento de carbono, via DLC, mas aplicado apenas no topo de 10 implantes, para avaliar o afrouxamento do parafuso do pilar; lembraram que as propriedades do filme DLC incluem maiores dureza, resistência ao desgaste, estabilidade química e biocompatibilidade, por ser um material semelhantes ao diamante.

O torquímetro analógico da TOHNICHI foi utilizado devido ao fato de ser sabidamente um bom dispositivo, o qual tem sido usado num grande número de estudos, como os de Binon (1996); Siamons, Winkler e Boberick (2002); Tavarez *et al.* (2003); Khraisat *et al.* (2004); Pinelli *et al.* (2009), entre outros.

A força de torque de 32 N, aplicada no parafuso que fixou o munhão ao respectivo implante, é aquela indicada pelo fabricante, que é também a mesma

utilizada em vários outros trabalhos semelhantes a este, como por exemplo os de Tan e Nicholls (2001); Khraisat *et al.* (2002); Khraisat *et al.* (2004); Nakamura, Conti e Pichler (2006); Schwonbach *et al.* (2008); e Pastor, Lenharo e Carvalho (2008).

Gramaticalmente, a expressão aplicar torque num parafuso significa rosquear um parafuso, no sentido de seu aparafusamento, pois ele está sendo torcido, até ficar firmemente preso; podem ser usadas expressões diferentes para denominar este mesmo procedimento, como apertar um parafuso.ou ainda atarraxá-lo. Por oposição, destorcer seria o mesmo que desrosquear ou soltar um parafuso, ou ainda efetuar seu destorque.

O termo pré-carga, muito utilizado pelos pesquisadores desta área, nada mais é do que a força de torque inicialmente aplicada em um parafuso de implante. Esta força deveria manter-se inalterada indefinidamente; entretanto, em peças delicadas como este parafuso, há uma diminuição de sua intensidade, por acomodação dos fios do parafuso nas também delicadas roscas internas do implante, o que torna necessário o reaperto. Outros pesquisadores explicam a pré-carga de forma diferente; assim, por exemplo, Tan e Nicholls (2001) explicam que esta, "... quando aplicada na intensidade correta, deve promover a integridade da união do parafuso que une o pilar ao implante mesmo sob cargas funcionais oriundas da mastigação, propiciando longevidade clínica aos componentes protéticos."

Ainda neste tema, Burguete *et al.* (1994) afirmaram que "o mecanismo de obtenção da pré-carga envolve a aplicação do torque, sendo que ambos (torque e pré-carga) são influenciados diretamente pelas forças de fricção sobre a cabeça do parafuso. O coeficiente de fricção depende da dureza do material das roscas, acabamento da superfície, quantidade e propriedades do lubrificante e velocidade do apertamento. Para o mesmo valor de torque, quanto maior o coeficiente de fricção, menor será a pré-carga.

Sakaguchi e Borgersen. (1995), relataram que a pré-carga efetiva alcançada nos componentes é dependente do estado de acabamento das interfaces, da quantia de fricção entre os componentes, assim como de suas geometrias, aliadas às propriedades do material que os constituem; lembraram ainda que a natureza do afrouxamento ou deslocamento dos componentes protéticos é complexa, envolvendo os fluidos orais, a fadiga por ciclagem mecânica e as variadas formas de mastigação e de cargas.

O reaperto dos parafusos, realizado após 10 minutos do primeiro aperto, com a finalidade de garantir a manutenção da força de torque, foi um procedimento também realizado nas pesquisas de Binon (1998); Siamons, Winkler e Boberick (2002); Khraisat *et al.* (2004) e Zequetto, Filho e Goiato (2008).

Khraisat *et al.* (2004), alegaram que o tal reaperto ajuda a minimizar a possibilidade de instalação do relaxamento (afrouxamento), o qual prejudicaria a união dos componentes. Um dos problemas mais freqüentes nas próteses sobre implantes continua sendo o afrouxamento do seu parafuso. Por isto, alguns dos fabricantes têm tentado fazer algum tipo de tratamento superficial no parafuso do pilar, visando melhorar a estabilidade de seu torque; Martin *et al.* (2003) dizem que é para “aumentar a pré-carga e reduzir o afrouxamento potencial”. Este tratamento é um revestimento com carbono, como no caso daquele parafuso utilizado no presente trabalho e também estudado por Schwonbach *et al.* (2008). Outra tentativa para manter esta estabilidade envolve o uso de parafusos confeccionados com ouro, como aconteceu, por exemplo, nos trabalhos de Jaarda, Rozzog e Gratton (1994); Khraisat *et al.* (2002) e Cibirka *et al.* (2001).

A aplicação cíclica de carga de compressão axial aqui utilizada foi escolhida, para que assim ficasse simulada a mastigação humana, como também o fizeram Cibirka *et al.* (2001); Gratton, Aquilino e Stanford (2001); Khraisat *et al.* (2004); Nakamura, Conti e Pichler (2006).

O valor da carga aqui utilizada (200 N) foi escolhido por parecer uma força de mastigação razoável, para uma pessoa de estatura média, e também por constar da maior parte dos trabalhos similares, como os de Cibirka *et al.* (2001); Khraisat *et al.* (2002); Hecker e Eckert (2003).

Quanto ao número de ciclos, Cibirka *et al.* (2001), num trabalho semelhante a este, usaram 5.000.000 de ciclos, informando que Gibbs *et al.* (1986) haviam afirmado que isto seria aproximadamente equivalente a cinco anos de mastigação *in vivo*, o que não se confirmou ao se consultar este último trabalho.

Já Nakamura, Conti e Pichler (2006) utilizaram 500.000 ciclos, Hecker e Eckert (2003) utilizaram 200.000 e Gratton, Aquilino e Stanford (2001) utilizaram 100.000.

O número de ciclos aqui utilizado (500.000) foi escolhido por ser este um índice bastante aceitável, assim como pelo fato do tempo em que a máquina de

aplicação cíclica de carga esteve disponível. Mesmo assim, o ensaio teve um caráter bastante severo, pois não existiram intervalos de descanso para a máquina.

Assim ficam discutidos os pontos mais importantes para esta fase da aplicação cíclica de carga.

Para a etapa de cimentação, o controle da temperatura e da umidade relativa do ar foi efetuado para que não houvesse variação das características do material utilizado, de um espécime para outro.

A escolha do munhão universal (grupo MU) foi devida ao fato dele ser uma outra variedade de pilar muito utilizada pelos Implantodontistas; apesar de suas dimensões serem menores que as do munhão personalizado; existem 3 sulcos em sua face externa, o que faz esperar que ele proporcione uma maior taxa de retenção da coroa com o munhão, o que é um objetivo a se analisar na segunda parte do trabalho, visto que os maiores problemas encontrados nas próteses sobre implante são tanto a soltura do parafuso como a descolagem das coroas cimentadas.

O cuidado da troca dos parafusos de união munhão/implante era efetuado para evitar interferências indesejáveis nos resultados neste trabalho.

A liga de NiCr foi escolhida para confeccionar as coroas, visto que isto é o que acontece na maior parte das vezes na Clínica Odontológica, inclusive também devido ao custo.

Para a confecção das coroas, foi utilizado apenas um munhão, pois eles são todos praticamente idênticos uns aos outros; isto facilitou o processo de confecção das coroas, juntamente com o uso do dispositivo usado para padronizar a espessura das paredes dos padrões de fundição, o qual havia sido desenvolvido para trabalhos anteriores de Toledo *et al.* (2010a) e Toledo *et al.* (2010b), nos quais a autora do presente estudo estava envolvida.

A inclusão das 10 coroas num mesmo anel de fundição foi feita também visando uma padronização tão boa quanto possível e também para diminuir o custo deste processo.

A escolha da liga de NiCr ocorreu devido ao fato dela ser bastante utilizada para esta finalidade, com desempenho adequado, enquanto que ligas áureas seriam bem mais caras.

Os outros 2 tipos de munhões aqui usados (dos grupos MPO e MPI) foram escolhidos para que se pudesse comparar as diferentes condições da superfície, que consistem na presença de sulcos no grupo MU, a lisura original (de fábrica) no

MPO e a superfície tratada (mais rugosa) no MPI. Com estes dois últimos também se pretendeu analisar a influência da recimentação, visto que a primeira cimentação destes já havia sido feita em trabalho anterior do qual participou a Autora, Toledo *et al.* (2010). No trabalho de Felton, Kanoy e White (1987), no qual também foi estudada a recimentação (porém de coroas sobre dentes preparados), os autores escreveram que tal procedimento pode ser consumado, desde que a técnica de cimentação seja corretamente empregada.

O torque inicial de 32 N, aplicado no parafuso de fixação dos componentes munhão/implante (assim como o torque final, para confirmação), é aquele que o respectivo fabricante preconiza para ser feito em clínica. Estes cuidados (aplicar a correta taxa de torque e confirmá-la) visavam evitar o desaperto, tanto quanto possível, antes e durante o teste de tração, aliás como também foi feito nos trabalhos de Toledo *et al.* (2010) e Toledo *et al.* (2010).

A escolha do fosfato de zinco como o único material cimentante deste trabalho deveu-se ao fato dele ser o mais antigo dentro da Odontologia e de apresentar desempenho adequado, aliado a um baixo custo; é sabido que ele é ainda muito utilizado na clínica.

Foi escolhida a aplicação da carga de 5 Kg, juntamente com sua manutenção por 10 minutos, no processo de cimentação, pois estes parâmetros foram usados na maior parte da literatura compulsada, que consistiu nos trabalhos de Tjan e Li (1992); Rubo e Pegoraro (1995); Ering e Germalmaz (2002); Mansour *et al.* (2002) e de Emms *et al.* (2007).

A armazenagem dos espécimes, imersos em água deionizada por 7 dias, em estufa regulada a 37°C, antes do teste de tração, foi feita para obedecer à exigência da American Dental Association (2000) e também foi utilizada por Gorodovsky e Zidan (1992). Entretanto, em outros trabalhos de pesquisa, dos quais podem ser citados os de Schneider *et al.* (2007); Clayton, Driscoll e Hondrum (1997); Hibino *et al.* (2002); Maeyama *et al.* (2005), Kerby, McGlumphy e Holloway (1992); Cara e Mandetta (1992); Proussaefs (2004) tal armazenamento ocorreu por apenas 24 horas.

A velocidade de travessão da máquina de ensaios (0,5 mm/min) foi escolhida por ser aquela utilizada na maioria dos trabalhos compulsados, que compreendem os de Breeding *et al.* (1992); Rubo e Pegoraro (1995); Mondelli (1996); Clayton,

Driscoll e Hondrum (1997); Covey *et al.* (2000); Hibino *et al.* (2002); Mansour *et al.* (2002); Bernal, Okamura e Muñoz (2003); Maeyama *et al.* (2005); Kaar *et al.* (2006); Schneider *et al.* (2007); Toledo *et al.* (2010) e Toledo *et al.* (2010). Entretanto, outros pesquisadores utilizaram a velocidade de 0,5 cm/min, como aconteceu com Dixon, Breeding e Lilly (1992); Ramp *et al.* (1999); Squier *et al.* (2001); Ering e Germalmaz (2002) e Breciano *et al.* (2005).

6.2- Dos resultados

Para os ensaios de aplicação cíclica de carga, nas condições estabelecidas no presente estudo, os resultados permitiram concluir que não foi detectada nenhuma diferença estaticamente significativa entre o parafuso comum e o Neotorque. Isto equivale a dizer que o recobrimento com carbono, efetuado apenas na porção rosqueável deste último, não trouxe nenhuma mudança em relação ao parafuso comum, ao contrário do que almejava o fabricante.

Aliás, pode ser observado que os valores de destorque detectados para ambos os parafusos (32,85 N.cm para o PC e 29,86 N.cm para o PN) são bastante próximos da carga de torque aplicada, a qual foi de 32 N.cm. Isto pode significar que a aplicação cíclica aqui efetuada não foi suficiente para causar afrouxamento de nenhum dos parafusos analisados.

Por outro lado, no trabalho clínico efetuado por Schwonbach *et al.* (2008), o resultado da substituição dum parafuso comum (que havia se soltado, num caso de coroa de porcelana cimentada e por isto foi substituído por um Neotorque) teve sucesso, num período de 36 meses de observação.

Aparentemente, nada mais pode ser discutido acerca deste aspecto.

Para os ensaios de remoção das coroas, nas condições estabelecidas no presente estudo, os resultados permitiram concluir que, de forma estatisticamente significativa, os munhões promoveram diferença entre si.

O munhão universal, cimentado pela primeira vez, foi o que promoveu a menor taxa de retenção (227,83 N); isto parece lógico, pois suas dimensões são nitidamente menores do que as do munhão personalizado; além disto, a existência dos seus 3 sulcos não contribuiu para compensar sua diminuição de tamanho, o que já podia ser previsto, pois estes, sendo verticais, vão dificultar apenas o giro da coroa, mas não vão melhorar a resistência dela à remoção por tração.

O munhão personalizado, com sua lisura original de fábrica, mas agora numa segunda cimentação, mostrou maior força de resistência à tração (448,37 N), em relação ao anterior, visto que ele tem dimensões maiores. Numa comparação visual grosseira, pode ser constatado que a área da superfície curva externa do MPO é praticamente o dobro da mesma área do MU; pode ser visto que os valores das respectivas resistências à remoção da coroa de ambos alcançaram resultados onde uma resistência foi também o dobro da outra.

O munhão personalizado, com sua superfície tratada, também numa segunda cimentação, mostrou maior força de resistência à tração (1.570,76 N), em relação a ambos os anteriores. O maior índice de rugosidade dele, causado pelo tratamento com LASER, foi o fator que conduziu ao melhor resultado do presente trabalho.

Estes resultados, para os munhões aqui cimentados pela segunda vez, foram praticamente os mesmos observados por ocasião da primeira cimentação neles efetuada, a qual constou do trabalho de Toledo *et. al.* (2010), quando a resistência foi de 430,66 N para o munhão original e de 1.514,87 N para o irradiado.

Fica impossibilitada qualquer comparação com resultados de outros estudiosos, devido a diferenças de métodos. Outras variações como o número de ciclos, o tipo de parafuso e munhão, entre outros aspectos, são pretensões para futuros trabalhos.

7 Conclusões

7- Conclusões

Nas condições do presente estudo, foi possível concluir que:

1- ambos os parafusos analisados (comum e Neotorque) apresentaram comportamento semelhante, na manutenção da força de torque promovida, e

2- a resistência à remoção por tração de coroas cimentadas pela primeira vez, com o munhão universal (MU), foi a menor de todas (227,83 N.cm), com um valor intermediário (448,37 N.cm) para o caso da recimentação com o munhão personalizado de textura original e sendo a maior de todas (1.570,76 N.cm) aquela apresentada pelo munhão personalizado que sofreu irradiação por LASER.

Referências

Referências

American Dental Association/Council on Scientific Affairs. American National Standard/American Dental Association Specification nº96. Dental Water-based Cement, 2000.

Bernal G, Okamura M, Muñoz CA. The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. J. Prosth. 2003 Jun;12(2):111-15.

Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. Int J Prosthodont. 1996; 9(2):149-60.

Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. J Prosthet Dent. 1998;79(4):430-2.

Breciano M, Schierano G, Manzella C, Screti A, Bignardi C, Preti G. Retention of luting agents on implant abutments of different height and taper. Clin. Oral Impl. Res. 2005;16:594-98.

Breeding LC, Dixon DL, Bogacki e Tietge JD. Use of luting agents with an implant system: Part I. J Prosthet Dent. 1992;68(5):737-41.

Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent. 1994;71(6):592-9.

Cara AA, Mandetta S. Estudo comparativo da resistência à remoção por tração de coroas cimentadas com cimento fosfato de zinco com ou sem aplicação prévia de verniz modificado. Rev Paul Odont. 1992, set/out;14(5):38-40.

Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. J Prosthet Dent. 2001;85(3): 268-275.

Clayton GH, Driscoll CF, Hondrum SO. The effect of luting agents on the retention and marginal adaptation of the CeraOne implant system. The Inter. J. Oral & Max. Implant. 1997;12(5):660-64.

Covey DA, Kent DK, Germain Jr HA St, Koka S. Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. J Prosthet Dent. 2000 Mar;83(3): 344-48.

Dixon DL, Breeding LC, Lilly KR. Use of luting agents with an implant system: Part II. J Prosthet Dent. 1992;68(6):885-90.

Emms M, Tredwin C J, Setchell D J, Moles D R. The effect of abutment wall height, platform size, and screw access channel filling method on resistance to dislodgement of cement-retained restorations. J Prosth. 2007 Jan/feb;16(1):3-9.

Ergin S, Germalmaz D. Retentive properties of five different luting cements on base and noble metal copings. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2002 nov;88(5):491-97.

Felton DA, Kanoy B, White JT. Recementation of dental castings with zinc phosphate cement: Effect on cement bond strength. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1987 Nov;58(5):579-83.

França RO, Muench A, Cardoso PEC. Resistência de união entre liga de níquel-cromo e cimentos resinosos. Rev Odontol Univ São Paulo, 1998 jul./set.;12(3):267-70.

Francischone CE; Ishikiriama SK, Vasconcelos LW. Capítulo: Próteses parafusadas X Próteses cimentadas sobre implantes osseointegrados: vantagens e desvantagens. Livro: Odontologia Integrada, Atualidade Multidisciplinar para o Clínico e o Especialista. Seção IV Implantodontia, ed. Pedro Primeiro Ltda, 199-215, 1999.

Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. J Prosthet Dent. 1986;56(2):226-9.

Gorodovsky S e Zidan O. Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. J. Proth. Dent. 1992 Aug.;68(2):269-74.

Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. J Prosthet Dent. 2001;85:47-52.

Haack JE, Sacaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(5):529-36.

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

Hecker D, Eckert S. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Changes in component fit over time. *J Prosthet Dent*. 2003;89:346-51.

Hibino Y, Kuramochi K, Hoshino T, Moriyama A, Watanabe Y, Nakajima H. Relationship between the strength of glass ionomers and their adhesive strength to metals. *Dent Mat*. 2002;18:552-57.

Jaarda MJ, Razzog ME, Gratton DG, Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant Dent*. 1994;3(1):17-21.

Jemt T, Lindén B, Lekholm. Failures and complication in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark Implants: From prosthetic treatment to first annual checkup. *The Int J Oral & Max Impl*. 1992; 7(1):40-4.

Kaar Darian, Oshida Y, Andres CJ, Barco T, Platt JA. The effect of fatigue damage on the force required to remove a restoration in a cement-retained implant system. *J Prosth*. 2006 Sept./oct;15(5):289-94.

Kano SC. Avaliação do desajuste e do destorque em pilares protéticos com conexão tipo hexágono externo e interno [Tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2004.

Kerby RE, McGlumphy EA, Holloway JA. Some physical properties of implant abutment luting cement. *The Int. J Prosth*. 1992;5(4): 321-25.

Kim SK, Lee JB, Koak JY, Heo SJ, Lee KR, Cho LR e Lee SS. An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. *J Oral Rehab.*, 2005;32:346-350.

Khraisat A, Stegarou R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent*. 2002;88(6):604-10.

Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa. O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. J Prosthet Dent. 2004;91:326-34.

Korioth TWP, Cardoso AC, Versluis A. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screw. J Prosthet Dent. 1999;82:312-6.

Maeyama H, Sawase T, Jimbo R, Kamada K, Suketa N, Fukui J, Atsuta M. Retentive strength of metal copings on prefabricated abutments with five different cement. Clinical Implant Dentistry and Related Research. 2005;7(4): 229-34.

Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. Clin Oral Implan Res. 2002 Aug;13(4):343-48.

Martin WC, Wood RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. J Prosthet Dent. 2003; 86(6):24-32.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. Dent Clin North Am. 1998;42(1):71-89.

Mondelli RFL. Resistência a remoção por tração axial e desajuste de coroas totais e restaurações MOD fundidas, em função da altura dos preparos e retenções adicionais [Tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 1996.

Motta LG, Motta RG, Silva MP. Propriedades físicas de cimentos de fosfato de zinco. Rev Bras Odont. 1995 Jan;52(5):54-5.

Nakamura LH, Contin I, Pichler EF. Estudo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de "abutment" em implantes de hexágono externo e interior, após o ensaio de ciclagem mecânica. Rev Pós Grad. 2006;13(1):96-102.

Øilo G, Jørgensen KD. The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements. J Oral Rehabil. 1978;5:377-389.

Pastor FP, Lenharo A, Carvalho PSP. Avaliação mecânica de três tipos de parafusos de fixação de abutments sobreimplantesÇ estudo in vitro. Rev. Implantnews. 2008, 5(2);169-75.

Pinelli LAP, Silva RHBT, Fais LMG, Juliana Cabrini J, Segalla JCM, Marcelo CC. Avaliação do torque aplicado no parafuso de fixação de implantes por meio de chave manual. Rev Implantnews. 2009;6(1):69-72.

Proussaef P. Crowns cemented on crown preparations lacking geometric resistance form. Part II: Effect of cement. J Prosthodont. 2004;13(1):36-41.

Ramp MH, Dixon DL, Ramp LC, Breeding LC, Barber LL. Tensile bond strengths of provisional luting agents used with an implant system. J Pros Dent. 1999 Apr/jun;81(5):510-14.

Rubo JH, Pegoraro LF. Tensile bond strength of a composite resin cement for bonded prosthesis to various dental alloys. J Prosthet Dent. 1995; 74(3),230-4.

Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995;10(5):295-302.

Siamons G, Winkler S, Boberick KG The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. J of Oral Implantology. 2002;XXVIII/2:67-73.

Schneider R, Goes MF, Henriques GEP, Chan DCN. Tensile bond strength of dual curing resin-based cements to commercially pure titanium. Dent Mat. 2007;23:81-87.

Schwonbach ER, Thomé G, Golin AL, Melo ACM, Sartori IAM, Borges AFS. Pré-carga de parafuso com tratamento de superfície Diamond-like carbon: prevenção do desarmamento. RGO. 2008;56(1):93-96.

Squier RS, Agar JR, Duncan JP, Taylor T D. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. The Inter. J. Oral & Max. Implant. 2001;16(6):793-98.

Stuker RA. Avaliação da pré-carga e torque de remoção de 3 tipos de parafusos de fixação de pilares para próteses unitárias implanto-suportadas.[Dissertação]. Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2006.

Tan KB, Nicholls JI. Implant-Abutment screw joint preload of 7 Hex-top abutment systems. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 2001 May/June;16(3):367- 77.

Tavarez RRJ, Xible AA, Bonachela WC, Araújo CRP. Torque produzido por quatro torquímetros diferentes utilizados em próteses sobre implantes. Estudo comparativo. Cienc Odontol Brás. 2003 Jan./mar; 6(1):82-8.

Tjan AHL, Li T. Seating and retention of complete crowns with a new adhesive resin cement. The Journal Of Prosthetic Dentistry. 1992 April;67(4):478-83.

Toledo FL, Freitas MFA, Oliveira RM, Guastaldi AC, Freitas CA. Cimentação de coroas com fosfato de zinco sobre munhões de liga de titânio, irradiados ou não por laser. Innov Implant J, Biomater Esthet. 2010 maio/ago;5(2):35-39. (a)

Toledo FL, Freitas MFA, Oliveira RM, Guastaldi AC, Freitas CA. **Resistência à tração de coroas de NiCr cimentadas sobre munhões de liga de titânio, com 4 diferentes tipos de cimentos.** Innov Implant J, Biomater Esthet. 2010 set./dez; 5(3):13-18. (b)

Zequetto MM, Filho HG, Goiato MC. O efeito do torque repetido nos parafusos de abutments de próteses implanto-suportadas. Rev Implantnews. 2008;5(1):43-8.

Apêndice

Apêndice

O gráfico 1 ilustra a tabela 1 do tópico Resultados, quanto aos valores da força de destorque verificada para os dois grupos de parafusos. Cada ponto negro equivale a um valor. Cada seta aponta o valor médio do grupo. O valor do torque inicial está ressaltado em vermelho.

Gráfico 1- Valores da força de destorque para cada corpo-de-prova dos 2 grupos de parafusos, comum (PC) e Neotorque (PN)

O gráfico 2 ilustra a tabela 2 do tópico Resultados, quanto aos valores da força de resistência à tração das coroas cimentadas. Cada ponto negro equivale a um valor. Cada seta aponta o valor médio do grupo.

Gráfico 2- Valores da resistência à tração das coroas cimentadas, para cada corpo-de-prova dos 3 grupos de munhões