UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

ABÍLIO RICCIARDI COPPEDÊ

ESTUDO MECÂNICO DA CONEXÃO
IMPLANTE/*ABUTMENT* UTILIZANDO PARAFUSOS
CONVENCIONAIS E PARAFUSOS EXPERIMENTAIS CONE
MORSE

RIBEIRÃO PRETO

2011

ABÍLIO RICCIARDI COPPEDÊ

**ESTUDO MECÂNICO DA CONEXÃO IMPLANTE/*ABUTMENT*
UTILIZANDO PARAFUSOS CONVENCIONAIS E PARAFUSOS
EXPERIMENTAIS CONE MORSE**

Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação
da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto
da Universidade de São Paulo para obtenção
do título de Doutor no Programa de
Reabilitação Oral

Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**

VERSÃO CORRIGIDA

RIBEIRÃO PRETO

2011

**AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO DO TEOR TOTAL OU PARCIAL
DESTE TRABALHO POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO,
PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.**

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central do Campus USP - Ribeirão Preto

Coppedê, Abílio Ricciardi

Estudo mecânico da conexão implante/*abutment* utilizando parafusos convencionais e parafusos experimentais cone morse.

Ribeirão Preto, 2011.

196p.,: il., 30cm

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Versão corrigida da Tese. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o Programa.

Orientador: Ribeiro, Ricardo Faria

1. Implantes Dentários. 2. Próteses e Implantes. 3. Parafuso Cone Morse. 4. Torque de Aperto. 5. Torque de Desaperto.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Abílio Ricciardi Coppedê

Estudo mecânico da conexão implante/*abutment* utilizando parafusos convencionais e parafusos experimentais cone morse.

Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor no Programa de Reabilitação Oral

Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

A Deus,

Por ter me abençoado com oportunidades e realizações as quais eu nunca imaginei possíveis.

Ao meu querido pai Alberto Coppedê Jr,

Pelo apoio incondicional em todos os momentos de minha vida, incluindo essa nova etapa; suas palavras sábias e seus conselhos sempre pertinentes nortearam todas as minhas decisões, e me guiaram através desta longa jornada. Eternamente obrigado!

A minha querida mãe Luzia Ricciardi Coppedê,

Por toda a alegria e entusiasmo de viver, pelo amor, carinho e atenção dedicados a mim e a toda a família durante toda sua vida. Mais uma etapa cumprida, com muita luta e dedicação, da qual você fez parte ativa sempre pronta a ajudar carinhosamente, nos momentos bons e nos momentos ruins. Sem seu apoio nada disso seria possível!

A minha querida esposa Carolina Zuin de Carvalho Coppedê,

Por ser a pessoa mais iluminada, carinhosa, dedicada e maravilhosa deste mundo, e por ter escolhido a mim para seu marido! Muito obrigado por toda a paciência e compreensão durante os momentos de trabalho e ausência, e pela participação e motivação durante todos os minutos em que estivemos juntos. Agradeço a Deus por te ter ao meu lado. Obrigado por ter me mostrado o que é a felicidade plena, coisa que até então eu desconhecia. Sem sua companhia e seu carinho, não teria conseguido chegar até aqui. Toda essa conquista é inteiramente dedicada a você!

A minha querida avó Terezinha Scarpino Coppedê,

Por ser esta pessoa iluminada, prestativa e carinhosa, sempre me acolhendo em todos os momentos de necessidade. Mesmo não estando tão próximos durante o Doutorado, meus pensamentos sempre me levavam à senhora, para obter conforto e inspiração. Obrigado por ter participado tão ativamente de toda esta caminhada!

Aos meus avós Alberto e Anésia e Sylvio (in memorian),

Por terem constituído famílias tão lindas e especiais, das quais me orgulho muito de fazer parte. Sinto muitas saudades. Gostaria muito de poder estar com vocês nesse momento tão especial para mim, mas sei que daí de cima vocês estão vibrando por minhas conquistas! Obrigado por terem sido pessoas tão maravilhosas!

A minha irmã Dulce Ricciardi Coppedê

Por ser sempre uma pessoa maravilhosa e contagiante com sua alegria e sua energia de viver. É um orgulho ser seu irmão e vivenciar o seu crescimento pessoal e profissional, em uma etapa semelhante da vida. Muito obrigado pela presença em todos os momentos mais felizes de minha vida!

Aos meus sogros César e Neuza

Por toda a amizade, apoio e incentivo durante estes anos de convívio. Muito obrigado pelos conselhos sábios, pelo apoio incondicional e pela compreensão nos momentos difíceis, e acima de tudo, parabéns por terem formado uma família tão linda, da qual agora eu tenho a grande honra de ser parte integrante.

Dedico este trabalho

AGRADECIMENTOS

Agradecimento Especial

Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro,

Por ter sido sempre um grande mestre, em toda a acepção da palavra. Sua orientação firme, segura e cordial possibilitou a concretização de mais este objetivo, mesmo através de todas as dificuldades inerentes a este período. Os seis anos de amizade e dedicação desde o início de minha caminhada na FORP abriram todas as portas que estão possibilitando a realização dos meus sonhos profissionais. Durante este período me transformei de um “moleque” sonhador a um homem de família, e por toda essa mudança em minha vida eu serei eternamente grato a você. Mais uma vez, um grande abraço fraternal de carinho e agradecimento, em meu nome e em nome de toda a minha família!

*À Prof^a. Dr^a. **Maria da Glória Chiarello de Mattos**, pela amizade e disponibilidade durante todo o decorrer do curso do Doutorado.*

*À Prof^a. Dr^a. **Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli**, pelo carinho e atenção durante todos os momentos de nossa convivência.*

*À Dr^a. **Adriana Cláudia Lapria Faria**, por ter me ajudado tanto durante todo o processo experimental do trabalho. Se não fosse por sua disponibilidade, sua organização e prestatividade, não seria possível a conclusão deste trabalho.*

*À Direção da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, representada por seu Diretor, Prof. Dr. **Oswaldo Luiz Bezzon**, por ser sempre uma pessoa tão disponível, competente e carinhosa.*

A todos os docentes do Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Área de Concentração: Reabilitação Oral, pelos ensinamentos transmitidos.

*À engenheira **Ana Paula Macedo**, do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pela ajuda fundamental no decorrer deste trabalho e na análise estatística.*

*Ao admirável **Luiz Sérgio Soares**, pela engenhosidade e pelo gênio criativo que possibilitaram o desenvolvimento e manutenção da máquina e dos equipamentos utilizados neste trabalho.*

*A **Regiane de Cássia Tirado Damasceno e Ana Paula Xavier**, da secretaria do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pela amizade e disponibilidade.*

*A **Isabel Cristina Galino Sola e Regiane Cristina Moi Sacilotto**, da secretaria da Seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto-USP, pela atenção concedida durante todo o curso.*

*Aos funcionários do LIPEN, **Edson Volta e Ricardo de Souza Antunes**, pelo auxílio na realização dos testes de resistência à fratura.*

Ao **Sr. Dario Avelino da Silva**, por ter tido o gênio criativo na criação e no desenvolvimento deste projeto. Obrigado por ter acreditado e confiado em meu trabalho, confeccionando e fornecendo todo o material utilizado neste estudo, e assim, ter me dado a oportunidade de participar de um projeto inovador, que pode trazer resultados significantes e promissores para a implantodontia.

Ao mestre **Dr. Reginaldo Mário Migliorança**, pela grande amizade e pelas inúmeras oportunidades concedidas a mim nos anos de convívio. Grande parte deste resultado devo a você, por ter tido o brilhantismo e a visão de acreditar no projeto parafuso cone morse, e me fazer acreditar também! Se não fossem as reuniões na cozinha da Clínica RM talvez este projeto nunca tivesse saído da gaveta. Apesar de não estarmos mais juntos na RM, gostaria que você soubesse que serei eternamente grato a você pelas oportunidades e pela amizade sincera!

Ao mestre **Dr. Edmílson Bersani**, pela excelência profissional que sempre foi uma inspiração para o meu desenvolvimento como cirurgião-dentista. A amizade consolidada durante estes anos o tornaram para mim mais do que um colega; um irmão nas conquistas, um pai nos momentos de dúvida. Muito obrigado pela paciência e pelas longas horas de conversa que me ajudaram nos momentos mais difíceis.

Aos colegas **Thiago de Mayo e Ricardo Nagahisa**, por serem dois grandes irmãos que Deus me presenteou. Vocês são meus ídolos profissionais, sempre foi um prazer enorme trabalhar com vocês e aprender mais e mais a cada dia de convívio. Agora, além de tudo, se transformaram em meus parceiros na empreitada mais importante de nossas vidas, um pequeno broto que, com a graça de Deus, gerará lindos frutos! Obrigado pela amizade e confiança!

À colega **Natércia Carreira Soriani**, por ter sido minha grande companheira durante todo o período do Mestrado e do Doutorado. Nestes últimos 6 anos passamos por alguns momentos maravilhosos, outros não tão bons assim, mas sempre pudemos contar um com o outro independente do momento ou da circunstância. Uma amizade verdadeira que espero que dure por toda a vida! Obrigado por tudo!

Aos colegas **Humberto Oliveira Pinto e Antônio Malheiros**, por serem meus grandes ídolos, desde o início do mestrado. A competência de ambos é fonte de inspiração profissional, e a personalidade e o caráter dos dois são inspiração para a vida. Vocês serão sempre meus irmãos! Obrigado por tudo!

Aos colegas do curso de pós-graduação por todos os momentos bons e ruins que compartilhamos durante estes anos; momentos estes que consolidaram em nós uma amizade que nunca acabará!

Ao meu anjo da guarda, minha auxiliar **Cléo**, por ter aturado o meu convívio ao longo de todos estes anos de forma absolutamente tolerante, eficaz e elegante, com a maior prestatividade e competência possíveis. Obrigado pela companhia, pelo apoio e pela amizade!

Ao meu outro anjo da guarda, **Mônica**, por ter aturado meus humores durante os últimos anos. Sua competência profissional e sua alegria de viver contagiam a todos ao seu redor, continue sempre assim! Se não fosse você organizando minha vida, dificilmente eu teria dado conta! Obrigado por tudo!

Aos meus cunhados **Mariana e Tutão**, por toda a amizade e companheirismo durante todos os momentos de nosso convívio. Obrigado por me aceitarem de forma tão carinhosa como membro de sua família. Vocês são exemplos para mim de amor e união.

Meus agradecimentos

***Quando você acha que sabe todas as respostas,
vem a vida e muda todas as perguntas.
(Autor desconhecido)***

COPPEDÊ, A. R. Estudo mecânico da conexão implante/*abutment* utilizando parafusos convencionais e parafusos experimentais cone morse. Ribeirão Preto, 2011. 196p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

RESUMO

A proposta deste estudo foi avaliar o comportamento mecânico de dois *designs* de conexão implante/*abutment*; hexágono externo e triângulo interno, utilizando parafusos convencionais e parafusos experimentais cone morse. O estudo foi dividido em duas fases: na primeira, foi avaliado o efeito do carregamento mecânico na perda de torque dos parafusos. 40 implantes foram utilizados. Os implantes e *abutments* foram divididos em 4 grupos: Grupo 1: hexágono externo/parafuso convencional (HE); Grupo 2: triângulo interno/parafuso convencional (TI); Grupo 3: hexágono externo/parafuso cone morse (HECM); Grupo 4: triângulo interno/parafuso cone morse (TICM). Os *abutments* foram instalados em seus respectivos implantes com torque de aperto de 32Ncm; após intervalo de 10 minutos, foram medidos os valores dos torques de desaperto. Os *abutments* foram instalados novamente com torque de 32Ncm, e após 10 minutos foram carregados mecanicamente em uma máquina de ensaios de simulação de mastigação desenvolvida no Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, simulando 1 ano de função oral normal; após o carregamento, os torques de desaperto dos parafusos foram medidos novamente. Os dados foram analisados com o teste *two-way* ANOVA, com nível de significância de $p \leq 0,05\%$. Análises por microscopia óptica foram realizadas antes e após os ensaios. Na segunda fase, foi avaliada a resistência à flexão dos conjuntos implante/*abutment*. Os mesmos 40 conjuntos foram utilizados. Os testes foram realizados em máquina universal de ensaios, com célula de carga de 500 kgf, deslocamento de 1mm/min, e inclinação de 45°. A força máxima de flexão (FMF) e a força de ruptura (FR) foram determinadas. As informações coletadas foram analisadas com o teste *two-way* ANOVA, para $p \leq 0,05$. Análises por microscopia óptica foram realizadas para estudo dos componentes após os ensaios de resistência flexural. Os resultados sugeriram que houve diferença significativa ($p=0,000$) na pré-carga residual antes e após carregamento mecânico entre os dois tipos de parafuso: os parafusos cone morse apresentaram torques de desaperto significativamente superiores aos apresentados pelos parafusos planos convencionais. Houve diferença significativa nos resultados da FMF obtidos pelos parafusos planos convencionais e pelos parafusos cone morse ($p=0,011$), sendo que os conjuntos implante/*abutment* com parafusos cone morse apresentaram maior resistência à flexão. Para os resultados da FR houve influência significativa do tipo de conexão ($p=0,019$), com melhores resultados para a conexão triângulo interno. Considerando as limitações deste estudo, concluiu-se que os parafusos cone morse apresentaram maiores torques de desaperto em comparação aos parafusos planos convencionais; que o design da conexão protética não teve influência significativa sobre o torque de desaperto dos parafusos; que os parafusos cone morse obtiveram maiores valores de resistência à flexão, e que a conexão em triângulo interno obteve maiores valores para a força de ruptura.

Palavras-Chave: Implantes Dentários, Próteses e Implantes, Parafuso Cone Morse, Torque de Aperto, Torque de Desaperto.

COPPEDÊ, A. R. Mechanical study of the implant/abutment connection using conventional screws and experimental conical screws. Ribeirão Preto, 2011. 196p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the mechanical behavior of two implant/abutment connection designs; external hex and internal tri-channel, using conventional screws and experimental conical screws. The study was divided in two parts; the first evaluated the effect of mechanical loading in the torque loss of the screws. 40 implants were used. The implants and abutments were divided in 4 groups: Group 1: external hex/conventional screw (HE); Group 2: tri-channel/conventional screw (TI); Group 3: external hex/conical screw (HECM); Group 4: tri-channel/conical screw (TICM). The abutments were installed in their respective implants with a tightening torque of 32Ncm, after a 10 minute interval, loosening torque were measured. The abutments were installed again with a 32Ncm torque, and after 10 minutes, they were mechanically loaded in a chewing simulation test machine, developed in the Department of Dental Materials and Prostheses of the Ribeirao Preto Dental School – USP, simulating 1 year of normal oral function; after loading, loosening torques of the screws were measured again. Data were analyzed with two-way ANOVA test, with significance level of $p \leq 0,05$. Optical microscopy analysis were performed before and after the tests. The second part evaluated the flexural resistance of the implant/abutment assemblies. The same 40 assemblies were used. The tests were performed in an universal testing machine, with a 500kgf load cell, 1mm/min displacement, and 45° angulation. Maximum bending moment (FMF) and rupture force (FR) were determined. Collected information were analyzed with two-way ANOVA test, for $p \leq 0,05$. Optical microscopy analysis were performed for study of the components after the flexural resistance tests. The results suggested that there were significant differences ($p=0,000$) in the residual preload before and after mechanical loading between the two types of screws: conical screws showed significantly higher loosening torques than conventional flat screws. There were significant differences in the FMF obtained by the conventional flat screws and by the conical screws ($p=0,000$); the implant/abutment assemblies with conical screws presented higher flexural resistance. For the FR results, there was significant influence of the type of connection ($p=0,019$); the tri-channel connection presented better results. Considering the limitations of this study, it was concluded that the conical screws presented higher loosening torques compared to conventional flat screws; the design of the implant/abutment connection presented no significant influence on the loosening torques of the screws; conical screws showed higher bending moment values; and the tri-channel connection obtained higher rupture force values.

Keywords: Dental Implants, Prostheses and Implants, Conical Abutment Screw, Tightening Torque, Loosening Torque.

LISTA DE FIGURAS

Figura 01	Implante hexágono externo e suas dimensões.....	135
Figura 02	Implante triângulo interno e suas dimensões.....	135
Figura 03	Parafuso plano convencional hexágono externo e suas dimensões.....	137
Figura 04	Parafuso plano convencional triângulo interno e suas dimensões.....	137
Figura 05	Parafuso cone morse hexágono externo e suas dimensões.....	137
Figura 06	Parafuso cone morse triângulo interno e suas dimensões.....	137
Figura 07	<i>Abutment</i> hexágono externo para parafuso convencional e suas dimensões.....	139
Figura 08	<i>Abutment</i> triângulo interno para parafuso convencional e suas dimensões.....	139
Figura 09	<i>Abutment</i> hexágono externo para parafuso cone morse e suas dimensões.....	139
Figura 10	<i>Abutment</i> triângulo interno para parafuso cone morse e suas dimensões.....	139
Figura 11	Cilindros de aço inoxidável, com os implantes HE e TI posicionados.....	143
Figura 12	Artefato de aferição de torques, com o torquímetro digital em sua porção superior e o conjunto implante/ <i>abutment</i> na base.....	144
Figura 13	Máquina de ensaios de simulação de mastigação, com os conjuntos implante/ <i>abutment</i> na base, e os cilindros antagonistas acoplados às hastes de carga em sua porção superior.....	147
Figura 14	Artefato de aferição de torques.....	149
Figura 15	A) Conjunto implante/ <i>abutment</i> para o sistema HE; B) Conjunto implante/ <i>abutment</i> para o sistema HI	149
Figura 16	Estrutura de metal com angulação de 30° utilizada nos testes de resistência à fratura, posicionada na máquina universal de ensaios.....	150
Figura 17	A) Implante HE após os ensaios de resistência à flexão; B) Implante TI após os ensaios de resistência à flexão.....	150
Figura 18	Secção longitudinal de implante HE com parafuso convencional.....	159
Figura 19	Secção longitudinal de implante TI com parafuso convencional.....	159
Figura 20	Secção longitudinal de implante HE com parafuso cone morse.....	160
Figura 21	Secção longitudinal de implante TI com parafuso cone morse.....	160
Figura 22	Curvas força/deformação para os conjuntos implante/ <i>abutment</i> do Grupo A- hexágono externo com parafuso convencional.....	161
Figura 23	Curvas força/deformação para os conjuntos implante/ <i>abutment</i> do	

	Grupo B- triângulo interno com parafuso convencional.....	161
Figura 24	Curvas força/deformação para os conjuntos implante/ <i>abutment</i> do Grupo C- hexágono externo com parafuso cone morse.....	162
Figura 25	Curvas força/deformação para os conjuntos implante/ <i>abutment</i> do Grupo D- triângulo interno com parafuso cone morse.....	162
Figura 26	Parafuso HE evidenciando fratura no limite vertical da parte rosqueada, próximo à haste.....	168
Figura 27	Parafuso TI evidenciando fratura no limite vertical da parte rosqueada, próximo à haste.....	168
Figura 28	Aspecto da conexão implante/ <i>abutment</i> no sistema HE após ensaio de resistência à flexão.....	168.
Figura 29	Aspecto da conexão implante/ <i>abutment</i> no sistema TI após ensaio de resistência à flexão.....	168
Figura 30	Aspecto da plataforma do implante no sistema HE após ensaio de resistência à flexão.....	169
Figura 31	Aspecto da plataforma no sistema TI após ensaio de resistência à flexão.....	169

LISTA DE TABELAS

Tabela 01	Especificações dos implantes, parafusos e abutments utilizados nos ensaios.....	140
Tabela 02	Resultados dos ensaios de aperto e desaperto iniciais, cálculo da porcentagem do desaperto em relação ao aperto, média e desvio-padrão para cada grupo. Valores de aperto e desaperto em Ncm.....	154
Tabela 03	Resultados dos ensaios de aperto e desaperto após carregamento mecânico, cálculo da porcentagem do desaperto em relação ao aperto, média e desvio-padrão para cada grupo. Valores de aperto e desaperto em Ncm.....	155
Tabela 04	Análise estatística através do teste <i>two-way</i> ANOVA para torque de desaperto em função do tipo de parafuso (convencional x cone morse) e do tipo de conexão (hexágono externo x triângulo interno) para o ensaio inicial ($t=0$), com um nível de significância de $p \leq 0.05$	158
Tabela 05	Análise estatística através do teste <i>two-way</i> ANOVA para torque de desaperto em função do tipo de parafuso (convencional x cone morse) e do tipo de conexão (hexágono externo x triângulo interno) para o ensaio após carregamento mecânico ($t=1$), com um nível de significância de $p \leq 0.05$	158
Tabela 06	Análise estatística através do teste “T” de Student para amostras dependentes para torque de desaperto em função do ensaio (ensaio inicial ($t=0$) x ensaio após carregamento mecânico ($t=1$)), com um nível de significância de $p \leq 0.05$	159
Tabela 07	Valores da força máxima de flexão para cada conjunto implante/abutment, com valores médios e os desvios-padrão para cada grupo, em Newtons (N).....	164
Tabela 08	Valores da FR para cada conjunto implante/abutment, com valores médios e os desvios-padrão para cada grupo, em Newtons (N).....	164
Tabela 09	Análise estatística através do teste <i>two-way</i> ANOVA para força máxima de flexão em função do tipo de parafuso (convencional x cone morse) e do tipo de conexão (hexágono externo x triângulo interno) com um nível de significância de $p \leq 0.05$	167
Tabela 10	Análise estatística através do teste <i>two-way</i> ANOVA para força de ruptura em função do tipo de parafuso (convencional x cone morse) e do tipo de conexão (hexágono externo x triângulo interno) com um nível de significância de $p \leq 0.05$	167

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 01	Comparação dos resultados do ensaio de aperto/desaperto inicial ($t=0$) entre os grupos, com valores médios e desvios-padrão.....	156
Gráfico 02	Comparação dos resultados do ensaio de aperto/desaperto após ciclagem mecânica ($t=1$) entre os grupos, com valores médios e desvios-padrão.....	156
Gráfico 03	Comparação dos resultados do ensaio de aperto/desaperto inicial ($t=0$) e após ciclagem mecânica ($t=1$) entre os grupos, com valores médios e desvios-padrão....	157
Gráfico 04	Comparação dos resultados de força máxima de flexão entre os grupos, com valores médios e desvios-padrão.....	165
Gráfico 05	Comparação dos resultados de força de ruptura entre os grupos, com valores médios e desvios-padrão.....	165
Gráfico 06	Comparação dos resultados de força máxima de flexão e força de ruptura entre os grupos, com valores médios e desvios-padrão.....	166

SUMÁRIO

RESUMO.....	14
ABSTRACT.....	15
LISTA DE FIGURAS.....	16
LISTA DE TABELAS.....	18
LISTA DE GRÁFICOS.....	19
1. INTRODUÇÃO.....	23
1.1 Sistema hexágono externo.....	23
1.2 Sistemas com conexão interna.....	28
1.2.1 Conexão hexágono interno.....	29
1.2.2 Conexão triângulo interno (tri-channel).....	31
1.2.3 Conexão cônica interna (cone morse).....	33
1.3 Mecânica das conexões parafusadas.....	36
1.3.1 Pré-carga.....	36
1.3.2 Fatores determinantes da pré-carga.....	38
1.3.3 Desadaptação e liberdade rotacional implante/ <i>abutment</i>	40
1.3.4 Afrouxamento de conexões parafusadas.....	42
1.3.5 Determinação da pré-carga a partir do torque.....	45
2. REVISTA DA LITERATURA.....	50
2.1 Sistemas de conexão externa x sistemas de conexão interna.....	50
2.1.1 Taxas de sucesso e complicações mecânicas.....	50
2.1.2 Desadaptação implante/ <i>abutment</i>	63
2.1.3 Apertos sucessivos.....	77
2.1.4 Aplicação de torque de instalação inadequado.....	82
2.2 Forças mastigatórias, ciclos mastigatórios e área efetiva de contatos oclusais em humanos.....	93
2.3 Ensaios de controle de torque e/ou ciclagem mecânica para avaliação da pré-carga de parafusos do <i>abutment</i> em implantes osseointegráveis.....	101
2.4 Ensaios de resistência à flexão e à fadiga em diferentes sistemas de implantes osseointegráveis.....	120
3. PROPOSIÇÃO.....	132
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	134
<i>Fase 01: Efeito do carregamento mecânico in vitro no torque de desaperto de abutments unitários utilizando parafusos planos convencionais e parafusos experimentais cone morse em implantes com conexão em hexágono externo e triângulo interno.</i>	134
4.1 Implantes, parafusos e abutments desenvolvidos para utilização nos ensaios.....	134
4.2 Divisão dos grupos de ensaio.....	142
4.3 Análise inicial dos conjuntos implante/ <i>abutment</i> por microscopia óptica.....	142
4.4 Ensaios de controle dos torques de aperto e desaperto.....	143
4.5 Ensaios de carregamento mecânico.....	145
4.6 Análise estatística.....	148

<i>Fase 02: Resistência à flexão de conjuntos implante/abutment com conexão em hexágono externo e triângulo interno utilizando parafusos planos convencionais e parafusos experimentais cone morse.....</i>	<i>148</i>
4.7 Análise estatística.....	150
5. RESULTADOS.....	152
<i>Fase 01: Efeito do carregamento mecânico in vitro no torque de desaperto de abutments unitários utilizando parafusos planos convencionais e parafusos experimentais cone morse em implantes com conexão em hexágono externo e triângulo interno.....</i>	<i>152</i>
<i>Fase 02: Resistência à flexão de conjuntos implante/abutment com conexão em hexágono externo e triângulo interno utilizando parafusos planos convencionais e parafusos experimentais cone morse.....</i>	<i>160</i>
6. DISCUSSÃO.....	171
7. CONCLUSÃO.....	189
8. REFERÊNCIAS.....	191

1. INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

1.1 SISTEMA HEXÁGONO EXTERNO

O primeiro sistema de implantes osseointegráveis foi desenvolvido pelo Prof. Per-Ingvar Brånemark e equipe na década de 60. Tratava-se de um implante cilíndrico, com roscas, na forma de parafuso, que possuía um hexágono externo em sua plataforma. Este implante foi desenvolvido para a reabilitação de pacientes desdentados totais, os quais o Prof. Brånemark considerava “mutilados orais”. Neste período inicial da implantodontia, os implantes de hexágono externo eram utilizados somente para a ancoragem rígida de próteses totais híbridas implantossuportadas (Brånemark et al., 1977).

Segundo Drago (2003), a função inicial do hexágono externo era permitir que os cirurgiões levassem o implante em posição, após finalização da osteotomia do local de instalação. Finger et al. (2003) também ressaltaram que no protocolo original de Brånemark, o hexágono externo estava presente somente para ajudar a instalar o implante no alvéolo fresado.

A maioria dos sistemas de implantes consiste de dois componentes distintos: a parte endóstea (implante), que é instalada na primeira fase cirúrgica, e a conexão transmucosa (*abutment*), que é instalada geralmente após o sucesso da osseointegração do implante que suporta a restauração protética (Steinebrunner et al., 2005).

As próteses utilizadas sobre os primeiros implantes eram próteses de arco total, portanto o hexágono não possuía nenhuma função anti-rotacional. Da mesma forma, os *abutments* utilizados para estas próteses totais fixas, que eram

parafusados aos implantes, não possuíam nenhum dispositivo anti-rotacional (Finger et al., 2003).

A biomecânica deste tipo de reabilitação foi estudada e descrita por Rangert et al. (1989). Sobre os componentes protéticos utilizados neste tipo de reabilitação, os autores descreveram que a unidade de ancoragem dos implantes osseointegráveis consiste de um implante, um *abutment*, e um cilindro protético. Estes componentes são unidos entre si pelo parafuso do *abutment* (une *abutment* ao implante) e pelo parafuso protético (une o cilindro ao *abutment*).

A dissipação das cargas mastigatórias em reabilitações totais implantossuportadas induz principalmente forças verticais. Entretanto, forças transversais também são criadas pela movimentação horizontal da mandíbula, pela inclinação das cúspides dentárias, e pelas extremidades livres da prótese. Estas forças são transmitidas através da prótese para o implante, e finalmente ao osso. Dois tipos de cargas devem ser considerados: (1) forças axiais e (2) momentos flexurais. Estes dois tipos de cargas são completamente diferentes em sua natureza. A força axial é mais favorável, pois distribui tensões mais uniformemente ao longo do implante, entretanto, o momento flexural exerce picos de tensão no implante e no osso (Rangert et al., 1989).

Por terem sido os primeiros implantes osseointegráveis os implantes de hexágono externo se tornaram o padrão da indústria de implantes (Binon e McHugh, 1996). Pesquisas das indústrias mostram que os implantes de hexágono externo ainda dominam os mercados dos EUA e da Europa, embora exista aumento contínuo na utilização de implantes com conexões internas (Theoharidou et al., 2008).

Após os excelentes resultados obtidos com a reabilitação do edentulismo total nos primeiros anos da osseointegração, as indicações dos implantes osseointegráveis foram expandidas também para casos de edentulismos parciais e unitários. É conceito bem estabelecido o fato de que próteses suportadas por múltiplos implantes apresentam melhor distribuição de cargas e, portanto, menor concentração de tensões na interface implante/*abutment* em comparação a próteses unitárias. Os momentos flexurais se tornam mais significantes nas próteses unitárias, pois o efeito de distribuição de cargas está ausente (**Quek et al., 2008**). Para ser possível a confecção das restaurações sobre implantes unitários, o hexágono externo passou a ser utilizado como mecanismo anti-rotacional, para prevenir a rotação do *abutment* e da coroa unitária (**Finger et al., 2003; Quek et al., 2008**). Assim, o elemento anti-rotacional provido pelo hexágono externo se tornou necessário para estabilizar os *abutments* de restaurações unitárias implantossuportadas.

Em 1990, **Jemt et al. (1990)** publicaram o primeiro estudo com acompanhamento dos resultados clínicos de implantes osseointegrados unitários. Neste estudo, foi relatado o acompanhamento de 16 pacientes por 03 anos. Vinte e três implantes de hexágono externo foram instalados entre 1982 e 1985. Neste artigo, os autores descreveram as primeiras modificações necessárias para tornar o sistema Brånemark viável para a realização de restaurações unitárias. A primeira delas foi criar uma interface anti-rotacional para os cilindros protéticos sobre os pilares standard. O objetivo desta mudança, segundo os autores, foi prevenir mecanicamente que a conexão parafusada afrouxasse durante a função. A segunda alteração foi a criação de *abutments* cônicos, para favorecer a situação estética nas

áreas de gengiva marginal. A terceira modificação foi em relação ao *design* do parafuso protético, para permitir a aplicação de maiores toques de instalação.

Historicamente, implantes sem hexágono para restaurações unitárias precisavam de pontos de contato interproximais planos com os dentes adjacentes, ou “asas” na coroa para proporcionar sua estabilização. Estas modificações prejudicavam o acesso para o controle de placa, ou demandavam alterações nos dentes adjacentes para compensar a inadequação do sistema **(Akour et al., 2005)**. Portanto, desde a introdução do implante Brånemark, a extensão usinada hexagonal no aspecto coronal do implante gradualmente se transformou de encaixe para instalação em mecanismo de indexação e anti-rotacional **(Binon, 1996)**.

Embora as conexões hexagonais apresentassem numerosos benefícios, também começaram a apresentar algumas dificuldades nos primeiros trabalhos com implantes unitários; a estabilidade da conexão parafusada e os afrouxamentos de parafuso começaram a constituir complicações freqüentes **(Binon, 1996; Aboyoussef et al., 2000)**. Estudos longitudinais passaram a revelar a ocorrência de consideráveis problemas de falha mecânica, como fraturas de componentes e afrouxamento de parafusos **(Norton, 1997)**. Essas complicações nos casos de implantes unitários passaram a se tornar preocupações prevalentes no desenvolvimento de novos desenhos de implantes e componentes, que acabaram se tornando disponíveis comercialmente **(Boggan et al., 1999)**.

A parte coronária dos implantes passou a ser desenhada com a intenção de proporcionar estabilidade mecânica à interface implante/*abutment*. Maior altura do hexágono externo poderia melhorar as propriedades mecânicas estáticas de um implante **(Gil et al., 2009)**. A altura do hexágono externo dos implantes de

Brånemark é de 0,7 mm; portanto, uma das primeiras modificações sugeridas incluiu o aumento da altura do hexágono externo (**Drago, 2003**).

Novos desenhos de interface protética passaram a ser utilizados numa variedade de implantes para melhorar a interface implante/*abutment* original em hexágono externo. Os objetivos dos novos desenhos foram melhorar a estabilidade da conexão durante a função e a instalação, e simplificar o arsenal de instrumentos necessários para o clínico completar a restauração. Em 2003 existiam pelo menos 20 tipos de variações de interface implante/*abutment* nos implantes disponíveis no mercado americano liberados pela U.S. Food and Drug Administration (FDA). A interface implante/*abutment* determina a força da conexão, e a estabilidade lateral e rotacional. De acordo com a evolução dos protocolos cirúrgicos e da macrogeometria dos implantes, diferentes exigências são incorporadas no desenho da interface (**Finger et al., 2003**).

Muitos desenhos de interfaces implante/*abutment* foram desenvolvidos para suportar restaurações unitárias. Estes desenhos de interface podem ser classificados como conexões externas ou internas, e incorporar características para resistência rotacional, indexação, e estabilização lateral. Alguns destes desenhos podem ser descritos como hexagonal (externo ou interno), octogonal, cônico, cônico com hexágono, cônico com octógono, cilindro com hexágono, estrias, câmaras, câmaras em tubo (triângulo interno ou *tri-channel*), e pino/fenda (**Quek et al., 2008**). Em trabalho recente, **Bernardes et al. (2009)** relataram a existência de 220 marcas de implantes produzidas por cerca de 80 fabricantes. Com isso, em uma única situação clínica, o clínico pode optar por mais de 2.000 tipos de implantes para sua resolução. Além disso, os autores acrescentaram que já foram descritas mais de 20 tipos diferentes de interfaces implante/*abutment*.

Além de mudanças nos desenhos dos implantes os fabricantes desenvolveram novos tipos de parafusos com diferentes geometrias e composições de superfície, com a alegação de que estes novos parafusos aumentariam a estabilidade da conexão parafusada (**Martin et al., 2001**). Ainda, diversas técnicas têm sido propostas para evitar o afrouxamento de parafusos, como a utilização de incrustação anti-rotacional no orifício de acesso ao parafuso, ou uma barra para travar mecanicamente o parafuso em posição, alterações mecânicas na câmara de acesso ao parafuso, e a utilização de cimentos odontológicos nas roscas dos parafusos (**Garine et al., 2007**).

1.2 SISTEMAS COM CONEXÃO INTERNA

Os sistemas de conexão interna foram desenvolvidos na tentativa de aprimorar alguns contratempos biológicos e mecânicos apresentados pelo sistema de hexágono externo nos primeiros anos de sua utilização em restaurações unitárias e parciais. Um dos primeiros sistemas com uma proposta de conexão interna foi o sistema IMZ (Interpore International, Irvine, Califórnia, EUA), que possui relato de utilização a partir de 1978 (**Kirsh, 1983; Kirsh e Ackerman, 1989**). Este sistema apresentava conexão interna em forma de rosca. Em uma das primeiras publicações sobre o sistema, **Kirsh e Ackerman (1989)** relatam que de setembro de 1978 a setembro de 1988, foram instalados um total de 3.088 implantes IMZ em 1.401 casos consecutivos para restaurar arcas parcial ou totalmente edêntulos. Os autores relatam que a taxa de sucesso geral dos implantes acompanhados neste período de 10 anos foi de 97,8%.

1.2.1 – Conexão Hexágono Interno

Um dos primeiros implantes de hexágono interno foi desenvolvido e descrito por **Niznick (1982)**, com um hexágono de 1,7 mm abaixo de um bisel de 45° e 0,5 mm de largura (sistema Core-Vent, Core-Vent Corporation, Sherman Oaks, Califórnia, EUA). Estas estruturas foram desenvolvidas no intuito de distribuir as forças intra-orais mais profundamente ao longo do implante, para proteger o parafuso de retenção de cargas excessivas, e para reduzir o potencial de micro-infiltração. Implantes de hexágono interno também foram desenvolvidos para proporcionar resistência superior à conexão implante/*abutment* (**Finger et al., 2003**).

Outro projeto de implante com conexão em hexágono interno foi conduzido na Alemanha, na Universidade de Tübingen, em cooperação com a Universidade de Heideberg, com início em 1974, sob liderança do Dr. Wili Schulte. O tipo de implante original foi denominado Frialit 1, e era constituído de cerâmica de óxido de alumínio. A evolução do implante Frialit 1 para o implante Frialit 2 foi resultado de duas décadas de estudos, incluindo a pesquisa de 1.064 implantes em 731 pacientes, com taxa de sucesso de 96%. O implante Frialit 2 (Friadent, Mannheim, Alemanha) pôde ser utilizado, para testes clínicos a partir de 1988, e foi liberado para o tratamento de pacientes a partir de 1992 (**d’Hoedt e Schulte, 1989; Gomez-Roman et al., 1997**).

Outro sistema de conexão em hexágono interno (Osseotite Certain, 3i Implant Innovations Inc., Palm Beach Gardens, Florida, USA) incorpora um “clique” tátil e audível quando os componentes estão propriamente assentados. Esta conexão em hexágono interno possui 4mm de embricamento interno, com contato ao longo de

um comprimento significativo, o que, segundo o fabricante, proporciona estabilidade lateral para cargas oblíquas **(Finger et al., 2003)**.

Em um estudo de 1995, três diferentes tipos de conexão implante/*abutment* foram analisados em testes de resistência torsional, resistência flexural e resistência à fadiga por carregamento cíclico. De acordo com os resultados obtidos, os autores concluíram que no geral, o desenho em hexágono interno apresentou o maior grau de estabilidade, o que os autores atribuíram ao maior comprimento do encaixe hexagonal interno **(Balfour e O'Brien, 1995)**.

Maeda et al. (2006) estudaram as diferenças na distribuição de tensões entre implantes com conexão em hexágono externo e hexágono interno. Os autores concluíram que os implantes com conexão em hexágono interno apresentam ampla distribuição de tensões ao longo do corpo do implante, em comparação aos implantes de hexágono externo, que concentram maiores tensões na região cervical. **Bernardes et al. (2009)** verificaram que, sob cargas excêntricas, a interface em hexágono interno apresenta menor concentração de tensões em comparação às interfaces cônica interna, hexágono externo e corpo único.

Coelho et al. (2008) compararam o nível de vedamento entre o implante e o *abutment* em três sistemas de implantes com conexão interna, sendo que os melhores resultados foram apresentados por implantes com conexão em hexágono interno modificada (Intra-Lock, Intra-Lock International, Boca Raton, Flórida, EUA).

Uma das preocupações inerentes aos implantes de hexágono interno se refere à sua resistência estrutural. Como a conexão destes implantes se localiza no interior do implante, as paredes ao redor da conexão são mais delgadas do que as paredes de sistemas com conexão externa, o que poderia afetar a resistência mecânica desta região **(Coppedê et al., 2009)**. A fadiga do metal é talvez a causa

mais comum de falha estrutural neste sistema de implantes, muitas vezes causando a fratura do mesmo. Esta falha é de grande importância, pois novas intervenções cirúrgicas se tornam necessárias para a remoção e troca do implante (**Pedroza et al., 2007**). **Steinebrunner et al. (2008)** avaliaram a influência do carregamento cíclico de longo prazo na resistência à fratura de diferentes conexões implante/*abutment*, e verificaram que os sistemas com conexão em hexágono interno apresentaram resultados de longevidade e resistência à fratura inferiores a outros tipos de conexão. Em um estudo sobre a resistência flexural estática de implantes com conexões internas, **Coppedê et al. (2009)** concluíram que a conexão em hexágono interno apresenta menor resistência flexural comparada à conexão cônica interna.

1.2.2 – Conexão Triângulo Interno (*Tri-Channel*)

A conexão em canal triplo interno, ou *tri-channel*, ou triângulo interno, ou de câmeras em tubo, foi originalmente desenvolvida pela Steri-Oss (Yorba Linda, Califórnia, EUA), posteriormente adquirida pela Nobel Biocare (Yorba Linda, Califórnia, EUA). Esta conexão é encontrada nos implantes Replace Select (Nobel Biocare, Yorba Linda, Califórnia, EUA). Segundo o fabricante, o *design* da conexão interna em *tri-channel* (canal triplo) dos implantes Replace Select foi uma extensão lógica de desenvolvimento dos implantes não-hexagonais *twin channel* (canal duplo) da Steri-Oss; os três lobos radiais e a longa extensão de encaixe forneceriam uma conexão segura e estável. Ainda segundo o fabricante, a conexão interna com triplo canal distribuiria de modo uniforme a força anti-rotacional através da conexão, reduzindo os micromovimentos e as forças de flexão, e proporcionaria sensação

táctil na instalação dos componentes. Um dos objetivos ao desenvolver a conexão com o triângulo interno foi aumentar a resistência do implante aos altos torques de instalação inerentes das técnicas de carga imediata. Segundo o fabricante, a resistência à fratura durante a aplicação de torque dos implantes Replace Select de 3,5mm e 4,3mm de diâmetro são 150Ncm e 300Ncm, respectivamente. Para os valores de resistência à fadiga, o fabricante informa que os valores para os implantes de diâmetro de 3,5mm e de 4,3mm são de 197N e 283N, respectivamente. (Disponível em: www.nobelbiocare.com).

Akour et al. (2005) desenvolveram um trabalho de análise das propriedades mecânicas da conexão em triângulo interno do sistema Replace Select, utilizando a análise por elementos finitos. As tensões gerais, tensões de contato e deflexão da conexão com triângulo interno foram menores do que da conexão com hexágono externo; portanto, este desenho apresentou menor potencial de fratura de componentes, em adição à capacidade de prevenir rotação, como resultado de sua geometria. O deslocamento máximo do triângulo interno foi menor do que do hexágono externo. A área de contato entre o implante e o *abutment* para o triângulo interno foi maior do que para o hexágono externo. A extensão da conexão do *abutment* para o triângulo interno foi maior do que para o hexágono externo. Isto justificou do ponto de vista da engenharia, as baixas tensões e deformações do desenho de triângulo interno; com o aumento da área de contato, as tensões e as deformações diminuíram; a carga foi distribuída sobre área maior no desenho de triângulo interno do que no hexágono externo.

Steinebrunner et al. (2008) avaliaram a influência do carregamento cíclico de longo prazo na resistência à fratura de diferentes conexões implante/*abutment*. De acordo com os resultados obtidos, os autores concluíram que as conexões internas

de encaixe tubo-em-tubo, como no sistema Replace Select, mostraram vantagens com respeito à longevidade e à resistência à fratura em comparação com as demais conexões internas, assim como com as demais conexões externas. Ainda sobre a resistência do conjunto implante/*abutment*, um estudo de **Lee et al. (2010)** verificou que o momento flexural crítico do sistema Replace Select foi significativamente superior aos demais sistemas. Sobre a liberdade rotacional, **Semper et al. (2010)** concluíram que o sistema Replace Select apresentou resultado de liberdade rotacional significativamente menor que os outros sistemas testados.

No entanto, a literatura científica sobre o sistema de conexão triângulo interno ainda é escassa, principalmente se comparada aos artigos dedicados ao sistema de hexágono externo. **Quek et al. (2008)** comentaram que não existem estudos clínicos relatando possíveis complicações protéticas para os sistemas de implante Replace Select. A comprovação científica das vantagens biomecânicas alegadas pelo fabricante deste sistema ainda é inconclusiva. **Nguyen et al. (2009)** compararam a resistência à fadiga de três diferentes tipos de conexão: triângulo interno, hexágono externo e hexágono interno. Não houve diferença significativa nos resultados obtidos pelos três tipos de conexão.

1.2.3 – Conexão Cônica Interna (Cone Morse)

Desde a introdução das conexões internas, novos aprimoramentos de *design* foram introduzidos, na tentativa de melhorar as propriedades destas conexões. Incluídos nestes aprimoramentos está a Conexão Cônica Interna, ou Cone Morse, onde um *abutment* cônico é inserido em um orifício de um implante com a mesma conicidade (**Finger et al., 2003**). Um dos primeiros sistemas a utilizar este tipo de

conexão foi o sistema ITI (Straumann, Basel, Suíça), idealizado pelo Dr. Fritz Straumann, e desenvolvido a partir dos estudos na Universidade de Berna, na Suíça; a conexão cônica interna foi incluída no desenho deste implante em 1986, com angulação de 8° (**Sutter et al., 1993**). Outros sistemas pioneiros na utilização das conexões cônicas internas foram os sistemas Astra (Astra Tech, Waltham, Massachusetts, EUA) em 1985, com um estudo no Hospital da Universidade de Karolinska, Suécia; e Ankylos (Degussa Dental, Hanau, Alemanha), em 1987, com os estudos dos Doutores Gerog-Hubertus Nentwig e Walter Moser (**Nentwig et al., 1992; Kitagawa et al., 2005**).

Alguns sistemas utilizam um *abutment* sólido com roscas de parafuso em sua extremidade. A conexão usa simultaneamente a conicidade entre o implante e o *abutment* e o componente retentivo do parafuso para promover contato íntimo entre o implante e o *abutment*, aumentando a resistência ao micromovimento. Outros fabricantes revisaram o *abutment*, tornando-o um componente de duas partes: um *abutment* de conexão cônica interna e um parafuso de fixação separado (**Dailey et al., 2009**).

As conexões cônicas internas foram desenvolvidas para melhorar as propriedades biomecânicas dos conjuntos implante/*abutment*, e para reduzir a incidência de problemas mecânicos encontrados nos demais sistemas; estas conexões possibilitam contato íntimo entre o implante e o *abutment*, com o objetivo de melhorar a estabilidade do *abutment* e evitar seu afrouxamento (**Coppedê et al., 2009**). Estudos comparativos mostraram que implantes com conexões cônicas internas possuem maior resistência dinâmica e estática (**Norton 1997; Merz et al. 2000**), e resistência superior ao afrouxamento de parafusos (**Kitagawa et al. 2005**), quando comparados com implantes de hexágono externo.

Coppedê et al. (2009) realizaram estudo comparando a resistência flexural de implantes com conexão em hexágono interno e cônica interna. Os resultados deste estudo indicaram que o desenho sólido dos *abutments* com conexão cônica interna proporcionou maior resistência flexural ao conjunto implante/*abutment* sob carregamento compressivo oblíquo.

Segundo **Merz et al. (2000)**, em uma conexão cônica, travamento e fricção são os princípios básicos. Cargas laterais são resistidas principalmente pela interface cônica, que previne que o *abutment* se incline, mesmo quando a conexão entre a parte cônica e a parte rosqueada do parafuso é perdida devido a uma fratura. O mesmo princípio de travamento é responsável por proteger as roscas de cargas funcionais excessivas.

Akça et al. (2003) relataram que quando se trata de biomecânica, uma conexão interna cônica é mecanicamente mais estável que uma conexão em hexágono externo, o que favorece os resultados clínicos. Segundo os autores, enquanto uma alta incidência de complicações mecânicas foi relatada na literatura para implantes de hexágono externo, taxas insignificantes foram relatadas para implantes ITI com conexão interna em cone morse. Em um estudo sobre os efeitos do carregamento cíclico em diversos sistemas de conexão (**Park et al., 2010**), as conexões cônicas internas foram mais eficientes em manter a pré-carga dos parafusos em comparação à conexão em hexágono externo.

Entretanto, as conexões cônicas internas não são livres de complicações. Em um estudo retrospectivo de implantes ITI unitários foram examinados 157 implantes em 110 pacientes por 2 anos ou mais; os autores observaram que a taxa de afrouxamento do *abutment* cônico foi de 5,3% dos casos (**Levine et al., 1999**).

Estudos clínicos têm evidenciado afrouxamento e fraturas de *abutments* do sistema Straumann **(Quek et al., 2008)**.

Além disso, a comprovação científica das vantagens biomecânicas deste sistema em relação ao seu desempenho clínico quanto ao afrouxamento e fraturas de parafusos e *abutments*, assim como para a conexão em triângulo interno, ainda é inconclusiva. **Alkan et al. (2004)**, investigando a distribuição de tensões em parafusos de implantes com conexões cônicas internas e em hexágono externo, concluíram não haver diferença significativa entre os sistemas, e que nenhum dos dois sistemas testados deveria apresentar falhas sob as cargas mastigatórias. Em um estudo sobre a dissipação de cargas compressivas verticais e oblíquas nos tecidos adjacentes, **Bernardes et al. (2009)** compararam implantes com conexões em hexágono externo, hexágono interno e cone morse, e verificaram que os resultados observados para todos os sistemas de implantes sob o carregamento axial foram semelhantes, e que sob carregamento oblíquo, a interface em hexágono interno apresentou a menor concentração de tensões, a interface cônica interna apresentou resultados intermediários, e os implantes de hexágono externo e corpo único apresentaram maiores níveis de tensões.

1.3 MECÂNICA DAS CONEXÕES PARAFUSADAS

1.3.1 – Pré-Carga

O objetivo de apertar qualquer junta aparafusada é evidente: se o parafuso não for apertado ele não exercerá a função de unir as partes componentes **(Burguete et al., 1994)**. O parafuso do *abutment* deve ser torquado durante a

restauração do implante, gerando uma força de união entre o *abutment* e o implante. Esta força é conhecida como “pré-carga”, e é essencialmente uma carga axial ao longo do parafuso, dentro do limite de deformação elástica do mesmo **(Boggan et al., 1999)**. A pré-carga é determinada pelo torque de aperto e por outros fatores, como a liga do parafuso, o formato da cabeça do parafuso, a superfície do *abutment*, o módulo de elasticidade dos materiais usados na conexão parafusada e os materiais sendo unidos, o coeficiente de fricção entre as superfícies com contatos deslizantes, adaptação dos componentes, lubrificação, o torque aplicado e sua velocidade, e a temperatura do sistema. **(Winkler et al., 2003, Cantwell e Hobkirk, 2004)**. Um parafuso pode ser comparado a uma mola, esticada pela pré-carga, com as forças de fricção mantendo o estiramento nas roscas. Em geral, quanto maior for a pré-carga, mais firme e segura será a conexão parafusada. A quantidade de pré-carga presente na conexão não deve exceder a resistência à fratura do parafuso **(Tzenakis et al., 2002)**. O valor ideal para a pré-carga foi estabelecido como sendo 75% do limite de proporcionalidade do parafuso **(Jörnégus et al., 1992)**.

Cargas adicionais podem ter efeito cumulativo à pré-carga, forçando o material ao nível de deformação plástica, podendo ultrapassar o limite de proporcionalidade. Quando o limite de proporcionalidade é ultrapassado, deformações plásticas ocorrem e o parafuso começa a deformar devido às cargas axiais e oblíquas. Essa deformação do material causa o afrouxamento do parafuso e a possível falha do mecanismo **(Boggan et al., 1999; Schwarz, 2000)**. Portanto, o objetivo ao se apertar uma conexão parafusada é obter a pré-carga ideal, que irá maximizar a resistência à fadiga do parafuso e oferecer proteção considerável contra o afrouxamento **(Burguete et al., 1994)**. A estabilidade da conexão entre diferentes partes dos implantes é importante para o sucesso da reconstrução. Isto é

especialmente verdadeiro para restaurações unitárias, onde a forte união entre o implante e o *abutment* é necessária **(Theoharidou et al., 2008)**.

A força da conexão é afetada pela força de travamento dos parafusos. A força de travamento é normalmente proporcional ao torque de aperto. Torques baixos permitem separação da conexão e resultam em fadiga do parafuso ou afrouxamento. Torques excessivos podem causar a falha do parafuso ou deformação de suas roscas **(Siamos et al., 2002)**.

Nas conexões em hexágono externo, a pré-carga axial do parafuso do *abutment* é fator determinante da estabilidade da conexão. Somente o parafuso prende o *abutment* durante o carregamento horizontal. Não existe nenhum tipo de travamento ao hexágono externo, que determina a posição rotacional, mas não absorve nenhuma carga lateral. Portanto, apertamento puro é o princípio básico **(Merz et al., 2000, Schwarz, 2000, Akça et al., 2003)**.

1.3.2 – Fatores Determinantes da Pré-Carga

O torque aplicado a uma conexão parafusada durante a operação de apertamento não se traduz necessariamente na pré-carga real desenvolvida no corpo do parafuso e na força de união compressiva igual e oposta que une os componentes protéticos. Alguma energia é gasta para vencer a fricção entre a cabeça do parafuso e a área de assentamento, assim como entre as roscas do parafuso e as roscas internas do implante **(Tan e Nicholls, 2002)**. Cerca de 50% da energia transmitida pelo torque de instalação é gasta para superar a fricção entre a cabeça do parafuso e a superfície de assentamento do *abutment*. Cerca de 40% do torque aplicado é usado para superar a fricção das roscas, e somente 10% produz a

tensão no parafuso. Como resultado, a pré-carga efetiva da junta é menor do que o torque aplicado **(Elias et al., 2006)**. O coeficiente de fricção depende da dureza das roscas, do acabamento das superfícies, da quantidade e das propriedades do lubrificante, e da velocidade de apertamento. O coeficiente de fricção aumenta conforme aumentam a dureza dos materiais e a rugosidade das superfícies, e aumenta conforme a quantidade de lubrificante diminui **(Burguete et al., 1994)**.

Outro fator a ser levado em consideração ao se escolher o torque ideal para um parafuso é a fadiga desse parafuso. A pré-carga está diretamente relacionada com a resistência à fadiga do parafuso. Valores de torque abaixo ou acima do torque ideal reduzem consideravelmente a resistência à fadiga do parafuso **(Burguete et al., 1994)**. Parafusos de diferentes fabricantes, mesmo sendo semelhantes, podem receber pré-cargas de torque máximas diferentes antes de fraturarem. Diferenças entre parafusos com o mesmo desenho e geometria podem ser atribuídas a diferentes propriedades dos materiais e dos processos de fabricação. Mesmo parafusos fabricados pelo mesmo fabricante exibem diferentes resistências à fratura **(Tzenakis et al., 2002)**.

A quantidade de pré-carga presente nas roscas de um parafuso depende do torque aplicado, da presença e do tipo de lubrificante, das propriedades físicas dos materiais em contato, e do efeito de acomodação do parafuso após o torque inicial. Imperfeições superficiais levam ao aumento da fricção e diminuição da pré-carga. O torque de desaperto de um parafuso reduz as imperfeições superficiais, e o uso de lubrificantes diminui a fricção; ambos resultando em aumento da pré-carga **(Tzenakis et al., 2002)**.

1.3.3 - Desadaptação e Liberdade Rotacional Implante/*Abutment*

Quando existe desadaptação entre o *abutment* e o implante, existirá um *gap* (espaço) em toda ou parte da superfície de contato. Duas possíveis complicações emergem deste cenário: 1. Biológica: aumento da carga transmitida ao osso, e presença de inflamação dos tecidos moles devido ao desenvolvimento de microflora no *gap* entre o implante e o *abutment* com perda óssea subsequente. 2. Protética: afrouxamento e fratura do implante ou do parafuso (**Barbosa et al., 2008**). A adaptação entre o implante e a prótese sobre implante é reconhecida como fator significativo na transferência de tensões, na resposta biológica dos tecidos hospedeiros periimplantares, e nas complicações mecânicas na reconstrução protética. Desadaptações horizontais e verticais aplicam cargas a vários componentes restauradores, implante e osso, e podem resultar em afrouxamento dos parafusos de retenção protética, fratura e/ou travamento do parafuso do *abutment*, microfraturas no osso, zonas de isquemia parcial, perda óssea, e perda da osseointegração (**Vigolo et al., 2008**). Em caso de desadaptação e presença de *gap*, a pré-carga é utilizada para aproximar as superfícies, ou até juntá-las. Nesta situação, virtualmente nenhuma proteção à fadiga é obtida, pois qualquer carga externa aplicada sobre a prótese causará maior tensão no parafuso. O *gap* confere às superfícies baixo grau de rigidez. Artefatos de aplicação de torque convencionais não detectam esse tipo de situação (**Burguete et al., 1994**). Segundo **Binon (1996)**, a desadaptação dos componentes está diretamente relacionada ao afrouxamento de parafusos. A tolerância de usinagem se refere à desadaptação horizontal do componente em relação ao hexágono do implante. Esta desadaptação horizontal aplica forças nos parafusos de ouro, nos parafusos dos *abutments*, no implante e no

osso periimplantar. O contato entre o *abutment* e a plataforma do implante é fator chave porque reduz a carga sobre o parafuso do *abutment*, garantindo grande eficiência destes componentes. Mesmo uma pequena desadaptação pode resultar em mudanças na geometria do parafuso e na incidência de tensões sobre os parafusos **(Barbosa et al., 2008)**.

Experimentos laboratoriais têm mostrado que o afrouxamento ou a fratura do parafuso de retenção estão relacionados com a desadaptação implante/*abutment*, e que a presença de um *gap* entre o implante e o *abutment* pode causar distribuições de tensões desfavoráveis nos componentes da conexão, no implante e no osso. Em adição, a diminuição no torque de remoção após testes de carregamento mecânico cíclico também tem sido descrita para este tipo de conexão. Avaliações clínicas têm relatado afrouxamentos ou fraturas de parafusos como complicações comuns em restaurações sobre implantes. Especula-se que o *gap* entre o implante e o *abutment* pode ter influência significativa nestes achados. A má adaptação de componentes protéticos causa a concentração de células inflamatórias nos tecidos moles adjacentes, o que pode afetar o nível do osso alveolar de suporte **(Coelho et al., 2007)**. Foi demonstrado que o *gap* entre o implante e o *abutment* tem efeito direto na perda óssea, tanto se as duas partes foram conectadas no momento da instalação do implante quanto após este ficar submerso para sua osseointegração. Este fenômeno ocorre se o implante for carregado ou não. Após estas mudanças ósseas, a arquitetura dos tecidos moles, incluindo a aparência das papilas, é afetada. A altura óssea interproximal influencia na papila interdental atuando como guia para os contornos dos tecidos moles **(Calvo-Guirardo et al., 2009)**.

Diversas tentativas de alterações nos desenhos têm sido realizadas com o objetivo de reduzir o *gap* implante/*abutment*, para assim, reduzir os contratempos

mecânicos e biológicos. Entretanto, apenas sucesso limitado tem sido obtido. A adição de componentes poliméricos entre as partes da conexão foi capaz de reduzir, mas não de eliminar a colonização bacteriana. A adaptação de conexões cônicas, como as do tipo cone morse, foram também apenas parcialmente bem sucedidas, pois algumas delas permitem a passagem de fluidos **(Coelho et al., 2008)**.

A liberdade rotacional entre o implante e o *abutment* depende das dimensões dos hexágonos da conexão, e da qualidade de usinagem do fabricante. Estas dimensões podem ser comprometidas após a conexão da prótese, quando a carga mastigatória pode gerar micromovimentos e deformar o hexágono do implante **(Davi et al., 2008)**. **Lang et al. (2002)** sugeriram que a precisão de encaixe dos hexágonos na conexão parafusada deve permitir menos de 5° de movimentação rotacional para sustentar uma junta parafusada estável. Embora os novos desenhos de parafusos tenham mantido o foco em aumentar a pré-carga na conexão parafusada, é também importante considerar que a desadaptação rotacional do *abutment* de mais do que 5° aumenta significativamente a possibilidade de afrouxamento do parafuso **(Gariné et al., 2007)**. **Jörnégus et al. (1992)** concluíram que conexões parafusadas podem se tornar mais resistentes ao afrouxamento de parafusos eliminando-se a desadaptação rotacional.

1.3.4 – Afrouxamento de Conexões Parafusadas

Conexões parafusadas implante/*abutment* tendem a afrouxar em condições clínicas. Durante a moldagem e a confecção da prótese, apertos e afrouxamentos sucessivos dos parafusos do *abutment* podem causar desgaste do componente e diminuir a resistência friccional das partes em contato, podendo causar resistência

ao afrouxamento alterada, e potencial perda de pré-carga em função **(Weiss et al., 2000)**. A unidade parafusada de uma prótese sobre implante está sempre sujeita a forças externas de separação da conexão. Estas forças podem incluir contatos oclusais excêntricos, contatos laterais excursivos, contatos interproximais entre implantes e dentes naturais, forças parafuncionais e estruturas não-passivas. Uma vez que estas forças de separação excedam a pré-carga do parafuso, a conexão se torna instável. As cargas externas rapidamente danificam a pré-carga, resultando em micromovimento e vibração, que levam ao afrouxamento do parafuso **(Winkler et al., 2003)**. Segundo **Siamos et al. (2002)**, o parafuso de uma conexão parafusada só afrouxa se as forças externas que induzem a separação das partes forem maiores que a força que as mantém unidas. Assim, as forças de separação da conexão não devem ser eliminadas, mas sim mantidas abaixo do limite das forças de união. Portanto, os dois principais fatores envolvidos em manter os parafusos dos implantes apertados são: maximizar a força de travamento e minimizar as forças de separação da conexão.

Um dos mecanismos que leva ao afrouxamento de parafusos é o dobramento excessivo da conexão. Se uma força oblíqua em uma restauração implantossuportada unitária causa carga maior do que o limite de proporcionalidade do parafuso, deformação plástica irá acontecer, acarretando na perda de força de tração na haste do parafuso. Isto resulta na redução das forças de contato entre o *abutment* e o implante, e conseqüentemente, o parafuso se afrouxa mais facilmente **(Siamos et al., 2002)**.

O processo de afrouxamento ocorre em 2 estágios. Forças externas aplicadas sobre a conexão parafusada que sejam suficientes para causar mesmo uma pequena quantidade de deslizamento entre as roscas liberam parte do estiramento

do parafuso, e parte da pré-carga é perdida. No segundo estágio do afrouxamento, a pré-carga se encontra abaixo de um valor crítico; forças externas e vibrações podem causar rotação das espiras do parafuso. Neste ponto a conexão parafusada deixa de exercer sua função e falha **(Burguete et al., 1994, Tzenakis et al., 2002)**.

Um mecanismo significativo que resulta em afrouxamento do parafuso em restaurações implantossuportadas é o efeito de acomodação (*settling effect, embedment relaxation*). O efeito de acomodação, que desempenha papel crítico na estabilidade do parafuso, é resultado do fato de que nenhuma superfície é completamente lisa. Não importa o cuidado tomado na usinagem da superfície de um implante, ela é sempre ligeiramente rugosa quando observada ao microscópio. Devido a essa microrugosidade, duas superfícies nunca estão completamente em contato. A acomodação ocorre quando os pontos rugosos achatam sob carga, pois eles são os únicos pontos em contato quando o torque inicial é aplicado. Quando a interface parafusada é submetida a cargas externas, micromovimentos ocorrem entre as duas superfícies. O desgaste das áreas de contato aproxima as duas superfícies. De 2% a 10% da pré-carga inicial é perdida como resultado dessa acomodação. Em consequência, o torque necessário para remover um parafuso é menor do que o torque inicialmente utilizado para instalá-lo. **(Siamos et al., 2002; Winkler et al., 2003)**. A magnitude do efeito de acomodação depende da rugosidade inicial das superfícies, da dureza das superfícies, e da magnitude das forças de carregamento. Superfícies rugosas e grandes cargas externas aumentam a acomodação. Quando o efeito de acomodação total é maior do que o alongamento elástico do parafuso, este se torna frouxo, pois deixam de existir forças de contato para segurá-lo em posição. Para reduzir o efeito de acomodação, os parafusos de

implantes devem ser reapertados 10 minutos após a aplicação inicial de torque **(Winkler et al., 2003)**.

Várias complicações podem ocorrer como resultado de parafusos de retenção frouxos. Pode haver tecido de granulação entre o *abutment* solto e o implante, levando à formação de fístulas, e infecção dos tecidos moles. Em adição, os parafusos soltos estão mais sujeitos a fraturas sob carga, levando a complicações protéticas, em longo prazo **(Cho et al., 2004)**. O afrouxamento ou a fratura do parafuso do *abutment* pode ser uma complicação severa, pois se torna necessário remover a restauração para se ter acesso ao parafuso. Como resultado, restaurações cimentadas podem ser danificadas ou destruídas neste processo **(Tsuge e Hagiwara, 2009)**.

A literatura não apresenta consenso sobre afrouxamento de parafusos, havendo relatos de taxas de afrouxamento desde 2% até 40%. A causa mais provável da maioria dos afrouxamentos de parafusos é o aperto inadequado dos mesmos. Está comprovado que parafusos com encaixe sextavado para a chave de torque podem ser apertados, mesmo manualmente, a um grau maior do que parafusos fendados **(Cho et al., 2004)**.

1.3.5 – Determinação da Pré-Carga a Partir do Torque

O controle de torque é o método primário utilizado na odontologia para aperto dos parafusos dos *abutments*, e os fabricantes especificam o torque no qual os parafusos precisam ser apertados para atingir a pré-carga ideal. Entretanto, existe imprecisão inerente aos torquímetros em geral, e variação significativa entre operadores e torquímetros, observada na implantodontia em particular. Isto significa

que a pré-carga esperada pode não acontecer de fato. Embora a pré-carga seja controlada pela aplicação de torque, ela também é afetada por várias outras variáveis, como fatores do desenho geométrico (o passo de rosca, as dimensões do sistema), as propriedades dos materiais dos componentes do implante (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson), assim como condições ambientais que afetam as interações dos materiais (variação da fricção superficial devido ao estado de lubrificação das superfícies de contato do parafuso do *abutment* e do orifício do implante). Existe um grau de incerteza sobre o efeito de cada uma destas variáveis na pré-carga obtida no complexo implante/*abutment* após o aperto do parafuso **(Guda et al., 2008)**. Apertos manuais dos parafusos de implantes apresentam erros de 15% a 48% do torque desejado. Operadores inexperientes tendem a sub-torquear os parafusos, enquanto operadores experientes tendem a sobretorqueá-los **(Standlee et al., 2002)**.

A utilização de torquímetros eletrônicos digitais de precisão para aplicar pré-carga definida e a análise das tolerâncias de usinagem dos fabricantes ajudaram no entendimento de como aperfeiçoar a mecânica das juntas em hexágono externo, que continua a ser a mais popular até os dias de hoje **(Norton et al., 1999)**.

Considerando diversos estudos na literatura, o torque de aperto do parafuso é de grande importância na manutenção da pré-carga na conexão parafusada. Portanto, assume-se que os valores do torque de desaperto registrados quando se remove um parafuso de *abutment* são a medida da pré-carga remanescente no parafuso **(Khraisat et al., 2004)**. Segundo **Shigley e Misonke (1989)**, a aferição do torque é um método utilizado para avaliar a estabilidade da conexão parafusada, verificando ou testando o apertamento do parafuso. O processo consiste em um operador avançar o parafuso delicadamente na direção do aperto, observando o

valor de torque inicial, utilizando um medidor de torque eletrônico. Se o torque inicial ao qual o parafuso foi apertado é conhecido, a aferição de torque pode fornecer informações a respeito do torque residual, e portanto, o potencial para afrouxamento da conexão. Esta técnica é uma abordagem bem aceita na engenharia.

O valor de torque de aperto específico para uma conexão parafusada específica é válido apenas para as primeiras instalações do *abutment*; o uso contínuo do mesmo parafuso parece alterar as propriedades do coeficiente de fricção da conexão, resultando em pré-carga inferior no parafuso, em apenas 5 instalações. Esta queda pode variar de 30% a 60%. Os trabalhos *in vitro* têm demonstrado que, entre os diversos sistemas testados, aqueles que mantiveram os valores de torque de remoção mais altos continham elementos friccionais cônicos (Coppedê et al., 2009).

Segundo Dailey et al. (2009), para superar o problema de instabilidade da conexão entre o *abutment* e o implante, três soluções técnicas vêm sendo desenvolvidas:

- i. O parafuso do *abutment* vem evoluindo em relação ao desenho e aos materiais, para maximizar a pré-carga;
- ii. O torque aplicado ao parafuso do *abutment* tem aumentado;
- iii. Conexões friccionais cônicas foram desenvolvidas.

A razão para utilização da conexão cônica é que ela reduz a vibração transmitida ao parafuso devido à estabilidade da retenção friccional. A conexão usa simultaneamente a conicidade entre o implante e o *abutment* e o componente retentivo do parafuso para promover contato íntimo entre o implante e o *abutment* e aumentar a resistência ao micromovimento.

No presente estudo, foi idealizado e desenvolvido experimentalmente um parafuso de *abutment* com cabeça cônica (parafuso cone morse), visando proporcionar maior embricamento mecânico entre a cabeça do parafuso e o seu respectivo encaixe no *abutment*, com o objetivo de reduzir a incidência de afrouxamentos de parafusos nos diversos tipos de conexão protética em implantes osseointegráveis. As conexões cônicas apresentam uma mecânica distinta das demais conexões: o contato íntimo entre as partes cônicas propicia uma resistência friccional entre os componentes, gerando um forte embricamento entre eles. São muito utilizadas na área mecânica devido ao seu alto grau de resistência e precisão. A íntima adaptação entre as peças propicia maior resistência aos movimentos rotacionais e à vibração. O formato cônico da cabeça do parafuso foi proposto para aumentar sua resistência à micro-movimentos, dificultando sua rotação e seu afrouxamento. A hipótese formulada foi a de que o maior embricamento mecânico do parafuso ao *abutment* atuaria como um fator de proteção à pré-carga, reduzindo a perda de torque dos parafusos cone morse. Não existe, até o momento, qualquer relato na literatura sobre a eficácia da utilização de parafusos cônicos para a retenção de *abutments* em restaurações implantossuportadas.

2. REVISTA DA LITERATURA

2. REVISTA DA LITERATURA

2.1 SISTEMAS DE CONEXÃO EXTERNA x SISTEMAS DE CONEXÃO INTERNA

2.1.1 Taxas de Sucesso e Complicações Mecânicas

Um dos primeiros estudos internacionais apresentando taxas de sucesso específicas para o tratamento com implantes osseointegrados foi o trabalho de **Adell et al. (1981)**. Neste artigo os autores relataram que durante um período de 15 anos (1965-1980), 2.768 implantes de hexágono externo foram instalados em 410 arcadas de 371 pacientes consecutivos. A técnica cirúrgica e protética foi desenvolvida e avaliada por um período piloto de 5 anos. Os resultados de procedimentos padronizados aplicados clinicamente com um período de observação de 5 a 9 anos foi considerado como representativo do potencial do método. Neste grupo, 130 arcadas receberam 895 implantes, e destes, 81% dos implantes maxilares e 91% dos implantes mandibulares permaneceram estáveis. Após o primeiro anos em função, a perda óssea foi de 1,5mm, e de 0,1mm anualmente, após este período.

Em 1989, foi publicado um estudo sobre os resultados clínicos obtidos com o sistema de implantes IMZ, com conexão interna. De setembro de 1978 a setembro de 1988, 3.088 implantes IMZ foram instalados em 1.401 casos consecutivos para restaurar arcos parcial ou totalmente edêntulos. Do total de implantes instalados, 334 implantes (10,8%) não foram acompanhados. Excluídos da população do estudo, 2.754 implantes IMZ continuaram a ser acompanhados nos exames de rotina. Durante o período do estudo, outros 61 implantes foram removidos devido a

complicações de tecidos moles. Portanto, a taxa de sucesso dos implantes IMZ acompanhados neste período de 10 anos foi de 97,8% (**Kirsch e Ackermann, 1989**).

O primeiro estudo sobre implantes osseointegrados unitários foi publicado por **Jemt et al. (1990)**. Neste estudo, os autores relataram o acompanhamento de 16 pacientes por 3 anos. 23 implantes foram instalados entre 1982 e 1985. Apenas um dos 23 implantes falhou após o período de 3 anos. Um dos implantes teve que ser inativado e recoberto por razões protéticas. Portanto, após 3 anos, 21 implantes continuavam em função (91%). 13 restaurações foram trocadas 1 vez, e outras duas foram trocadas 2 vezes, por problemas estéticos ou mecânicos. As outras três foram refeitas devido a trauma, ou fratura da face estética. 67% das restaurações mostraram problemas de instabilidade mecânica pelo menos uma vez durante o primeiro ano em função, previamente às alterações nos componentes. No terceiro ano, após as alterações nas restaurações, 5% ainda apresentaram problemas mecânicos. Apenas 8 restaurações (35%) se apresentaram estáveis durante todo o período do estudo. Fístulas foram associadas com restaurações instáveis e móveis em 17% dos casos. As fístulas foram resolvidas após reaperto e limpeza dos componentes. Os autores concluíram que após modificações nos componentes e nas técnicas de tratamento, os implantes Brånemark puderam ser utilizados com bons resultados para restaurar implantes unitários.

No ano seguinte, **Jemt et al. (1991)** publicaram um estudo multicentro no qual 107 implantes unitários foram instalados em 92 pacientes. A taxa de sucesso dos implantes foi de 97,2% após 1 ano de acompanhamento. Os autores ressaltaram que o problema mais evidente durante o primeiro ano de acompanhamento foi o

afrouxamento dos parafusos dos *abutments*; 26% dos parafusos tiveram que ser reapertados.

Em estudo prospectivo multicentro, **Laney et al. (1994)** acompanharam 92 pacientes com restaurações unitárias sobre implantes do tipo Brånemark. Após 3 anos de acompanhamento, 82 dos 92 pacientes inicialmente incluídos no estudo continuaram a ser acompanhados. O sucesso cumulativo dos implantes após 3 anos foi de 97,2%. Uma das principais intercorrências relatadas no estudo foi o afrouxamento de parafusos, principalmente nas regiões de incisivos e pré-molares superiores. No acompanhamento de 3 anos, 10 coroas se encontravam frouxas e foram torqueadas novamente. Em 5 destas coroas os parafusos de titânio foram trocados por parafusos de ouro, o que segundo os autores eliminou o problema. Os autores comentaram também que, com a utilização do parafuso de ouro, ocorreu a diminuição dos micromovimentos do *abutment*, o que promoveu a redução da ocorrência de fístulas, inflamação gengival e hiperplasias ao redor das restaurações.

Becker e Becker (1995) realizaram estudo clínico no qual 22 pacientes receberam 24 implantes para restauração de molares unitários com próteses implantossuportadas. O acompanhamento dos pacientes foi de 24 meses em média. A taxa de sucesso cumulativo dos implantes foi de 95%, com apenas perda. Afrouxamento do parafuso protético aconteceu em oito implantes, entre 1 e 3 vezes (38%). Não foram relatadas ocorrências de fraturas dos implantes ou das coroas. Os autores concluíram que a restauração de molares ausentes com coroas parafusadas sobre implantes unitários foi uma conduta previsível; entretanto, foi observada alta incidência de afrouxamentos do parafuso protético.

Um estudo do mesmo ano acompanhou 56 pacientes com instalação de 240 implantes Brånemark, de 2 a 4 meses após o carregamento dos mesmos. A taxa de

sucesso dos implantes unitários foi de 94%. Os arranjos oclusais observados foram função em grupo (53,4%), guia canina (37%) e oclusão balanceada (9%). Quatorze parafusos do *abutment* e 7 parafusos protéticos encontravam-se frouxos no período entre o carregamento funcional e a primeira consulta de controle. O autor comentou que as falhas nas conexões parafusadas ocorreram em 25% dos pacientes, o que significou a necessidade de procedimentos corretivos em um quarto dos pacientes, e que estas falhas poderiam ser consideradas iatrogenias, e que medidas para evitá-las deveriam ser discutidas (Wie, 1995).

Balshi et al. (1996) realizaram um estudo comparativo utilizando um ou dois implantes do tipo Brånemark para reposição de um molar. 47 indivíduos foram divididos em dois grupos: 22 foram tratados com 1 implante, e 25 com 2 implantes. Setenta e dois implantes foram instalados; 66 na mandíbula e 6 na maxila. Após acompanhamento de 3 anos, a taxa de sucesso cumulativo dos implantes foi de 99%. Mobilidade das próteses e afrouxamento dos parafusos foram as complicações mais frequentes, e foram predominantes no grupo que utilizou apenas 1 implante, no qual 48% das próteses apresentaram este tipo de complicação. No grupo que utilizou 2 implantes, 8% das próteses apresentaram esta complicação.

Levine et al. (1999) avaliaram retrospectivamente implantes ITI unitários instalados por um grupo de 12 profissionais atuantes nos Estados Unidos. Foram examinados 157 implantes em 110 pacientes por 2 anos ou mais (média de 40,1 meses). Os autores observaram taxa de afrouxamento de parafusos protéticos de 22,2% ao longo do estudo, enquanto o afrouxamento do *abutment* cônico foi observado em 5,3% dos implantes.

Um estudo de elementos finitos tridimensional comparou a resposta ao carregamento mecânico de dois sistemas de implantes: um com conexão cônica

interna de 8° de divergência; outro com conexão em hexágono externo. Nas comparações entre os dois sistemas, o de conexão interna cônica apresentou melhores resultados em todas as situações, comparado ao de hexágono externo **(Merz et al., 2000)**.

Segundo **Drago (2003)** a fixação de uma restauração a um implante pode ser obtida através de retenção por parafuso, cimentação, ou combinação dos dois. Uma vantagem considerável da retenção por parafuso em relação à cimentação é a reversibilidade. O parafuso do *abutment* em restaurações cimentadas deve proporcionar estabilidade da conexão em longo prazo, pois se afrouxar não poderá ser acessado facilmente após cimentação da coroa. A proposta deste estudo foi avaliar a eficácia clínica de restaurações implantossuportadas cimentadas sobre *abutments* por pelo menos 1 ano após carregamento oclusal, incluindo 73 pacientes e 110 implantes. Todos os *abutments* foram fixados a implantes de hexágono externo com parafusos de ouro-paládio revestidos por uma camada de 0,76µm de ouro 24 quilates, com encaixe quadrado para a chave protética. Todos os parafusos foram torqueados com 35Ncm, com auxílio de torquímetro. As coroas foram cimentadas com cimento temporário. Apenas um parafuso foi encontrado solto no acompanhamento de 12 meses, representando taxa de sobrevivência de 99%. Os autores concluíram que parafusos do *abutment* com superfícies aprimoradas podem prover aumento na superfície de contato parafuso/implante, com maiores valores rotacionais durante o torque de aperto, e valores de pré-carga mais altos. Neste estudo, a utilização de parafusos com aprimoramento de superfície torqueados a 35Ncm manteve a conexão implante/*abutment* estável utilizando implantes de hexágono externo.

Preiskel e Tsolka (2004) relataram que as próteses sobre implantes cimentadas são esteticamente superiores, e permitem maior refinamento da oclusão final; porém, quando cimentadas com cimento provisório, correm o risco de se soltar, e quando cimentadas com cimento definitivo, perdem a reversibilidade. As coroas parafusadas possuem previsibilidade e reversibilidade, porém menor estética e com menor refinamento da oclusão. Para este estudo, os autores desenvolveram um tipo de prótese sobre implantes com fixação híbrida, isto é, parafusada e cimentada. Este estudo realizou uma análise retrospectiva de 78 próteses, envolvendo 285 *abutments* utilizando o princípio de retenção parafusada-cimentada, por até 10 anos em função. A baixa incidência de contratempos durante o estudo levou os autores a concluir que a combinação de retenção por parafusos com cimentação temporária mostrou-se uma abordagem promissora na população de pacientes reabilitada com próteses implantossuportadas.

Akour et al. (2005) compararam o efeito de forças compressivas cíclicas no afrouxamento do parafuso do *abutment* em implantes com dois desenhos antirotacionais diferentes (hexágono externo e triângulo interno), utilizando análise por elementos finitos. Na simulação do carregamento foi utilizada carga axial compressiva de 80N e lateral de 8N, diretamente sobre a superfície do *abutment*. Os resultados mostraram que o *design* hexágono externo apresentou tensões gerais e deflexão significativamente maiores que o *design* triângulo interno. Os vértices do hexágono apresentaram grande concentração de forças devido aos ângulos agudos de seu formato. A maior concentração de tensões ocorreu na concavidade hexagonal do *abutment*. Portanto, se uma falha ocorresse, seria provavelmente do *abutment*, e não do implante, o que poderia ser considerado como vantagem dos implantes de hexágono externo. As tensões gerais do *design* triângulo interno foram

menores do que as do *design* hexágono externo; portanto, o triângulo interno apresentou menor potencial de fratura de componentes, e maior capacidade de prevenir rotação. O deslocamento máximo do triângulo interno foi menor do que o do hexágono externo. A área de contato entre o implante e o *abutment* no triângulo interno foi maior do que no hexágono externo. A extensão da conexão do *abutment* no triângulo interno foi maior do que no hexágono externo. Isto justificou as baixas tensões e deformações desse *design*. Com o aumento da área de contato, as tensões e as deformações diminuíram; a carga foi distribuída sobre maior área no triângulo interno do que no hexágono externo. Os autores concluíram que:

- i. O *design* triângulo interno demonstrou menor potencial de fratura do conjunto implante/*abutment* e maior capacidade de prevenir rotação da prótese e afrouxamento de parafusos;
- ii. O *design* hexágono externo tem maior potencial de desenvolver fratura do *abutment*.

Kitagawa et al. (2005) avaliaram a influência da interface implante/*abutment* no afrouxamento de parafusos utilizando o método de elementos finitos. Foram analisados dois sistemas de implantes: o Ankylos (Degussa Dental, Hanau, Alemanha), com conexão interna cônica, e o Brånemark (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia), com conexão em hexágono externo. Comparando os movimentos da conexão cônica interna com os movimentos da conexão hexágono externo, verificaram que o hexágono externo possui maior movimentação em relação à conexão cônica interna. A conexão em hexágono externo apresentou movimentação de rotação, enquanto a interna cônica não. Os autores concluíram que existem diferenças na rotação de componentes nos sistemas de implantes com conexão em hexágono externo e cone morse.

Çehreli et al. (2004) elaboraram um estudo comparativo sobre a transmissão de forças de implantes cone morse e de implantes de corpo único. Foram confeccionados modelos virtuais através do método de elementos finitos não-linear. Um modelo representou o implante cone morse com *abutment* sólido, e o segundo modelo representou o implante de corpo único. Foram simuladas cargas verticais de 50N e cargas oblíquas de 100N sobre os modelos. Os resultados do trabalho permitiram aos autores concluir que os implantes com conexão cone morse geraram internamente maiores tensões mecânicas sob carregamento oblíquo do que implantes de corpo único, porém a dissipação das tensões nos tecidos adjacentes entre os dois tipos de implantes foi semelhante. Portanto, a natureza dos implantes (cone morse x corpo único) não constituiu um fator decisivo para a magnitude e distribuição de tensões nos tecidos adjacentes.

Maeda et al. (2006) verificaram as diferenças na distribuição de tensões entre implantes com conexão em hexágono externo e hexágono interno. Foram utilizados 3 implantes de cada sistema com 3,75mm de diâmetro e 23 mm de comprimento. Os implantes foram instalados em um análogo do tecido ósseo, constituído de resina acrílica. Sobre os implantes foram instalados *abutments* de 7mm de comprimento. Sensores de tensão foram aplicados à superfície do *abutment*, e nas regiões apical e cervical do implante. Foram aplicadas cargas estáticas verticais e horizontais de 30N sobre o *abutment*. Os resultados mostraram que sob cargas verticais ambos os sistemas responderam de forma semelhante. Sob cargas horizontais os implantes de hexágono externo mostraram aumento nas tensões na região cervical, enquanto nos implantes de hexágono interno as tensões se concentraram em direção ao ápice do implante. Os autores concluíram que os implantes com conexão em hexágono

interno mostraram ampla distribuição de tensões ao longo do corpo do implante, em comparação aos implantes de hexágono externo.

Nedir et al. (2006) tiveram como objetivo avaliar as complicações protéticas ocorridas em pacientes de consultório particular, para avaliar o comportamento das próteses em uma população heterogênea, sem utilizar critérios de inclusão e homogeneização de amostras realizados nos trabalhos acadêmicos em universidades. Foram estudados 236 pacientes com 528 implantes por um período de 8 anos. Os tratamentos incluíram 55 *overdentures* e 265 próteses parciais fixas, das quais 231 foram cimentadas e 34 parafusadas. Tipo e frequência das complicações protéticas foram registrados. No período de observação, 1 *abutment* fraturou e 2 se soltaram, resultando na taxa cumulativa de sucesso para os *abutments* de 99,2%. Pacientes com próteses removíveis apresentaram mais complicações do que pacientes com próteses fixas (66,0% contra 11,5%). Próteses fixas posteriores apresentaram maior incidência de complicações do que as anteriores (11,0% contra 0,0%). As complicações para próteses cimentadas ou parafusadas não foram estatisticamente diferentes. Próteses com cantiléveres apresentaram mais complicações (29,4% contra 7,9%). No grupo das *overdentures*, próteses com retenção por *o-ring* apresentaram mais complicações que próteses com barra-clipe (77,5% contra 42,9%). No grupo das próteses fixas, as complicações não foram recorrentes; a maioria ocorreu nos 2 primeiros anos, e a taxa de complicações não cresceu com o tempo. No grupo das *overdentures*, ocorreram 1,3 complicações por prótese. As complicações foram recorrentes, e a taxa de complicações não diminuiu com o tempo. Os autores concluíram que as próteses removíveis e fixas foram associadas a complicações com diferentes frequências. No grupo removível, ajustes e ocorrências simples foram numerosas, recorrentes e

geralmente fáceis de resolver. Próteses com barra-clipe apresentaram menos complicações que próteses com *o-ring*. No grupo das próteses fixas, as complicações foram limitadas em número e não aumentaram com o passar do tempo. As complicações se restringiram às regiões posteriores.

Segundo **Al Jabbari et al. (2008)**, o mecanismo de desgaste adesivo das roscas de parafusos protéticos de próteses implanto-retidas e implantossuportadas pode causar desgaste de leve a severo das roscas dos parafusos. Roscas com desgaste severo mantidas em serviço tornam-se muito pequenas, o que é conhecido como decapagem (*stripping*) das roscas. A decapagem das roscas faz com que poucas roscas suportem a carga, e as áreas de contato se tornem menores do que o pretendido pelo fabricante, causando relaxamento excessivo e perda de pré-carga. Na primeira parte desta investigação, os autores verificaram a existência de diferenças no desgaste de roscas entre os parafusos próximos ao fulcro (implantes distais) e dos parafusos mais distantes do fulcro (implantes anteriores) em próteses híbridas fixas implantossuportadas. Análise microscópica ótica e eletrônica, de todos os parafusos utilizados revelou deterioração superficial do perfil ativo das roscas dos parafusos, característicos de decapagem. A deterioração do perfil das roscas variou de suave a severa. O desgaste foi agressivo o suficiente para causar esfolamento (*galling*) das roscas, o que levou ao afinamento das mesmas, e em casos severos, a bordas em lâmina de faca nas cristas das roscas. Na maioria dos grupos, os parafusos dos implantes anteriores apresentaram mais desgaste do que os parafusos dos implantes posteriores. Os autores chegaram às seguintes conclusões:

- i. A ocorrência do esfolamento (*galling*) como resultado do desgaste adesivo envolvendo os parafusos protéticos pode ser considerada

- consequência inevitável do uso em longo prazo *in vivo* de próteses híbridas fixas, independentemente do valor de pré-carga original;
- ii. O padrão do esfolamento (*galling*) devido ao desgaste adesivo parece ser maior nos implantes anteriores do que nos implantes posteriores em próteses híbridas fixas;
 - iii. A deformação geométrica de todos os parafusos em uma prótese híbrida fixa pode indicar desadaptação da infra-estrutura metálica da prótese

Na segunda parte deste estudo, **Al Jabbari et al. (2008)** verificaram a presença de defeitos de fabricação que pudessem afetar o comportamento em função, e caracterizaram a microestrutura e a composição da liga destes parafusos. Não foram observados defeitos significantes na maioria dos parafusos observados. Foram encontradas diferenças significantes na microestrutura, embora a maioria se mostrasse homogêneas, com grãos finos, na constituição das ligas e na microdureza dos parafusos estudados. Além disso, não houve ocorrência de defeitos que pudessem afetar adversamente o comportamento dos parafusos.

Na terceira parte deste estudo, **Al Jabbari et al. (2008)** determinaram os valores de pré-carga e de resistência à tração dos parafusos protéticos após utilização *in vivo* em longo prazo, em comparação a parafusos não utilizados (controle). Foram utilizados 10 parafusos novos e 73 parafusos usados para os testes de pré-carga, e 8 parafusos novos e 58 parafusos usados para o teste de resistência à tração. Para os testes de pré-carga, os parafusos foram torqueados em 10Ncm, e a força produzida foi registrada (N). Os testes de resistência à tração foram realizados em máquina universal de ensaios, e os valores das tensões de

ruptura foram registrados. Os valores de pré-carga e da resistência à tração dos parafusos de ouro diminuíram com o aumento dos anos em função.

Por fim, na quarta parte deste trabalho, **Al Jabbari et al. (2008)** realizaram análise das falhas apresentadas por parafusos protéticos fraturados após utilização em longo prazo *in vivo*. Dez parafusos protéticos removidos de três pacientes foram submetidos à análise das falhas. Microscopia eletrônica de varredura foi realizada para analisar as superfícies das fraturas, examinando as trincas de fadiga em maior detalhe. Falhas por fadiga típicas, caracterizadas por formação de marcas de dentes (*ratchets*), foram reveladas pela microscopia óptica e eletrônica para todos os parafusos examinados. As trincas de fadiga podem crescer em mais de um parafuso protético, levando-os à fratura antes que o paciente ou o clínico determinem a existência de algum problema. Os autores sugeriram que a avaliação anual dos parafusos protéticos deveria ser realizada para detecção de trincas de fadiga antes que falhas catastróficas ocorressem, e que quando possível, os clínicos deveriam evitar o intercâmbio de componentes protéticos entre diferentes sistemas.

Theoharidou et al. (2008) realizaram revisão sistemática da literatura sobre a incidência de afrouxamento dos parafusos de *abutments* em restaurações sobre implantes unitários com diferentes conexões implante/*abutment*. A busca na literatura foi realizada utilizando-se diversas bases de dados eletrônicas. Termos específicos foram utilizados nas pesquisas, que incluiu os anos de 1990 a 2006. A pesquisa inicial incluiu 1.526 títulos relevantes. Após o processo de filtragem, 27 estudos foram selecionados. O grupo de conexão externa compreendeu 12 estudos acompanhando 586 restaurações de implantes unitários, com tempo de acompanhamento que variou de 3 a 5 anos. A porcentagem estimada de restaurações sobre implantes unitários sem complicações após 3 anos foi de 97,3%.

O grupo de conexão interna compreendeu 15 estudos acompanhando 1.113 restaurações sobre implantes unitários, por período médio que variou de 3 a 10 anos. A porcentagem estimada de restaurações sobre implantes unitários sem complicações após 3 anos foi de 97,6%. Os resultados mostraram que o afrouxamento de parafusos dos *abutments* foi evento raro em restaurações de implantes unitários, independentemente da geometria da conexão implante/*abutment*, contanto que fossem empregadas características antirotacionais e torques apropriados.

Em estudo realizado por **Bernardes et al. (2009)** foram utilizados implantes com diferentes conexões e *abutments* para cada tipo de interface: hexágono externo, hexágono interno, cônica interna (cone morse) e sólida (corpo único). As amostras foram submetidas a cargas compressivas verticais, axiais e excêntricas. As tensões ao redor dos implantes foram observadas e determinadas através de análise fotoelástica. Os resultados observados para todos os implantes sob carregamento axial foram semelhantes. Para o carregamento excêntrico, os implantes de hexágono interno apresentaram os melhores resultados, com diferenças significantes em relação aos implantes de hexágono externo e de corpo único. Com isso, os autores concluíram que sob carga excêntricas a interface em hexágono interno apresentou a menor concentração de tensões, a interface cônica interna apresentou resultados intermediários, e os implantes de hexágono externo e corpo único apresentaram maiores níveis de tensões.

Resultados discordantes foram apresentados no mesmo ano por **Nishioka et al. (2009)**. Neste estudo foi quantificado o desenvolvimento de tensões em próteses parciais de 3 elementos suportadas por implantes de hexágono externo e hexágono interno, através de sensores de tensão posicionados ao redor dos implantes, após

apertamento dos parafusos protéticos. Analisando os resultados, os autores concluíram que a conexão em hexágono interno apresentou maiores valores de microtensões do que a conexão em hexágono externo. Os resultados mostraram que o hexágono interno não reduziu as tensões ao redor dos implantes.

Um estudo prospectivo clínico (**Schmitt et al., 2009**) investigou os efeitos de diferentes técnicas de confecção de barras na estabilidade das conexões parafusadas de estruturas metálicas implanto-suportadas. Foram testadas duas técnicas de confecção de barras: fundição normal e técnica modificada (Cresco Ti Precision). Foram utilizados dois sistemas de implantes: Brånemark (39 implantes) e Straumann (40 implantes). Os torques iniciais e os torques de desaperto foram medidos com torquímetro digital 1 semana e 3 meses após função clínica. Os autores concluíram que a estabilidade da conexão das barras confeccionadas pela técnica modificada não foi superior à das barras convencionais. Redução de aproximadamente 30% do valor do torque inicial pode ser esperada em situações clínicas, independentemente do sistema de implante utilizado.

2.1.2. Desadaptação Implante/*Abutment*

Segundo **Jörnégus et al. (1992)** conexões parafusadas podem se tornar mais resistentes ao afrouxamento de parafusos eliminando-se a desadaptação rotacional.

Binon e McHugh (1996) realizaram estudo para verificar o efeito da desadaptação rotacional na estabilidade da conexão parafusada hexágono externo. Os autores selecionaram implantes de diversos fabricantes, com dimensões de hexágono conhecidas. Para confecção dos *abutments* foram utilizados cilindros com base em ouro e parafusos de titânio, ou cilindros plásticos calcináveis com parafusos

em titânio. Para determinação das dimensões ideais do hexágono do *abutment* foram utilizados padrões de medição variando de 0,1055 a 0,1080 polegada, com 0,005 polegada de incremento. Foram enceradas e fundidas coroas experimentais sobre estes *abutments*. Os cilindros com base em ouro receberam apenas acabamento padrão após a sobrefundição. Os cilindros plásticos, após a fundição, foram retrabalhados utilizando ferramentas especiais de corte hexagonais, que correspondiam exatamente às dimensões dos hexágonos dos respectivos implantes, reduzindo consideravelmente a distância de tolerância entre o componente e o implante. Os *abutments* foram instalados sobre os implantes com dois torques distintos: na fase 1 aplicou-se 20Ncm, e na fase 2, 30Ncm. A desadaptação rotacional de todos os conjuntos foi medida. Os *abutments* foram carregados ciclicamente com carga de 133,3N, e frequência de 1.150 ciclos por minuto. Os *abutments* com cinta de ouro torqueados com 20Ncm falharam na média de 357.162 ciclos. Os *abutments* retrabalhados foram ciclados até 1 milhão de ciclos sem falhas. Com torque de 30Ncm, os *abutments* com cinta de ouro falharam em média com 5 milhões de ciclos. Dois *abutments* retrabalhados falharam com 4,3 e 9,5 milhões de ciclos, os outros foram ciclados até 10 milhões de ciclos sem apresentar sinais de afrouxamento. Os resultados indicaram correlação direta entre a desadaptação rotacional e o afrouxamento de parafusos. Os autores concluíram que conexões parafusadas podem se tornar mais resistentes aos afrouxamentos de parafusos pela eliminação do desajuste rotacional entre o *abutment* e o implante.

Neste mesmo ano, **Binon (1996)** realizou trabalho sobre o mesmo tema, verificando a desadaptação rotacional em implantes de hexágono externo e seu efeito sobre o afrouxamento de parafusos. Neste estudo foram utilizados 50 implantes do tipo Brånemark. Dez grupos de *abutments* calcináveis (tipo UCLA) foram usinados

especialmente para este estudo, com hexágonos fêmea que aumentavam 0,005 polegada incrementalmente. As medidas variaram de 0,1065 a 0,1110 polegadas. A liberdade rotacional de cada *abutment* foi medida anteriormente ao estudo. Os *abutments* foram fixados aos implantes com parafusos de titânio convencionais, e torque de 30Ncm. Os *abutments* foram carregados ciclicamente com carga oblíqua de 30lbs, e frequência de 1.150 ciclos por minuto. As liberdades rotacionais variaram de 1,94° a 14,87°, do menor para o maior *abutment*. Os resultados indicaram que existe correlação direta entre desadaptação dos hexágonos e afrouxamento de parafusos. Quanto maior a desadaptação, maior a probabilidade de afrouxamento. Desadaptações rotacionais de menos do que 2° formaram conexões parafusadas mais estáveis e previsíveis.

Aboyoussef et al. (2000) sugeriram uma modificação para o *abutment Standard* (Nobel Biocare), acrescentando quatro degraus negativos ao longo de sua plataforma, tornando seu desenho antirrotacional. Foi realizada uma comparação da resistência rotacional de três tipos de *abutments*: *Standard* (desenho rotacional), *Standard* modificado (incrementado um desenho antirrotacional) e *Estheticone* (Nobel Biocare, já com desenho antirrotacional). Para tanto, 7 *abutments* de cada tipo foram parafusados a análogos de implantes com torque de 20Ncm, e coroas metálicas fundidas foram parafusadas aos *abutments* com parafusos de ouro torqueados em 10Ncm. Cada conjunto foi acoplado a um dispositivo de aplicação de torque, e carga rotacional no sentido horário foi aplicada até a abertura ou falha da conexão parafusada. Todos os grupos apresentaram afrouxamento de parafusos e nenhuma fratura de parafuso foi observada. Nos grupos com *abutment Standard* modificado e *Estheticone*, o afrouxamento se deu entre o *abutment* e o implante. No grupo com *abutment Standard*, o afrouxamento se deu entre o *abutment* e a

restauração. Os valores de torque de falha entre os *abutments* Estheticone e *Standard* modificado foram estatisticamente semelhantes, e superiores ao *abutment Standard*, respectivamente: 71Ncm e 21,28Ncm. Os autores concluíram que a adição de um desenho antirrotacional ao *abutment* reduziu a incidência de afrouxamento de parafusos.

No ano seguinte, um estudo avaliou a influência da adaptação entre os hexágonos do *abutment* e do implante, ou a ausência de hexágono, no torque de afrouxamento dos parafusos dos *abutments* após ensaio de fadiga. Para este trabalho foram confeccionados três desenhos experimentais de implantes: um grupo com hexágono externo convencional; um segundo grupo com largura e altura reduzidas do hexágono externo, e um terceiro grupo onde a forma hexagonal foi inteiramente eliminada, usinando-a até se transformar em forma circular. Cada grupo continha 10 implantes. Foram confeccionados 30 *abutments* Procera idênticos, que foram instalados nos implantes dos 3 grupos com torque de 32Ncm, medido por torquímetro eletrônico. As cargas dinâmicas foram aplicadas por um pistão unidirecional, ciclando forças entre 20 e 200Ncm. Uma forma de onda senoidal a 8 ciclos/segundo foi aplicada. O carregamento cíclico perdurou 5.000.000 de ciclos, o que segundo os autores representou aproximadamente 5 anos de mastigação *in vivo*. Após o carregamento dinâmico, os torques de desaperto foram medidos com o torquímetro eletrônico. Não foram observadas solturas de *abutments* ou sinais de instabilidade dos componentes após os ensaios. Os torques de desaperto foram em média 14,40Ncm para o grupo 1; 14,70Ncm para o grupo 2; e 16,40Ncm para o grupo 3. Houve diferença significativa apenas entre os grupos 1 e 3. Os autores, ao contrário da maioria dos artigos encontrados na literatura, concluíram que a desadaptação entre os hexágonos do implante e do *abutment*, ou a completa

eliminação do hexágono, não produziram efeitos significantes nos torques de afrouxamento após 5.000.000 de ciclos do teste de fadiga. Segundo os resultados deste estudo, o hexágono externo serviu apenas para permitir a instalação dos implantes, ou para guiar o posicionamento protético dos *abutments*; o desenho hexagonal teve pouca influência na distribuição de forças (Cibirka et al., 2001).

Al-Turky et al. (2002) avaliaram a influência da desadaptação dos *abutments* na estabilidade de parafusos protéticos em próteses totais implantossuportadas. Foram confeccionadas próteses com dois níveis de desadaptação vertical entre a prótese e o *abutment* distal: 100 e 175µm. Uma prótese sem desadaptação serviu como controle. Os resultados evidenciaram a ocorrência de instabilidade significativa dos parafusos protéticos para os níveis de desadaptação de 100 e 175µm.

Lang et al. (2002) examinaram a orientação do hexágono do *abutment* em relação ao hexágono do implante após o aperto do parafuso em diversos tipos de *abutments*. Trinta implantes Brånemark de plataforma regular e 10 de plataforma larga (5,0mm) foram testados com *abutments* do tipo Cera-One, Estheticone, Procera e AuraAdapt. Os *abutments* foram torqueados conforme recomendado pelo fabricante utilizando controlador de torque, embebidos em resina e seccionados ao nível do hexágono. As orientações dos hexágonos foram avaliadas quanto ao grau e direção de rotação do hexágono do *abutment* ao redor do hexágono do implante. Os autores sugeriram que a precisão de encaixe dos hexágonos na conexão parafusada deveria permitir movimento de menos de 5° para sustentar a conexão parafusada estável. Os graus máximos de rotação para os 4 tipos de *abutment* foram de aproximadamente 3,53°. Os graus absolutos de rotação para os 4 tipos de *abutment* foram menores que 1,50°. Os autores concluíram que a orientação hexágono-hexágono medida como adaptação rotacional para todos os tipos de

abutment ficou abaixo dos 5º sugeridos como ótimos para a estabilidade da conexão parafusada.

Hecker e Eckert (2003) investigaram se a adaptação de uma prótese implantossuportada sofre alteração durante o carregamento cíclico. Para tanto, foi construído um modelo rígido que permitiu a instalação de 5 implantes de hexágono externo de 3,75mm x 10mm, em forma de arco, com espaçamento uniforme entre os implantes (10mm), e cantiléver posterior de 18mm. Foram fabricadas 15 estruturas metálicas de próteses totais implantossuportadas com técnicas convencionais de fundição. Os *abutments* foram instalados nos implantes com torque de 20Ncm. As estruturas metálicas foram instaladas sobre o modelo, com torque dos parafusos protéticos de 10Ncm. O carregamento cíclico foi realizado em 3 posições distintas: 5 estruturas foram carregadas na porção anterior, 5 em um cantiléver unilateral, e 5 nos cantiléveres bilaterais. Carga cíclica de 200N foi aplicada, e o carregamento perdurou 200.000 ciclos. Os autores concluíram que o assentamento dos componentes se modifica com o tempo após o carregamento mecânico, sendo que a desadaptação entre o componente e o *abutment* pode diminuir após o carregamento, e explicam este achado pelo desgaste das interfaces dos componentes, que pode eliminar micro interferências derivadas do processo de usinagem aproximando os componentes.

Carrilho et al. (2005) avaliaram e compararam a liberdade rotacional de implantes de hexágono interno e externo em relação a seus *abutments*. Para tanto, foram utilizados 5 implantes de hexágono interno e 5 implantes de hexágono externo. Os *abutments* foram parafusados com torque de 20Ncm com auxílio de torquímetro manual e, logo após, torque de 40Ncm foi aplicado com um dinamômetro. A rotação do *abutment* foi verificada com precisão de 0,5º. A média da

liberdade rotacional dos implantes de HI foi de $5,5 \pm 1,9^\circ$, e para os implantes de HE foi de $2,9 \pm 0,3^\circ$. Houve diferença significativa entre os dois grupos. Portanto, a partir dos resultados, os autores concluíram que os implantes de HI apresentaram mais liberdade rotacional que os implantes de HE.

Segundo **Steinebrunner et al. (2005)**, a penetração de microorganismos orais na interface entre o implante e o *abutment* pode aumentar o risco de inflamação dos tecidos moles ou ser responsável pela falha no tratamento da periimplantite. Esta interface está localizada próxima ao nível do osso alveolar na maioria dos sistemas de implantes; portanto, a colonização microbiana desta interface pode resultar em reabsorção óssea. A localização desta interface próxima ao osso alveolar pode também ser responsável pela perda óssea de 1mm observada durante o primeiro ano de carregamento funcional dos implantes. Neste estudo, foram avaliados 5 sistemas de implantes, conforme tabela abaixo:

Produto	Fabricante	Implante	Abutment	Diâmetro (mm)	Conexão	Torque (Ncm)
Brånemark System	Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia	Mk II Wide Platform	Cera One Wide Platform	5.0	Hexágono externo	45
Frialit – 2	Dentsply Friadent, Mannheim, Alemanha	Synchro	MH 6/AO, Hermetics	4.5	Hexágono interno com vedamento de silicone	24
Camlog	Altatec, Wurmberg, Alemanha	Promote	Standard	5.0	Fixação tubo-em-tubo	20
Replace Select	Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia	WP	Easy Abutment	5.0	Fixação tubo-em-tubo triangular	35
Screw-Vent	Zimmer Dental, Carlsbad EUA	Standard	Hexlock Abutment 4/5	4.5	Hexágono interno com adaptação por pressão	30

O objetivo do estudo foi avaliar a infiltração microbiana na interface implante/*abutment* em um novo modelo *in vitro*, durante carregamento dinâmico em simulador de mastigação de 2 eixos. Os autores assumiram a hipótese de que o carregamento dinâmico diminuiria a estabilidade das conexões implante/*abutment*,

favorecendo a infiltração bacteriana ao longo da interface. Os implantes foram inoculados com suspensões bacterianas e conectados aos *abutments* com os torques recomendados. Os corpos de prova foram imersos em solução nutritiva, e carregados até 1.200.000 ciclos com carga de 120N, frequência de 1Hz, no simulador de mastigação. Foram observadas diferenças significativas entre os sistemas de implantes com respeito ao número de ciclos mastigatórios necessários até ser observada a percolação bacteriana para o exterior. A média de ciclos mastigatórios foi de 24.300 para o sistema Screw-Vent, 43.200 para o sistema Frialit-2, 64.800 para o sistema Replace Select, 172.800 para o sistema Brånemark e 345.600 para o sistema Camlog. Os autores concluíram que o grau de penetração bacteriana em um sistema de implantes é condição multifatorial dependente da precisão de adaptação entre o implante e o *abutment*, do grau de micromovimentação entre os componentes e das forças de torque utilizadas para uní-los.

Khraisat et al. (2006) investigaram o efeito do carregamento lateral cíclico com diferentes pontos de aplicação de carga no deslocamento rotacional de *abutments* sobre um sistema de implantes de hexágono externo. Foram utilizados 20 conjuntos de implantes Brånemark Mk IV 4 x 10mm (Nobel Biocare) e *abutments* CeraOne (3mm) (Nobel Biocare). O torque de instalação foi de 32Ncm, de acordo com instruções do fabricante. Dez minutos depois, o parafuso foi torquado novamente para minimizar o efeito de acomodação entre as roscas. Foi aplicada carga cíclica de 50N perpendicularmente ao longo eixo do *abutment*. O pico de carga foi equivalente ao componente lateral de força vertical de 100N aplicada em inclinação cuspídea de 30° em relação ao longo eixo do implante. A frequência foi de 75 ciclos por minuto, similar à frequência mastigatória humana. Os conjuntos foram

divididos em grupos: A. carga axial, 250.000 ciclos. B. carga axial, 500.000 ciclos. C. carga excêntrica (4mm da axial), 250.000 ciclos. D. carga excêntrica (4mm da axial), 500.000 ciclos. O grupo D apresentou o maior deslocamento rotacional, enquanto o grupo A apresentou o menor. A conclusão dos autores foi de que o deslocamento rotacional dos componentes das juntas em hexágono externo ocorreu de forma significativa sob carregamento lateral excêntrico em comparação ao carregamento axial. O deslocamento aumentou significativamente com maiores períodos de carregamento lateral excêntrico.

Segundo **Coelho et al. (2007)**, o afrouxamento ou a fratura do parafuso de retenção estão relacionados com a desadaptação implante/*abutment*, e a presença de *gap* entre o implante e o *abutment* pode causar distribuições de tensões desfavoráveis aos componentes da conexão, ao implante e ao osso. Afrouxamentos ou fraturas de parafusos são complicações comuns em restaurações sobre implantes. Especula-se que o *gap* entre o implante e o *abutment* pode ter influência significativa nestes achados. A má adaptação de componentes protéticos causa concentração de células inflamatórias nos tecidos moles adjacentes, o que pode afetar o nível do osso alveolar de suporte. Sucesso limitado tem sido alcançado na eliminação do *gap* entre o implante e o *abutment* ou simplesmente na tentativa de evitar seus efeitos. A inclusão de vedadores poliméricos entre os componentes de diferentes sistemas de implantes reduziu mas não eliminou a contaminação bacteriana. As conexões parafusadas permitem também a passagem de fluidos pela interface implante/*abutment*. Além disso, o posicionamento do *gap* alguns milímetros acima da crista óssea tem sido sugerido. Alternativas viáveis podem ser conexões cônicas internas, ou implantes de corpo único.

Sobre a desadaptação rotacional de componentes protéticos, **Garine et al. (2007)** comentaram que embora os novos desenhos de parafusos tenham mantido o foco em aumentar a pré-carga na conexão parafusada, é também importante considerar que a desadaptação rotacional do *abutment* de mais do que 5° aumenta significativamente a possibilidade de afrouxamento do parafuso. O estudo conduzido por estes autores avaliou as dimensões dos hexágonos dos implantes e dos respectivos *abutments* cerâmicos, mediu a desadaptação rotacional entre os implantes e os *abutments*, e correlacionou as dimensões dos *gaps* entre os implantes e os *abutments* à desadaptação rotacional dos mesmos. Foram utilizados 20 implantes de hexágono externo: 10 Nobel Biocare e 10 3i, testados com 5 diferentes tipos de *abutments* cerâmicos. Os resultados mostraram diferenças significativas na desadaptação rotacional entre os tipos de *abutment*. As médias de desadaptação rotacional foram de 1,61° a 4,13°. Os autores concluíram que inconsistências na usinagem dos hexágonos foram encontradas para todos os implantes e *abutments* testados. *Abutments* cerâmicos sem cinta metálica apresentam maior desadaptação rotacional do que aqueles com cinta metálica.

Segundo **Barbosa et al. (2008)**, a fabricação de componentes de implantes e os efeitos das fases clínicas e laboratoriais podem contribuir para a desadaptação entre o implante e a prótese. Duas possíveis complicações emergem deste cenário: 1. Biológica: aumento da carga transmitida ao osso, e presença de inflamação dos tecidos moles devido ao desenvolvimento de micro-flora no *gap* entre o implante e o *abutment*, com perda óssea subsequente; 2. Protética: afrouxamento e fratura do implante ou do parafuso. O contato entre o *abutment* e a plataforma do implante é fator chave, porque reduz a carga sobre o parafuso do *abutment*, garantindo grande eficiência destes componentes. Mesmo uma pequena desadaptação pode resultar

em mudanças na geometria do parafuso e na incidência de tensões sobre os parafusos. O objetivo dos autores neste estudo foi investigar se existe correlação direta entre o nível de desadaptação vertical na interface implante/*abutment* e a perda de torque em parafusos de implantes. Foi confeccionado um modelo de estudo com cinco implantes de hexágono externo de 3,75mm x 9mm, com plataforma regular (4,1mm). Quatro estruturas metálicas foram enceradas usando *abutments* do tipo UCLA calcináveis. A desadaptação foi analisada utilizando microscópio comparador após torque de 20Ncm. O torque necessário para afrouxar o parafuso foi avaliado utilizando torquímetro eletrônico. Os valores de perda de torque, medidos pelo torquímetro eletrônico, foram estabelecidos como porcentagem do torque inicial (100%) aplicado sobre os parafusos dos *abutments*. Valores de desadaptação considerados aceitáveis são menores do que 10µm. Os valores médios de desadaptação foram de 29,08 ± 8,78µm, todos acima de 10µm. Os valores médios de perda de torque foram de 50,71 ± 11,37%. Alto nível de perda de torque foi observado, algumas vezes aproximando-se de 70%. Não houve correlação estatística entre os dois parâmetros.

Um estudo de **Coelho et al. (2008)** avaliou a capacidade de selamento da conexão implante/*abutment* de diferentes sistemas de implantes. Foram utilizados 5 implantes de cada sistema: Nobel Replace Select, Straumann e Intra-Lock, com aproximadamente 4,5mm de diâmetro. Os implantes e seus respectivos *abutments* foram fornecidos pelos fabricantes. Todos os sistemas de implantes apresentaram aumento na absorção de fluídos em função do tempo. Com o passar do tempo, quantidades significativamente maiores de corante foram liberadas pelos sistemas de conexão Nobel Replace Select e Straumann. Apesar do controle de torque, o selamento entre o corpo do implante e o *abutment* não pôde ser mantido nos três

sistemas testados. A adaptação de conexões cônicas internas, como as do tipo cone morse, foram apenas parcialmente bem sucedidas, pois permitiram a passagem de fluídos.

Segundo **Davi et al. (2008)**, a liberdade rotacional entre o implante e o *abutment* dependem das dimensões dos hexágonos da conexão. Estas dimensões podem ser comprometidas durante a instalação cirúrgica, dependendo do torque aplicado, e após a conexão da prótese, quando a carga mastigatória pode gerar micromovimentos e deformar o hexágono do implante. Os autores avaliaram a integridade do hexágono externo de um sistema de implante com hexágono externo e interno, sendo o hexágono externo utilizado para a conexão protética, e o interno para a instalação do implante, em comparação com um sistema de hexágono externo pré-montado convencional. Foram utilizados 10 implantes de cada sistema. Um aparato foi desenvolvido para medir os ângulos de liberdade rotacional entre os hexágonos dos implantes e dos *abutments* após a aplicação de torques de instalação cirúrgica de 45, 60 e 80Ncm, simulando travamento do implante. Não houve diferença estatística entre os dois sistemas após a aplicação de torque de 45Ncm. Após o torque de 60Ncm, houve diferença significativa, indicando maior deformação do sistema convencional com montador. Após o torque de 80Ncm, os implantes com torque interno mantiveram o padrão de desadaptação encontrado nos outros níveis de torque, enquanto que os implantes convencionais não resistiram ao torque, sofrendo deformação do hexágono externo. Concluiu-se que os implantes com torque interno pode ser preferíveis em situações clínicas onde a instalação do implante puder gerar torques acima de 60Ncm.

Tsuge et al. (2008) compararam e avaliaram a adaptação marginal e o tamanho do *microgap* na interface implante/*abutment* para diversas configurações

de conexões externas e internas. Foram utilizadas duas conexões em hexágono externo (Osseotite, 3i, e Branemark, Nobel Biocare) e três conexões internas (Osseotite Certain, 3i; Replace Select, Nobel Biocare; e Camlog, Artatec). A adaptação marginal e o tamanho do *microgap* foram medidos utilizando-se um microscópio eletrônico de varredura. Após análise dos resultados do estudo, os autores concluíram que tanto as imagens de microscopia eletrônica de varredura quanto o processamento estatístico das medidas dos resultados das discrepâncias horizontais e verticais sugeriram não haver relação entre a adaptação da interface implante/*abutment* e o tipo de conexão, isto é, os resultados de adaptação não foram influenciados pelo tipo de conexão dos sistemas.

A respeito dos *abutments* produzidos por sistemas computadorizados, **Vigolo et al. (2008)** verificaram a precisão na interface com o implante de *abutments* do tipo UCLA de ouro usinados, e de *abutments* do tipo UCLA de titânio com projeto e confecção por computador (CAD/CAM), ambos com conexões em hexágono externo e interno. Foram utilizados 15 UCLAs usinados de ouro para hexágono externo, 15 UCLAs usinados de ouro para hexágono interno, 15 UCLAs CAD/CAM de titânio para hexágono externo e 15 UCLAs CAD/CAM de titânio para hexágono interno (3i, Palm Beach Gardens, Florida, EUA). A liberdade rotacional dos *abutments* foi verificada para detectar a precisão de adaptação dos mesmos às plataformas dos implantes. A medida da liberdade rotacional foi comparada entre os grupos. Não foram verificadas diferenças significantes em relação à liberdade rotacional entre os 4 grupos. Os autores concluíram que ambos os tipos de *abutment* exibiram consistentemente 1º de liberdade rotacional entre o implante e o *abutment*, tanto para os casos de hexágono externo quanto para os casos de hexágono interno.

A desadaptação implante/*abutment* em sistemas com conexões friccionais parece ser menor do que nos demais sistemas, porém, com o aperto destes *abutments*, deslocamentos verticais podem acontecer, o que pode afetar a adaptação das próteses sobre estes implantes. **Dailey et al. (2009)** mediram o deslocamento axial de *abutments* com conexão cônica interna em função do seu torque de aperto. Foram utilizados implantes e *abutments* com conexão interna cônica e parafuso passante (Astra Tech, Molndal, Suécia). Cada *abutment* foi apertado em incrementos crescentes de 5Ncm, de 0Ncm a 45Ncm, com controlador de torque. O comprimento das amostras foi medido após cada aperto em micrômetro digital eletrônico. O deslocamento axial de cada amostra foi calculado. Os resultados mostraram que sempre houve um deslocamento axial do *abutment* após cada aplicação incremental de torque. O deslocamento axial total de 0Ncm a 45Ncm foi de 89µm, em média, o que pode causar a desadaptação da prótese acima dos níveis de 50µm considerados aceitáveis segundo os autores.

Semper et al. (2010) investigaram instalações consecutivas de *abutments*, verificando se ocorreriam desvios rotacionais, verticais e/ou angulares, e quais seriam as diferenças entre os sistemas de implantes. Foram utilizados 05 sistemas de implantes: ITI, Steri-Oss, Camlog, Astra Tech e Replace Select. Três pessoas de diferentes níveis de conhecimento de implantodontia instalaram e desinstalaram os componentes, nos respectivos implantes, 20 vezes cada. Foram medidas as discrepâncias no posicionamento rotacional a cada instalação. Liberdade rotacional, mudanças na altura e desvios na angulação foram analisados. Replace Select, Steri-Oss e Astra Tech apresentaram resultados de liberdade rotacional significativamente menores que os outros sistemas. As mudanças na altura dos componentes foram maiores para os sistemas de conexão cônica, ITI e Astra, em relação aos demais

implantes de plataforma. Os autores concluíram que a instalação e desinstalação manual de componentes resulta em mudanças tridimensionais na localização do *abutment* em relação ao implante.

2.1.3 Apertos Sucessivos

Weiss et al. (2000) mediram as mudanças nos torques de remoção de parafusos de *abutments* ocorridas a partir de múltiplos apertos, utilizando torque constante e comparando diversos sistemas. Foram realizados 200 ciclos de apertos com torques de 20Ncm. Os autores observaram diminuição progressiva nos torques de desaperto em todos os sistemas de implantes. Foram observadas diferenças significativas entre os sistemas. Sistemas com conexões internas cônicas mantiveram maiores valores de torque de desaperto. As diferenças entre os torques de aperto e desaperto variaram de 3% a 20% na remoção imediata, e de 4,5% a 36% na média dos primeiros 30 ciclos de aperto. Implantes novos de sistemas que não apresentavam conexões com retenção friccional entre o implante e o *abutment* exibiram queda imediata no torque de desaperto, variando de 11% a 24% do torque de aperto aplicado. Os autores concluíram que apertos e desapertos sucessivos dos parafusos dos *abutments* causaram perda progressiva do torque de desaperto dos mesmos, provavelmente devido à diminuição no coeficiente de fricção entre os componentes.

Al Rafee et al. (2002) avaliaram o efeito de apertos sucessivos e da contaminação salivar na resistência à fratura de parafusos protéticos de ouro. Para tanto, foram utilizados 45 parafusos protéticos de um mesmo fabricante (Implant Innovations). Os parafusos foram divididos em grupos com e sem lubrificação por

saliva. Os parafusos foram torquoados com 10Ncm e removidos 1, 5, 10 e 20 vezes. O torque foi aplicado com torquímetro eletrônico. A resistência à tensão foi medida em máquina universal de ensaios. Não houve diferença estatística entre os grupos com ou sem lubrificação, nem redução significativa na resistência à fratura dos grupos com maior número de ciclos de aperto e desaperto. Frente aos resultados, os autores concluíram que os parafusos protéticos de ouro puderam ser reapertados até 20 vezes sem que houvesse redução significativa em sua resistência à fratura, e que a presença de saliva não alterou a resistência à fratura destes parafusos.

No mesmo ano, **Tzenakis et al. (2002)** avaliaram o efeito de torques de aperto sucessivos e da presença de saliva como lubrificante na pré-carga de parafusos protéticos fendados. Cada parafuso foi torquoadado com 10Ncm utilizando torquímetro manual acoplado a sensores de carga, e desapertado 10 vezes. Os valores de pré-carga foram medidos nos ciclos 1, 5 e 10. Os parafusos permaneceram em repouso durante 5 minutos após cada aplicação de torque. O afrouxamento por acomodação se caracterizou pela queda contínua e gradual da pré-carga. A redução da pré-carga foi de aproximadamente 2% do valor inicial. Praticamente metade desta perda ocorreu imediatamente após a aplicação do torque; o restante foi sendo perdido ao longo do intervalo de 5 minutos, após os quais, a perda de pré-carga pareceu se manter inalterada. Foi observado aumento da pré-carga do primeiro ao décimo ciclo. Os autores concluíram que os maiores valores de pré-carga foram obtidos após 10 ciclos de aperto/desaperto dos parafusos com lubrificação de saliva, portanto, a utilização do mesmo parafuso durante as sessões preliminares de confecção da prótese poderia ser benéfica no momento da aplicação de torque final.

Byrne et al (2006) compararam três tipos de parafusos (liga de titânio, liga de ouro e liga de titânio revestido por ouro) com geometria similar. Foram utilizados dois tipos de *abutments* (usinados e fundidos). Foi desenvolvido um artefato para medir a pré-carga no conjunto implante/parafuso/*abutment* com um sensor de tensões. Dez parafusos de cada tipo foram apertados sequencialmente a 10, 20 e 30 Ncm em dez *abutments* de cada tipo. Os mesmos parafusos foram desapertados e reapertados mais duas vezes. Portanto, cada parafuso foi apertado em três ocasiões nos três valores de torque. Os resultados indicaram que o parafuso revestido por ouro apresentou as maiores pré-cargas para todos os torques de instalação e para cada episódio de apertamento. Todos os parafusos apresentaram queda da pré-carga de acordo com o número de episódios de aperto. Devido ao maior valor de pré-carga obtido com o parafuso revestido por ouro, com ambos os tipos de *abutment*, é mais provável que este tipo de parafuso mantenha a conexão estável quando reapertado pela segunda e terceira vezes. Os autores concluíram que todos os parafusos apresentaram queda da pré-carga com reapertos consecutivos, independentemente do tipo de *abutment* e do torque de instalação. O parafuso revestido por ouro apresentou pré-carga significativamente maior para todos os torques de instalação, e para todos os reapertos, em comparação aos parafusos sem revestimento.

Elias et al. (2006) verificaram o torque de desaperto de parafusos com diferentes tipos de revestimento. Foram utilizados implantes de hexágono externo de 3,75mm de diâmetro e 13mm de comprimento. Os parafusos estudados foram: 1. Liga de titânio sem revestimento; 2. Liga de titânio com revestimento de TiCN; 3. Liga de titânio com revestimento de TiN; 4. Liga de titânio com revestimento de Parylene N; 5. Liga de titânio com revestimento de Teflon. Na segunda parte do estudo, os grupos foram utilizados para testar mudanças no torque de desaperto

após seis apertos sucessivos com torques de aperto constantes (30, 32 e 35 Ncm). Queda progressiva dos torques de desaperto foi observada em todos os tipos de parafuso após apertos consecutivos. Foi observada diferença significativa entre os tipos de parafuso após 6 apertos consecutivos, e os parafusos sem revestimento apresentaram maiores torques de desaperto. Os autores concluíram que o uso de revestimentos no parafuso do *abutment* reduziu o coeficiente de fricção e aumentou a pré-carga para um dado torque de aperto. Entretanto, isto resultou em redução no torque de desaperto, o que poderia ter resultados adversos na estabilidade dos parafusos.

Coppedê et al. (2009) avaliaram os efeitos de ciclos consecutivos de aperto/desaperto de *abutments* com conexões cônicas internas no seu torque de desaperto. Foram utilizados 68 implantes cônicos com conexão cônica interna, 34 *abutments* sólidos e 34 *abutments* com parafuso passante. Implantes e *abutments* foram divididos em 4 grupos: Grupos 1 e 3: *abutments* sólidos; Grupos 2 e 4: *abutments* com parafuso passante. Os *abutments* dos grupos 1 e 2 foram instalados, e após 5 minutos de repouso foram removidos. Os torques de aperto e desaperto foram medidos e registrados. Os *abutments* dos grupos 3 e 4 foram instalados, repousaram por 5 minutos, passaram pelos ensaios de carregamento mecânico, e foram desapertados. Os torques de aperto e desaperto foram medidos e registrados. Em todos os grupos foram realizados 10 ciclos de aperto/desaperto. Para as medições dos torques de aperto e desaperto foi utilizado torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brasil), posicionado em um artefato de aferições de torque desenvolvido pelo Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, USP. Neste aparato, o torquímetro fica posicionado na haste superior, enquanto o conjunto implante/*abutment* fica localizado na base,

no interior de um suporte que permite apenas seu movimento rotacional, com o objetivo de padronizar a aplicação de torque em todas as amostras. Os resultados deste trabalho mostraram que os torques de desaperto mostraram tendência de redução com o aumento do número de ciclos de aperto/desaperto.

No mesmo ano, **do Nascimento et al. (2009)** investigaram a influência do aperto sucessivo do parafuso do *abutment* na infiltração de *Streptococcus mutans* pela interface implante/*abutment*. Foram utilizados 20 implantes de hexágono externo, juntamente com 20 *abutments* de cobalto-cromo pré-usinados. Os *abutments* no Grupo 1 foram torqueados com 32Ncm, e os *abutments* do Grupo 2 foram torqueados com 32Ncm, desapertados e torqueados novamente com o mesmo torque. Os implantes foram imersos em meio inoculado com *S. mutans* por 14 dias. Após este período, a contaminação do interior do implante foi verificada. Os resultados encontrados sugeriram que a infiltração bacteriana entre os implantes e os *abutments* ocorreu mesmo em condições de ausência de carga, e em maior intensidade quando o parafuso do *abutment* foi reapertado sucessivamente.

Neto et al. (2009) verificaram a quantidade de deformação do *abutment* ao ser torqueado ao implante. Sensores de tensão foram posicionados nos *abutments*, e leituras foram realizadas no momento do aperto do parafuso. Os valores de deformação do *abutment* após o aperto do parafuso variaram de -127,70 a -590,27 $\mu\epsilon$. Os autores concluíram que o aperto do parafuso resultou na deformação do *abutment*, que foi compressiva na maioria das vezes.

Nigro et al. (2010) analisaram os efeitos da lubrificação do parafuso do *abutment* sobre os valores de pré-carga. Foram utilizados 20 *abutments* de zircônia idênticos, e 20 implantes Brånemark Mk III. Os *abutments* foram instalados nos respectivos implantes com torque de 32Ncm, e divididos em 2 grupos: 10 para o

grupo com lubrificação com saliva artificial e 10 para o grupo sem lubrificação. Os valores do torque de desaperto dos parafusos foram medidos 10 vezes para cada parafuso. As amostras do grupo com lubrificação apresentaram valores médios para o torque de desaperto significativamente superiores em relação às amostras do grupo sem lubrificação. Os autores concluíram que sempre houve perda de torque em relação ao torque de instalação, em ambas as condições, e que melhores valores de pré-carga foram obtidos pelo grupo com lubrificação, sugerindo que o parafuso do abutment deveria ser lubrificado para evitar afrouxamento.

2.1.4 Aplicação de Torque de Instalação Inadequado

Em um estudo de 1999, implantes e *abutments* de dois sistemas com conexão cônica interna, Astra Tech (3,5 e 4mm de diâmetro, com 11° de inclinação do cone) e ITI-Straumann (4mm de diâmetro, com 8° de inclinação do cone) foram montados em dispositivo de aplicação de torque, e diversos torques de aperto foram aplicados: 4, 7, 10, 15, 20, 25, 30, 40, 50, 100, 200 e 300Ncm, e até a fratura. Os torques de desaperto foram medidos, avaliando a influência da angulação do cone interno, da área de superfície de contato dos cones, da contaminação com saliva e do tempo de espera para o desaperto. Nos resultados, o autor descreveu que o torque de afrouxamento excedeu o torque de aperto apenas nos mais altos níveis de torque, quase ao nível de fratura do componente, quando deformações plásticas foram esperadas. Para os níveis de torque de 4 a 50Ncm, tanto em ambiente seco quanto em ambiente úmido, o torque de desaperto foi de 80 a 90% do torque de

aperto. Não houve diferença significativa dos resultados em ambiente seco ou úmido **(Norton, 1999)**.

Em um estudo conduzido por **Gratton et al. (2001)**, foram comparados o micromovimento e a fadiga dinâmica em conexões parafusadas, em função do torque de instalação aplicado aos parafusos dos *abutments*, testados sob carregamento mastigatório simulado. Quinze implantes de hexágono externo foram utilizados. Foram confeccionadas 15 coroas metálicas idênticas, divididas em 3 grupos de 5. No grupo A, as coroas foram torqueadas com torque de 32Ncm, de acordo com as instruções do fabricante; este grupo serviu como controle. No grupo B, as coroas foram torqueadas com 16Ncm, e no grupo C, com 48Ncm. Uma máquina de testes mecânicos aplicou carga cíclica entre 20 e 130N, com frequência de 6 Hz em um ponto determinado das coroas. Sensores de tensão foram instalados nas coroas, e registraram as micromovimentações após 100, 500, 1.000, 5.000, 10.000, 50.000 e 100.000 ciclos. Os autores verificaram que o grupo torqueado com 16Ncm apresentou maior micromovimentação do que os grupos torqueados com 32 e 48Ncm, em todos os intervalos de ciclos. Os autores concluíram que:

- i. A micromovimentação das interfaces implante/*abutment* se manteve constante ao longo dos 100.000 ciclos para todos os grupos, indicando que não ocorreu fadiga das conexões parafusadas;
- ii. As conexões parafusadas que foram sub-apertadas com 16Ncm (pré-carga inadequada) apresentaram micromovimentação significativamente maior na interface implante/*abutment*;
- iii. As conexões parafusadas que foram sobre-apertadas com 48Ncm apresentaram a menor quantidade de micromovimentação, sem dano aparente ao sistema devido ao sobreaperto;

- iv. A abertura máxima da interface implante/*abutment* foi calculada em 17µm quando o *abutment* foi torqueado em 16Ncm e carga de 130N foi aplicada.

Mitrani et al. (2001) compararam a precisão de 10 aparelhos eletrônicos de aplicação de torque (DEA 020, Nobel) com mais de 5 anos de uso clínico, com 4 aparelhos semelhantes novos, para verificar se o uso clínico altera a precisão da medida de torque nestes aparelhos. Para tanto, os conjuntos implante/*abutment* foram instalados em torquímetro digital, e o torque real de cada aparelho foi verificado, durante a aplicação de torques de instalação de 10, 20 e 32Ncm, nas programações de velocidades alta e baixa. Os autores verificaram que não houve diferença estatística entre os aparelhos usados e os aparelhos novos. Com isso, os autores concluíram que não houve alteração significativa na precisão dos aparelhos após 5 anos de uso clínico.

Segundo **Siamos et al. (2002)**, o parafuso de uma conexão parafusada só afrouxa se as forças externas que induzem a separação das partes for maior que a força que as mantêm unidas. Portanto, as forças de separação da conexão não devem ser eliminadas, mas sim mantidas abaixo do limite das forças de união. Portanto, os dois principais fatores envolvidos em manter os parafusos dos implantes apertados são: maximizar a força de travamento e minimizar as forças de separação da conexão. A força da conexão é afetada mais pela força de travamento do que pela resistência dos parafusos. A força de travamento é proporcional ao torque de aperto. Torques baixos permitem separação da conexão e resultam em fadiga do parafuso ou afrouxamento. Torques excessivos podem causar a falha do parafuso ou deformação das roscas do parafuso. O objetivo deste estudo foi verificar se o torque de aperto afeta o afrouxamento de parafusos sob condições de

carregamento mecânico simuladas. *Abutments* foram instalados com torques de 25, 30, 35 e 40Ncm. Os autores concluíram que:

- i. O reaperto de parafusos 10 minutos após a aplicação do torque inicial deveria ser realizado rotineiramente;
- ii. Aumentar o torque para parafuso de *abutments* acima de 30Ncm poderia ser benéfico para a estabilidade implante/*abutment*, e reduzir o afrouxamento de parafusos.

Standlee et al. (2002) avaliaram a precisão de 3 modelos de catracas torquímetro. Segundo os autores, apertos manuais dos parafusos de implantes apresentam erros de 15% a 48% do torque desejado. Operadores inexperientes tendem a sub-torquear os parafusos, enquanto operadores experientes tendem a sobre-torqueá-los. Os resultados dos testes mostraram que existiram variações consideráveis entre os modelos de torquímetros mecânicos.

No mesmo ano, **Tan e Nicholls (2002)** avaliaram a pré-carga induzida em parafusos protéticos de ouro por diferentes tipos de dispositivos: um torquímetro manual, um torquímetro digital e através de apertos com chaves de fenda manuais. Para tanto, foram colocados sensores de tensão em um pilar do tipo *Standard*, que recebeu as forças de aperto dos diferentes dispositivos: 10Ncm dos torquímetros manual e digital, e aperto com chave manual. Os resultados mostraram diferenças significativas nos níveis de pré-carga obtidos utilizando os diferentes dispositivos. A pré-carga média foi de 291,2N para o torquímetro manual regulado para 10Ncm, 340,3N para o torquímetro digital regulado a 10Ncm velocidade baixa, 384,4N para o torquímetro digital velocidade alta, e 140,8N para o aperto com chave de fenda manual. Foram encontradas diferenças significativas também entre operadores utilizando o torquímetro manual. Os autores concluíram que o aperto de parafusos

protéticos com chaves de fenda manuais resulta em pré-carga insuficiente no parafuso protético, e que os dispositivos de aplicação de torque apresentam grandes variações entre eles, e devem ser recalibrados periodicamente.

O objetivo do estudo de **Çehreli et al. (2004)** foi comparar o torque aplicado por torquímetros manuais ITI novos e usados. Quinze torquímetros foram testados: 5 novos, 5 utilizados entre 50 e 200 vezes, e 5 utilizados entre 500 a 1000 vezes. Os torques aplicados por cada torquímetro foram avaliados nos níveis de 35Ncm e 15Ncm, através de sensores de tensão conectados a um sistema de aquisição de dados. Os resultados mostraram que os torquímetros novos aplicaram maiores torques que os usados, para o valor de 35Ncm. Os torques aplicados pelo grupo 3 foram aproximadamente 1,5Ncm menores do que os outros grupos para o valor de 35Ncm, e aproximadamente 1Ncm menor para o valor de 15Ncm. Como conclusão, os autores afirmaram que os torquímetros manuais ITI aplicaram torques consistentes, embora pequena redução tenha ocorrido em consequência do uso clínico.

Segundo **Cho et al. (2004)** a causa mais provável da maioria dos afrouxamentos é o aperto inadequado do parafuso. Estes autores afirmaram que parafusos com encaixe sextavado para a chave de torque podem ser apertados em maior grau do que parafusos fendados. Este estudo avaliou longitudinalmente e comparou a frequência de afrouxamentos de parafusos em próteses sobre implantes de diâmetro regular (3,75mm e 4,0mm), com próteses sobre implantes de maior diâmetro (5,0mm e 6,0mm), apertados manualmente, e avaliou se a utilização de torquímetro diminuiria ou eliminaria este problema, caso ocorresse algum afrouxamento. Foram avaliados 213 implantes em 106 pacientes; 68 de diâmetro largo, e 145 de diâmetro regular. Os implantes largos apresentaram 5,8% de

afrouxamentos de parafusos, e os implantes de diâmetro regular 14,5%, após instalação das próteses com aperto manual dos parafusos. Quando os parafusos foram apertados com auxílio de torquímetro, não ocorreram mais afrouxamentos de parafusos. Os autores concluíram que os implantes de diâmetro largo apresentaram menor índice de afrouxamento que os implantes de diâmetro regular, quando apertados manualmente. Além disso, o uso de torquímetro para apertar os parafusos com o torque recomendado preveniu a ocorrência de afrouxamentos em todos os casos.

Segundo **Khraisat et al. (2004)**, os parafusos de ouro que substituíram os antigos parafusos de titânio no sistema CeraOne, torquados a 32Ncm, praticamente eliminaram o problema de afrouxamento de parafusos. Isto se deve à maior resistência à fratura e à tensão dos parafusos de ouro em relação aos parafusos de titânio, portanto, maior pré-carga pode ser gerada no parafuso de ouro.

Elias et al. (2006) verificaram o torque de desaperto de parafusos com diferentes tipos de revestimento. Foram utilizados implantes de hexágono externo de 3,75mm de diâmetro e 13mm de comprimento. Os parafusos estudados foram: 1. liga de titânio sem revestimento; 2. liga de titânio com revestimento de TiCN; 3. liga de titânio com revestimento de TiN; 4. liga de titânio com revestimento de Parylene N; 5. liga de titânio com revestimento de Teflon. Na primeira parte do estudo, onze parafusos de cada grupo foram testados com torques de aperto de 20, 30, 32, 35 e 40 Ncm, e em seguida, os torques de desaperto foram verificados. Os resultados mostraram que, para todos os tipos de parafuso, o torque de desaperto foi inferior ao torque de aperto.

Moriya et al. (2006) relataram que cada componente protético possui um valor de torque adequado em Ncm para sua instalação; embora o torque de 20Ncm

tenha sido estabelecido como seguro para a preservação da osseointegração, alguns sistemas adotam torques acima de 20Ncm. Uma força de cisalhamento é transmitida à interface osso/implante na ausência de um dispositivo de contra-torque. Esta força exerce efeito adverso no osso adjacente ao implante. Assim como torques de aperto insuficientes são prejudiciais mecanicamente para a manutenção de uma conexão estável entre o implante e o *abutment*, estes torques excessivos também podem ser prejudiciais biologicamente. Se um implante rodar durante o aperto do parafuso, torna-se necessário decidir quanto tempo esperar pela re-integração do implante ou se deve ser removido. O objetivo deste estudo foi verificar se cargas rotacionais aplicadas sobre implantes em diferentes períodos de tempo após sua instalação afetam o seu processo de osseointegração. Foram utilizados 135 ratos machos divididos em 5 grupos: controle (sem rotação), rotação após 2 semanas, rotação após 4 semanas, rotação após 8 semanas, e rotação após 12 semanas. A rotação foi realizada em 90° manualmente. O torque para remoção do implante foi medido *in vivo*. Os resultados evidenciaram pouca diferença entre os grupos que receberam rotação e o grupo controle, que não recebeu rotação. A conclusão dos autores foi de que a osseointegração não foi afetada adversamente pelas tensões rotacionais.

Segundo **Piermatti et al. (2006)**, a resistência do material do parafuso tem influência significativa na pré-carga. Tipicamente, os fabricantes de conexões parafusadas recomendam aperto de 75% a 80% do limite de elasticidade do material, como reserva para evitar deformações permanentes. Entretanto, quanto mais resistente for o parafuso, maior a pré-carga que pode ser atingida. Isto é verdade apenas parcialmente, pois após certo ponto de aperto do parafuso, a fricção entre as roscas do implante e do parafuso se torna tão grande que o hexágono da

cabeça do parafuso espana ou a chave de instalação quebra. Ainda segundo estes autores, um aspecto que deveria ser considerado para a redução do afrouxamento de parafusos é a aplicação de maiores valores de torque. Nos desenhos dos parafusos atuais, valores de torque de 40 ou até 50Ncm podem ser aplicados sem ocorrer deformação plástica. O uso de valores mais altos de torque poderia aumentar a pré-carga, e forneceria aumento na resistência à separação da conexão e maior estabilidade ao parafuso.

Quek et al. (2006) investigaram a resistência à fadiga de implantes e *abutments* de hexágono externo com diâmetro regular, estreito e largo. Cinco amostras de cada combinação implante/*abutment* nos três diâmetros foram testadas com 3 níveis de torque: 20% abaixo do recomendado, exatamente o torque recomendado (32Ncm), e 20% acima do torque recomendado. Uma máquina de fadiga de carregamento rotacional foi utilizada para aplicar a carga de 21N, em ângulo de 45° em relação ao longo eixo das amostras. Esta carga produziu um momento de força efetivo de 35Ncm na interface implante/*abutment*. Foram realizados 5.000.000 ciclos, com frequência de 14Hz, para todas as amostras. Houve diferença significativa nos resultados entre os diferentes diâmetros, mas não houve diferença entre os níveis de torque de aperto. Os resultados mostraram que as amostras de diâmetro largo apresentaram maior resistência à fadiga. Para situações clínicas, com cargas funcionais significantes, os implantes de diâmetro estreito poderiam apresentar maior risco de falha por fadiga.

No ano seguinte, **Hill et al. (2007)** testaram a habilidade de clínicos gerais para gerar pré-cargas nos parafusos de *abutments* utilizando chaves manuais em espaço limitado simulando a cavidade oral. Os resultados indicaram que o torque médio obtido pelo aperto com chave manual foi de 12,9Ncm, e apenas 6 dos 56

dentistas incluídos no estudo conseguiram aplicar torques acima de 20Ncm, valor inferior ao torque recomendado de 32Ncm para estes parafusos. Os autores concluíram que torquímetros mecânicos deveriam ser utilizados nas áreas posteriores da boca para estabelecer forças de pré-carga suficientes para os parafusos de *abutment*.

Segundo **Guda et al. (2008)**, o controle de torque é o método primário utilizado na odontologia para aperto dos parafusos dos *abutments*, e os fabricantes especificam o torque no qual os parafusos devem ser apertados para atingir a pré-carga ideal. Entretanto, existe imprecisão inerente aos torquímetros em geral, e variação significativa entre operadores e torquímetros. Isto significa que a pré-carga ideal pode não ocorrer de fato. Embora a pré-carga seja controlada pela aplicação de torque, ela também é afetada por outras variáveis, como fatores do desenho geométrico (o passo de rosca, as dimensões do sistema), as propriedades dos materiais dos componentes do implante (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson), assim como condições ambientais que afetam as interações dos materiais (variação da fricção superficial devido ao estado de lubrificação das superfícies de contato do parafuso do *abutment* e do orifício do implante). É incerto o efeito destas variáveis na pré-carga obtida no complexo implante/*abutment* após aperto do parafuso. O objetivo deste estudo foi examinar a variabilidade inerente das propriedades do material, interações de superfície, e torque aplicado em um sistema de implante de hexágono externo para determinar a probabilidade obtenção dos valores desejados de pré-carga e identificar as variáveis que afetam significativamente a pré-carga. Com o uso de *softwares*, o parafuso do *abutment* foi submetido a um torque de aperto, e a pré-carga foi determinada por análise de elementos finitos. O programa de elementos finitos estava integrado a um software

de análise probabilística. Distribuições probabilísticas separadas foram determinadas para o coeficiente de fricção em ambientes com boa lubrificação e a seco. A análise probabilística foi realizada e a distribuição cumulativa de pré-carga foi determinada para cada ambiente. A partir dos resultados, os autores concluíram que a lubrificação das superfícies das roscas entre o parafuso do *abutment* e o orifício do implante afeta a pré-carga desenvolvida pelo complexo implante/*abutment*. Para as superfícies bem lubrificadas somente 50% dos implantes teriam valores de pré-carga dentro da variação aceitável. Esta probabilidade pode ser melhorada com a aplicação de um torque mais alto que o recomendado, ou de um torque com maior controle. É também sugerido que materiais com maior módulo de elasticidade deveriam ser utilizados na fabricação do parafuso do *abutment* para atingir maior pré-carga.

Em um estudo no mesmo ano **Quek et al. (2008)** avaliaram a resistência à fadiga de quatro desenhos de interface implante/*abutment*:

- i. Brånemark-CeraOne; (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia); hexágono externo;
- ii. 3i Osseotite-STA *abutment* (Biomet 3i, Palm Beach Gardens, Flórida, EUA); hexágono externo;
- iii. Replace Select-Easy *abutment* (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia); câmeras em tubo;
- iv. Lifecore Stage-1-COC *abutment* (Lifecore Biomedical, Minnesota, EUA).

Foram aplicados 3 níveis diferentes de torque de aperto (recomendado, -20% do recomendado, +20% do recomendado) aos 4 sistemas de implantes. Foram formados 12 grupos com 5 amostras em cada grupo. A máquina de fadiga por carregamento rotacional submeteu as amostras a um momento de flexural de

35Ncm aplicado de forma senoidal, à frequência de 14Hz. O número de ciclos até a falha foi registrado. Um corte de 5.000.000 ciclos foi aplicado como limite máximo de ciclagem. As seguintes falhas foram observadas:

- 2 falhas nos implantes e 1 falha no parafuso do *abutment* no sistema Brånemark;
- 5 falhas nos parafusos dos *abutments* e 4 falhas nos implantes do sistema 3i;
- 1 falha no implante no sistema Replace Select;
- 5 falhas no *abutment* do sistema Lifecore.
- Houve diferença estatística no número de falhas entre os grupos de torque - 20% e +20%.

Os autores concluíram que a resistência à fadiga e a localização das falhas são específicas de cada sistema, e são relacionadas às características do desenho das combinações implante/*abutment*. Além disso, ressaltaram a importância de utilizar o nível de torque recomendado pelos fabricantes.

Valee et al. (2008) compararam a precisão de torquímetros mecânicos por fricção (desarmam quando atingem o torque específico) com torquímetros mecânicos por molas (possuem escala de torque que é observada visualmente) na aplicação de valores de torque específicos. Foram utilizados 5 torquímetros mecânicos de 6 fabricantes distintos, num total de 30 torquímetros novos. 3 tipos eram por fricção e 3 tipos eram com molas. Para avaliação do torque aplicado, os torquímetros foram ligados a sensores de tensão. Os picos de torque foram registrados pelos sensores, e o procedimento de aplicação de torque foi repetido 50 vezes para cada torquímetro. Os resultados do estudo foram significativamente favoráveis aos torquímetros mecânicos com molas. Os autores concluíram que os

torquímetros com molas são significativamente mais precisos que os torquímetros por fricção na obtenção de valores de torque específicos.

Choi et al. (2009) avaliaram os efeitos de diferentes técnicas, forças e métodos de aperto de parafusos nas tensões de pré-carga geradas em uma estrutura metálica bem adaptada sobre implantes de conexão cônica interna (Astra), parafusada diretamente sobre os implantes em modelos de gesso feitos a partir de moldagem de transferência da estrutura. Os resultados demonstraram que a técnica em dois passos para atingir o torque desejado gerou maiores tensões que a técnica para atingir o torque desejado em passo único.

2.2 FORÇAS MASTIGATÓRIAS, CICLOS MASTIGATÓRIOS, E ÁREA EFETIVA DE CONTATOS OCLUSAIS EM HUMANOS

Em trabalho pioneiro **Yurkstas e Manly (1949)** desenvolveram instrumento para medir a área de contato oclusal efetivo dos dentes molares e pré-molares de um lado da boca, em milímetros quadrados. As medidas foram obtidas em 50 indivíduos. Não houve diferença significativa na medida da área correspondente a dentes maxilares ou mandibulares. A média da área efetiva oclusal foi de $34,8\text{mm}^2$ para todos os indivíduos, e de $48,4\text{mm}^2$ para os indivíduos com dentição completa. A área medida desta maneira foi apenas uma pequena fração da superfície oclusal total, mas provavelmente representa a fração da área total que está envolvida na mastigação porque se verificou que está bem correlacionada com o desempenho mastigatório.

- O primeiro molar forneceu 36,7% da área efetiva total em uma dentição completa. (mandíbula: 16,4mm²; maxila: 17,0mm²);
- Segundo molar: 27,9% (mandíbula: 12,5mm²; maxila: 12,6mm²);
- Terceiro molar: 15,4% (mandíbula: 6,9mm²; maxila: 6,1mm²);
- Segundo pré-molar: 12,9% (mandíbula: 5,4mm²; maxila: 3,6mm²);
- Primeiro pré-molar: 8,1% (mandíbula: 3,6mm²; maxila: 6,4mm²);
- Quadrante mandibular: 34,9mm²;
- Quadrante maxilar: 34,7mm²;

A respeito da força mastigatória em humanos, **Hobkirk e Psarros (1992)** verificaram as forças mastigatórias associadas a superfícies oclusais de acrílico ou de porcelana em próteses sobre implantes em oposição à dentição natural, em 5 indivíduos saudáveis. A média da força mastigatória máxima dos indivíduos variou de 9,8N a 42,8N. A média da frequência mastigatória variou de 5,8 a 9,0Hz. Os autores concluíram que as forças mastigatórias variaram muito entre os indivíduos, porém foram consistentes para cada indivíduo. Não houve diferenças entre os materiais das superfícies oclusais.

Segundo **Richter (1995)**, implantes unitários na região de molares recebem cargas verticais máximas de 120 a 150N; o apertamento em oclusão cêntrica causa carga de aproximadamente 50N para dentes naturais e implantes.

Tortopidis et al. (1998) relataram que medidas de forças máximas de mordida variam muito de estudo para estudo; que a força máxima de mordida na região de molares se situa na faixa de 600 a 750N; que hábitos parafuncionais como o bruxismo podem acarretar no aumento da força de mordida; que indivíduos com disfunções têmporo-mandibulares (DTMs) apresentam força de mordida menor que

indivíduos sadios. Neste estudo, a média da força máxima de mordida unilateral verificada pelos autores foi de 428N.

Gateau et al. (1999), em estudo *in vitro*, compararam a resistência de 3 tipos de materiais para núcleo de preenchimento sob condições mastigatórias simuladas. A carga mastigatória utilizada para os ensaios foi de 400N, o que segundo os autores correspondeu à força muscular mais alta desenvolvida durante atividades funcionais ou parafuncionais. Foram realizados 1.5 milhões de ciclos mastigatórios, o que segundo os autores, correspondeu a 4 anos de função mastigatória normal.

No mesmo ano, foi publicado outro estudo no qual foi analisada a força de mordida em 3 diferentes estágios de contração muscular: força máxima, 60% e 30%. Foi feita a correlação destes 3 níveis de força muscular com a força de mordida e com a área oclusal efetiva. Os resultados obtidos estão sintetizados na tabela a seguir:

	Força de Mordida (N)	Área de Contato Oclusal (mm ²)	Pressão de Mordida Média (N/mm ²)
30% da força	520 (±431)	14,0 (±12.7)	37,14
60% da Força	806 (±414)	21,3 (±12.1)	37,84
Máxima	1181 (±351)	30,2 (±10.7)	39,10

Os resultados indicaram que a força de mordida e a área de contato oclusal aumentaram de acordo com o aumento da força de apertamento muscular. Em contraste, a média da pressão de mordida, que é obtida dividindo-se a força de mordida pela área de contato oclusal, permaneceu inalterada independentemente da força de aperto, pois conforme a força de mordida aumentou, a área de contato oclusal também aumentou proporcionalmente.

Segundo **Morneburg et al. (2002)**, força mastigatória pode ser definida como toda a força transferida para os arcos dentais quando o bolo alimentar é mastigado. As medidas durante a mastigação variam amplamente, com forças de 17N até 450N. Neste estudo, os autores desenvolveram um arranjo de sensores de tensão que permitiu a medição da força mastigatória transferida a uma prótese fixa sobre implantes, e como esta força se dissipou entre os implantes. Estas próteses sobre implantes com sensores foram instaladas em 9 indivíduos. A força mastigatória média dos 9 indivíduos foi de 220N, com força máxima de 450N. Os *abutments* individualmente foram submetidos a cargas médias de 91N (*abutment* anterior) a 129N (posterior), com o máximo de 314N.

Após a obtenção destes resultados, **Morneburg e Proschel (2003)** investigaram se modificações no formato oclusal de coroas implantossuportadas reduziram a carga resultante nos implantes. Participaram do estudo 10 pacientes, com ausências dentárias parciais na região posterior, restauradas por próteses fixas de 03 elementos sobre 02 implantes. Foram utilizados 03 tipos de prótese: cúspides inclinadas, cúspides planas, e mesa oclusal reduzida. Os pilares das próteses foram equipados com sensores de tensão para as medições das cargas. Foram utilizadas balas de goma para simular alimento consistente, e pão de forma para simular alimento macio. Na mastigação de bala de goma, a média das forças axiais observada para os 3 tipos de formato oclusal ficou entre 264N e 284N. Na mastigação de pão de forma, as forças ficaram entre 100N e 110N. As cargas laterais observadas nos arranjos com cúspides inclinadas e planas foram de 27Ncm e 24Ncm respectivamente. O arranjo com mesa oclusal reduzida apresentou redução nas forças laterais de 48%, para média de 11Ncm. A conclusão dos autores foi de que a redução da mesa oclusal em 30% causou redução significativa nos

componentes laterais de força. Esta redução poderia ser indicada em casos de carregamento desfavorável. Além disso, a mastigação de alimentos macios poderia ser indicada durante o período de cicatrização nos casos de carga imediata.

Segundo **Winkler et al. (2003)**, estudos *in vitro* que examinaram a dinâmica do afrouxamento de parafusos utilizado máquinas hidráulicas de teste possuem grandes limitações devido às dificuldades de reproduzir a natureza complexa do ciclo mastigatório. Variáveis clínicas como altas cargas de impacto intermitentes, ângulos variáveis de aplicação de cargas, e posições variáveis de aplicação de carga em relação ao eixo do implante, podem ter efeitos danosos significantes na interface implante/*abutment*, levando ao afrouxamento e falha do parafuso. Estudos de fadiga cíclica frequentemente relatam aplicações de cargas de 100 a 200N, que são os valores mínimos relatados em estudos de carga mastigatória máxima (200 – 3.500N). Considera-se que um indivíduo tenha 3 episódios de mastigação por dia, cada um com 15 minutos, numa frequência mastigatória de 60 ciclos por minuto. Isto produz o equivalente a 2.700 ciclos mastigatórios por dia, ou 1.000.000 de ciclos por ano. Simular corretamente estes parâmetros de mastigação normais, segundo o autor, é um processo demorado e um desafio técnico.

Attia e Kern (2004), para simular as condições intra-orais, utilizaram um aparelho de simulação de ciclos mastigatórios (Willitec Kausimulator Version 3.1.3; Willitec, Munique, Alemanha) em ambiente aquoso, por 600,000 ciclos mastigatórios. A frequência dos ciclos foi de 1.2Hz, com energia cinética de 2250×10^{-6} J, carga máxima de 49N, e componente lateral de 0,3mm. Bolas de cerâmica Steatite (4mm de diâmetro, Hoechst Ceram Tec, Wunsiedel, Alemanha) foram utilizadas como superfícies antagonistas para simular os dentes da arcada oposta. Segundo os

autores, a força mastigatória média durante a mastigação e deglutição em humanos é de 40N, enquanto forças máximas de mastigação posterior variam de 200 a 540N.

Khraisat et al. (2004), para realização de ensaios de simulação mastigatória, estabelecem alguns parâmetros como: média da força oclusal posterior máxima de 35-330N para próteses fixas sobre implantes; frequência mastigatória humana normal de aproximadamente 75 ciclos por minuto; 1.000.000 ciclos equivaleriam a 40 meses de função simulada; e 500.000 ciclos equivaleriam a 20 meses de função oral simulada.

Segundo **Stegaroiu et al. (2004)**, a utilização de resina acrílica nas superfícies oclusais de próteses protegeriam a conexão osso/implante. De fato, o amortecimento da força máxima transmitida aos implantes foi relatado por estudos *in vitro* utilizando forças de impacto em superestruturas com revestimento acrílico. Entretanto, não foram encontradas diferenças significantes entre medições com sensores de tensão *in vivo* da força máxima ao nível do *abutment* com superfícies oclusais de porcelana *versus* superfícies de resina acrílica. Semelhantemente, não foram encontradas diferenças significantes nos parâmetros clínicos, radiológicos ou histométricos dos tecidos periimplantares suportando próteses fixas revestidas com resina acrílica ou metalocerâmicas em um estudo em cães. Em comparações das tensões no osso sob carregamento estático com materiais oclusais como resina acrílica, liga de ouro, e porcelana, a maioria dos trabalhos com elementos finitos não mostra diferenças entre os materiais para coroas unitárias, e somente pequenas diferenças para próteses fixas. Também não foram verificadas diferenças entre superfícies oclusais revestidas por resina composta ou por porcelana. Isto se deve ao fato da mandíbula ser desacelerada anteriormente ao contato dentário, em contraste às forças de impacto. Como as forças de impacto ocorrem somente por

acidente durante a mastigação, o efeito de absorção de choque dos materiais resilientes pode não ser relevante durante a maior parte da mastigação. O objetivo deste estudo foi verificar o efeito de 3 tipos de materiais restauradores nas tensões ao redor de implantes sob carregamento estático e dinâmico sem impacto. Foram preparadas 5 coroas com resina composta, 5 com resina acrílica e 5 com liga de ouro. As coroas foram instaladas sobre implantes ITI. Os *abutments* foram carregados em máquina de ensaios, com forças estáticas e cíclicas de 0 a 100N, dentro da faixa de forças oclusais posteriores máximas para próteses fixas suportadas por implantes (35 a 330N). O carregamento dinâmico foi conduzido a 75 ciclos/minuto, na faixa da frequência de mastigação humana média. Os resultados mostraram que não houve diferença significativa entre os materiais restauradores sob ambas as condições de carregamento. Com isso, os autores concluíram que os 3 materiais testados tiveram a mesma influência na transmissão de tensões ao redor de implantes unitários.

Segundo **Curtis et al. (2006)**, uma restauração dental é sujeita rotineiramente a cargas mastigatórias que ultrapassam 200N, enquanto forças de apertamento e bruxismo nos casos mais severos podem exibir cargas de até 1221N, com forças de mordida variando de 150 a 665N. O nível típico de cargas mastigatórias ao qual restaurações de porcelana são submetidas durante sua utilização é de 80N. Os autores desenvolveram um regime de carregamento mastigatório simulado para testar a resistência de coroas de porcelana. Neste regime de carregamento, os corpos de prova foram submetidos a carregamento cíclico com 10.000 e 100.000 ciclos, com carga de 80N, e frequência de 2,8Hz.

Segundo **Quek et al. (2006)**, 1.000.000 ciclos de simulação mastigatória equivalem à vida clínica de 4 a 20 anos.

Em um estudo que avaliou a eficácia clínica de próteses sobre implantes retidas por cimento e parafusos, **Kim et al. (2009)** utilizaram carga de compressão senoidal de 30 a 120N, com frequência de 2Hz, num total de 500.000 ciclos. Segundo os autores, a frequência de carregamento de 2 vezes por segundo seria semelhante à frequência mastigatória humana, que é de 75 vezes por minuto. Cinco mil ciclos de carga foram aplicados com forças compressivas senoidais de 30 a 120N, o que equivaleu a 6 meses de mastigação em humanos adultos. A força compressiva entre 30 e 120N esteve dentro do limite dos valores médios de força mastigatória máxima na área de molares exercida por próteses fixas sobre implantes. Após o carregamento cíclico, os torques de desaperto dos parafusos dos *abutments* foram medidos, assim como a desadaptação marginal das próteses. Os resultados não mostraram diferenças significantes quanto ao afrouxamento de parafusos nos dois tipos de próteses. Foi observada diferença significativa nos níveis de desadaptação, sendo que os melhores níveis de adaptação foram obtidos pelas próteses parafusadas-cimentadas. A conclusão dos autores foi de que as forças geradas no torque do parafuso do *abutment* de próteses parafusadas-cimentadas não causaram maior afrouxamento dos parafusos do *abutment* em relação a próteses puramente cimentadas. As próteses parafusadas-cimentadas apresentaram melhores resultados de adaptação marginal, possivelmente resultado de melhor assentamento causado pelo parafusamento.

Segundo **Oie et al. (2010)**, em japoneses do sexo masculino com oclusão normal, a área de contato oclusal foi medida em $18 \pm 0,9 \text{ mm}^2$, e a força oclusal foi de $1001,26 \pm 411,0 \text{ N}$.

2.3 ENSAIOS DE CONTROLE DE TORQUE E/OU CICLAGEM MECÂNICA PARA AVALIAÇÃO DA PRÉ-CARGA DE PARAFUSOS DO *ABUTMENT* EM IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS

Sobre ensaios de controle de torque, **Shigley e Misonke (1989)** relataram que o controle do torque é um método utilizado para avaliar a estabilidade da conexão parafusada, verificando ou testando o apertamento do parafuso. O processo consiste em um operador avançar o parafuso delicadamente na direção do apertamento, observando o valor de torque inicial, utilizando medidor de torque eletrônico. Se o torque inicial ao qual o parafuso foi apertado é conhecido, o controle do torque pode fornecer informações a respeito do torque residual, portanto, o potencial para afrouxamento da conexão. Segundo os autores, esta técnica é uma abordagem bem aceita na engenharia. **Khraisat et al. (2004 II)** complementam que, considerando diversos estudos na literatura, o torque de aperto do parafuso é de grande importância na manutenção da pré-carga na conexão parafusada; portanto, assumiu-se que os valores de torque de desaperto registrados quando se remove um parafuso de *abutment* sejam a medida da pré-carga remanescente no parafuso.

Breeding et al. (1993) realizaram estudo comparando o efeito do carregamento mecânico no torque de remoção dos parafusos dos *abutments* de 03 sistemas de implantes: 1 sistema com conexão em hexágono externo, 1 com conexão em hexágono interno e 1 com conexão em octógono interno. Foram analisados *abutments* retos anti-rotacionais para próteses unitárias. Os implantes foram imersos em matrizes de resina acrílica. Sobre os *abutments* foram enceradas réplicas de coroas, com inclinação cuspídea de 15°. No Grupo 01, os *abutments* foram parafusados aos implantes com torque de instalação de 22,6Ncm. Os

parafusos foram reapertados 10 minutos depois com o mesmo torque, para eliminar o efeito de acomodação entre as superfícies metálicas do parafuso, do *abutment* e do implante. Dois minutos após o segundo aperto, foi medido o torque de desaperto dos parafusos. Os parafusos foram apertados novamente, reapertados após 10 minutos, e foram então colocados na máquina de aplicação de carga. Foram realizados 16.667 ciclos, ou 3,25 horas de ensaio. Foi aplicada carga vertical de 60N, controlada por molas calibradas, através de ponta esférica que percorria 1mm na superfície inclinada de 15°, gerando forças axiais e oblíquas. Após o carregamento mecânico, foi medido o torque de desaperto dos parafusos dos *abutments*. No Grupo 02, foi executada uma metodologia semelhante, diferindo apenas na aplicação de adesivo nas roscas dos parafusos previamente ao aperto. O Grupo 03 foi levado à máquina de ensaios e submetido a 100.002 ciclos, ou 19,5 horas, o que segundo os autores seria equivalente a 6 meses de uso intra-oral. Após os ensaios, os autores concluíram que não houve diferença significativa no torque de remoção dos parafusos dos sistemas com conexão hexágono externo e octógono interno. O sistema com conexão hexágono interno apresentou queda significativa no torque de remoção após o ensaio simulando 1 mês de função. A aplicação de adesivo não afetou significativamente o torque de remoção dos sistemas hexágono externo e octógono interno, apenas aumentou significativamente o torque de remoção do sistema hexágono interno. Os autores relataram, entretanto, que o pouco tempo de estudo e a metodologia simplificada foram limitações que podem ter influenciado os resultados.

Em outro trabalho no mesmo ano, os autores apresentam testes para o aprimoramento dos implantes ITI. Neste sistema, a conexão entre o *abutment* e o implante é realizada por base cônica de 8° parafusada. Neste estudo, foram

comparados *abutments* sólidos em forma de parafusos planos convencionais, e *abutments* sólidos modificados, em forma de parafusos cônicos com haste rosqueada. Foram realizados testes de carga estática e dinâmica. Nestes testes, os autores verificaram valores 20% superiores para os torques de desaperto dos *abutments* cônicos em comparação aos *abutments* planos convencionais nos testes estáticos. Nos testes dinâmicos esses valores foram ainda maiores, chegando a 50% de diferença entre o torque de aperto e desaperto para os *abutments* planos convencionais (Sutter et al., 1993).

Dixon et al. (1995) realizaram estudo comparando o efeito do carregamento mecânico no torque de remoção de 03 sistemas de implantes; 1 sistema com conexão em hexágono externo, e 2 sistemas com conexões internas. Foram analisados *abutments* retos e angulados de 25° e 30°. Os implantes foram imersos em matrizes de resina fotopolimerizável. Sobre os *abutments* foram enceradas réplicas de coroas, com inclinação cuspídea de 25°, e mesa oclusal plana. Os *abutments* foram parafusados aos implantes, e o torque de instalação foi medido. Os parafusos foram reapertados 10 minutos depois para eliminar o efeito de acomodação entre as superfícies metálicas do parafuso, do *abutment* e do implante. Três minutos após o segundo aperto, foi medido o torque de desaperto dos parafusos. Os parafusos foram apertados novamente, e reapertados após 10 minutos, e foram, então, colocados na máquina de aplicação de carga. Óleo lubrificante foi aplicado sobre as superfícies metálicas para diminuir o atrito entre as peças. Foram realizados 16.667 ciclos, ou 4,63 horas de ensaio, com frequência de 60 ciclos/minuto, o que segundo os autores equivaleu a 1 mês de função. Foi aplicada carga vertical de 26,69N através de ponta esférica que percorria 4mm da superfície oclusal das coroas: 3mm na superfície inclinada de 25° e 1mm sobre a

superfície oclusal plana. Após o carregamento mecânico, foi medido o torque de desaperto dos *abutments*. Após os ensaios, os autores concluíram que não houve diferença significativa entre os *abutments* retos e angulados nos três sistemas com relação ao torque de remoção, e que o pouco tempo de estudo e a metodologia simplificada foram sérias limitações que podem ter influenciado os resultados.

Hoyer et al. (2001) compararam a fadiga de pilares do tipo UCLA em implantes de hexágono externo de diâmetro convencional (3,75 x 15mm), e de diâmetro largo (6,0 x 15mm). Foram construídas 10 coroas a partir de 10 pilares UCLA: 5 com diâmetro 3,75mm e 5 com diâmetro 6,0mm. Para simular uma situação comum em laboratórios de prótese, 2 *abutments* de cada grupo foram aliviados com broca esférica. Os implantes de 3,75mm foram torqueados com 32Ncm, e os implantes de 6,0mm com 25Ncm. As estruturas foram carregadas dinamicamente a 10Hz, com força não axial de 120 ± 10 N. Sensores de tensão foram posicionados sobre os *abutments* para medir a abertura da conexão. Medidas foram feitas nos intervalos de 1.000, 10.000, 100.000 e 500.000 ciclos. A partir dos resultados observados, os autores concluíram que:

- i. As interfaces implante/*abutment* de 3,75mm e de 6,0mm de hexágono externo mostraram abertura semelhante após os períodos de carregamento dinâmico;
- ii. Os *abutments* que sofreram ajustes laboratoriais apresentaram redução significativa na resistência à fadiga.

Martin et al. (2001) compararam os ângulos de rotação durante o apertamento e o torque de desaperto de 4 tipos de parafusos: Gold-Tite (3i), Torq-Tite (Nobel), parafuso de ouro e parafuso de titânio. Cada *abutment* foi instalado em um implante de hexágono externo de 3,75 x 18mm. As medidas dos ângulos

rotacionais foram obtidas para os 4 tipos de parafuso, nos torques de 20Ncm e 32Ncm. Os torques de remoção dos parafusos também foram medidos. Nos resultados foi verificado que os implantes Torq-Tite obtiveram os maiores ângulos rotacionais, e que os parafusos Gold-Tite obtiveram os maiores valores de pré-carga. A partir dos resultados obtidos, os autores concluíram que os parafusos Gold-Tite e Torq-Tite com superfícies aprimoradas ajudaram na redução do coeficiente de fricção, produzindo maiores valores de ângulo de rotação e de pré-carga que os parafusos convencionais de ouro e de titânio.

Khraisat et al. (2002) realizaram estudo com o objetivo de comparar a resistência à fadiga de dois sistemas de implantes com conexões diferentes: Brånemark, com hexágono externo, e ITI, com conexão cônica interna de 8°. Foram utilizados 7 implantes de cada sistema, nos quais foram instalados *abutments* do tipo CeraOne (Brånemark) e Solid Abutment (ITI). *Copings* fundidos idênticos foram cimentados sobre os componentes. Os corpos de prova foram posicionados na máquina de testes, que possuía contagem eletrônica de ciclos e sensores de desligamento, possibilitando registrar o número de ciclos até a falha. Carga cíclica de 100N foi aplicada perpendicularmente ao longo eixo dos implantes, com frequência de 75 ciclos/minuto. Para simular 6 anos de função, foram definidos 1.800.000 ciclos. Para os implantes Brånemark foram verificadas fraturas de todos os parafusos do *abutment* entre 1.178.023 e 1.733.526 ciclos. Para os implantes ITI, não foram verificadas fraturas até 1.800.000 ciclos. Os autores concluíram que o efeito do desenho das conexões na resistência à fadiga foi significativamente melhor para os implantes ITI em comparação aos implantes Brånemark.

Lee et al. (2002) investigaram os efeitos da mastigação simulada nos componentes dos implantes utilizando análise de ondas para documentar os

mecanismos básicos do afrouxamento de parafusos. Para tanto, foi construído um mecanismo pneumático de aplicação de cargas cíclicas no intuito de simular movimentos mastigatórios. Foram utilizados 13 implantes de hexágono externo de 4,0mm, nos quais foram instalados pilares *Standard* de 4,0mm, sobre os quais foram instalados cilindros de ouro parafusados com parafusos de ouro. Sobre os cilindros foram fabricadas coroas metálicas de ouro idênticas. O parafuso do *abutment* foi torqueado com 20Ncm, e o parafuso protético foi torqueado com 10Ncm, utilizando dispositivo eletrônico de aplicação de torque. Carga de 100N foi aplicada sobre 10 dos implantes em ângulo de 30° em relação ao longo eixo para simular a tensão da raiz de um incisivo central. Três implantes foram carregados verticalmente como controles. O contato entre o dispositivo de aplicação de carga e a coroa foi ajustado para 0,2s, com frequência de 1Hz, que simulou o contato dentário durante o ciclo mastigatório. Foram aplicados 1.000.000 ciclos sobre os implantes, o que segundo os autores correspondeu a aproximadamente 1 ano de função mastigatória *in vivo*. Dos 10 parafusos de ouro carregados com 30° de inclinação, 4 afrouxaram antes de 1.000.000 ciclos. Nenhum dos 3 parafusos carregados axialmente afrouxou. Nenhum parafuso dos *abutments* afrouxou. Os autores concluíram que é recomendável o torque de mais de 10Ncm para os parafusos protéticos nos sistema hexágono externo.

Squier et al. (2002) verificaram se a anodização de superfície (recobrimento da superfície de titânio dos *abutments* para identificação por cores das dimensões do *abutment*) e a redução da área do cone morse devido à presença de um indexador interno de posicionamento protético têm efeito no torque de afrouxamento destes *abutments*. Foram utilizados 80 implantes divididos em 4 grupos: 1- sem anodização e sem indexador; 2- com anodização e sem indexador; 3- sem

anodização e com indexador; 4- com anodização e com indexador. Todos os *abutments* foram instalados com torque de 35Ncm, controlado por dispositivo eletrônico de torque. O mesmo dispositivo foi utilizado para medir o torque de desaperto destes parafusos. Após a aplicação do torque, os conjuntos foram armazenados em temperatura ambiente, e os torques de desaperto foram medidos 30 dias depois. Os autores concluíram que:

- i. A adição do indexador interno não afetou negativamente a resistência ao afrouxamento dos *abutments*;
- ii. A anodização da superfície dos *abutments* reduziu a resistência ao afrouxamento em aproximadamente 20%.

Lang et al. (2003), relataram que a relação entre o torque aplicado no aperto de um parafuso e a quantidade de pré-carga obtida é expressa pela fórmula:

$$T_{in} = F_p \left(\frac{P}{2\pi} + \frac{\mu_t r_t}{\cos \beta} + \mu_n r_n \right)$$

Onde:

T_{in} = torque aplicado no parafuso;

F_p = pré-carga criada no parafuso;

P = passo de rosca;

μ_t = coeficiente de fricção entre as roscas do parafuso e do implante;

r_t = o raio de contato efetivo da rosca;

β = o meio-ângulo da rosca;

μ_n = o coeficiente de fricção entre a cabeça do parafuso e a superfície superior da conexão;

r_n = o raio de contato efetivo entre a cabeça do parafuso e a superfície da conexão.

Segundo os autores, o coeficiente de fricção é produto de 30 a 40 variáveis que afetam a fricção observada em uma rosca de parafuso e em uma conexão parafusada. Este coeficiente de fricção deve ser determinado experimentalmente antes de adicionar o seu valor na fórmula acima. No estudo realizado, foi examinado o desenvolvimento da pré-carga em um complexo implante/*abutment* usando análise de elementos finitos. Foram desenvolvidos dois modelos virtuais: 1- implante Brånemark MKIII hexágono externo 3,75mm x 10mm, com um pilar do tipo CeraOne, e um parafuso do tipo Unigrip; 2- implante Replace Select triângulo interno, 4,3mm x 10mm, pilar Straight Esthetic de titânio com parafuso TorqTite. Os parafusos foram apertados com incrementos de torque de 1Ncm, de 0 a 64Ncm. Os resultados mostraram que o padrão de distribuição de forças gerou transferência de força de pré-carga do parafuso para o implante durante o aperto. Utilizando o torque recomendado pelo fabricante de 32Ncm não foi obtida pré-carga de 75% do valor do limite de proporcionalidade do parafuso. Os autores concluíram que:

- i. O torque de 32Ncm nos implantes Brånemark gerou pré-carga aquém da ideal (825Ncm), ou 75% do limite de proporcionalidade, como recomendado para conexões parafusadas de implantes;
- ii. A pré-carga obtida nos implantes Replace utilizando os parafusos TorqTite (com aprimoramento de superfície) ficou aquém da ideal (825Ncm) utilizando um torque de 32Ncm, porém foi 30% maior do que a pré-carga obtida pelos implantes Brånemark;
- iii. Quando o coeficiente de fricção para a interface entre as roscas do parafuso e as roscas do implante foi reduzido experimentalmente, a pré-carga produzida pelos torques recomendados pelo fabricante nos dois sistemas foi muito maior.

A proposta do estudo de **Alkan et al. (2004)** foi investigar a distribuição de tensões em parafusos de implantes pré-torqueados, em 2 tipos de conexão implante/*abutment*. Para este fim foram desenvolvidos 03 modelos distintos para a análise tridimensional por elementos finitos: 1- Brånemark, hexágono externo. 2- ITI cone morse com munhão sólido. 3- ITI cone morse com parafuso passante e octógono interno. A pré-carga foi simulada nos parafusos dos *abutments* através da simulação da contração térmica do parafuso. Os conjuntos passaram por simulação de carregamento estático nas seguintes condições: 10N horizontal; 35N vertical; 70N oblíquo. Com base nos resultados deste estudo, os autores concluíram que os valores máximos de tensões dos parafusos sob carregamento simulado permaneceram muito abaixo dos valores do limite de elasticidade dos parafusos, para os dois tipos de conexão. Portanto, os resultados sugerem que nenhum dos dois sistemas testados deveria apresentar falhas sob cargas mastigatórias simuladas.

Cantwell e Hobkirk (2004) desenvolveram estudo para verificar se parafusos protéticos de ouro perdem pré-carga ao longo do tempo. Foram utilizados componentes Standard Nobel Biocare. Sensores de tensão montados nos pilares Standard formaram um transdutor para medir a pré-carga. Cinco jogos de parafuso protéticos novos, cilindros protéticos e parafusos do pilar Standard foram montados sobre um implante Brånemark de hexágono externo, utilizando o pilar transdutor. Os parafusos foram torqueados com 10Ncm. A pré-carga foi monitorada por 15 horas. A pré-carga variou de 157,5 até 488,9N (média de 319,6N), com redução média ao longo das 15 horas de 24,9%, sendo que 40,2% desta perda ocorreu nos 10 segundos após o aperto. O relaxamento torsional da haste do parafuso, o efeito de acomodação, e a deformação plástica localizada das roscas do parafuso e do pilar

foram as explicações mais prováveis para este fenômeno. A conclusão dos autores foi de que parafusos protéticos de ouro novos sofrem perda significativa de pré-carga após a instalação.

O objetivo dos autores neste estudo (**Çehreli et al., 2004 II**) foi comparar a resistência à fadiga dinâmica de *abutments* sólidos ou com parafuso passante conectados a implantes cone morse ITI com octógono interno. Os *abutments* foram instalados aos implantes com torque de 35Ncm. Carregamento dinâmico cíclico, axial e lateral, com cargas máximas de $75 \pm 5\text{N}$ foi aplicado aos implantes pelo total de 500.000 ciclos, com frequência de 0,5Hz, em ângulo de 20°. Estas condições, segundo os autores, simularam as piores condições encontradas *in vivo*, como bruxismo. Anteriormente ao experimento e a cada 100.000 ciclos de carregamento, medições com Periotest foram realizadas. Os valores do torque de desaperto dos *abutments* foram medidos ao final do experimento. Todos os *abutments* ao final do experimento se mostraram clinicamente imóveis e sem sinais de falhas mecânicas. Os resultados das medições com Periotest foram semelhantes para os dois tipos de *abutments*, e os resultados do torque de desaperto foram superiores para os *abutments* sólidos. Os autores concluíram que resultados em longo prazo previsíveis podem ser alcançados com os *abutments* sólidos ou com parafuso passante para restaurações cimentadas, porém os *abutments* sólidos apresentaram maior torque de desaperto do que os *abutments* com parafuso passante.

Khraisat et al. (2004) investigaram o efeito da fadiga no afrouxamento de parafusos do *abutment* e na resistência à flexão de um sistema de implantes de hexágono externo para implantes unitários após o carregamento cíclico lateral. Foram utilizados quinze conjuntos de implantes Brånemark Mk IV (4 x 10mm) e *abutments* CeraOne (3mm). Os parafusos foram torqueados em 32Ncm com o

auxílio de torquímetro, e retorqueados após 10 minutos. Após 5 minutos, o torque de desaperto foi medido. Após esta medição, os parafusos foram torqueados e retorqueados, e posicionados na máquina de ensaios cíclicos. A carga foi de 0 a 50N, com frequência de 75 ciclos por minuto, perfazendo 500.000 e 1.000.000 ciclos. Após o carregamento mecânico, o torque de desaperto pós-ensaio foi avaliado. Após a primeira fase do ensaio, todos os conjuntos foram submetidos ao ensaio de resistência à flexão, à velocidade de 1mm por minuto. Foram avaliados o limite de elasticidade e a resistência à flexão. Os resultados dos ensaios mostraram que o carregamento cíclico lateral por 1.000.000 de ciclos diminuiu significativamente os valores do torque de desaperto em comparação aos conjuntos carregados por 500.000 ciclos. Além disso, os resultados mostraram que o carregamento mecânico não influenciou na resistência à flexão dos conjuntos implante/pilar.

Neste mesmo ano, este mesmo grupo de pesquisadores (**Khraisat et al., 2004 II**) verificou o efeito do carregamento lateral cíclico com diferente pontos de aplicação de força no afrouxamento do parafuso do *abutment* em um sistema de implantes de hexágono externo. Foram utilizados 15 conjuntos de implantes Brånemark Mk IV (4 x 10mm) e *abutments* CeraOne (3mm). Os parafusos foram torqueados em 32Ncm com o auxílio de torquímetro, e retorqueados após 10 minutos. Após 5 minutos, o torque de desaperto foi medido. Após esta medição, os parafusos foram torqueados e retorqueados, e posicionados na máquina de ensaios cíclicos. A carga foi de 0 a 50N, com frequência de 75 ciclos por minuto, perfazendo o total de 1.000.000 ciclos. Os resultados deste trabalho mostraram que o carregamento lateral cíclico excêntrico causou menor redução no torque de

desaperto dos parafusos dos *abutments* do que o carregamento lateral cíclico cêntrico.

Segundo **Wiskot et al. (2004)** os vetores de força aplicados sobre os dentes durante função são multivetoriais, isso é, podem variar desde totalmente verticais (ao longo eixo do implante) até horizontais (perpendiculares ao longo eixo). As forças transversais são consideradas as mais prejudiciais por causa da fraqueza relativa dos componentes à tensão e ao cisalhamento, combinados com o momento flexural resultante da altura da coroa. Neste estudo, para simular as cargas multivetoriais da mastigação, foi utilizado um teste de viga em cantiléver rotacional, isto é, os implantes, seus conectores e os *abutments* foram rotacionados ao redor dos seus longos eixos enquanto uma força perpendicular era aplicada em sua extremidade. Foram estudados 5 tipos de *abutments* para implantes ITI. O objetivo foi determinar o nível de força em que 50% dos corpos de prova sobreviveriam a 1.000.000 ciclos. Como resultado, todos os *abutments* parafusados apresentaram carga de falha média na faixa de $57\text{N} \pm 5\%$. O aumento no torque de instalação aumentou a carga de falha média. Os componentes de cerâmica resistiram quase da mesma forma que os componentes de metal.

Butz et al. (2005) compararam *abutments* de zircônia com *abutments* de alumina com respeito aos resultados mecânicos após simulação de mastigação. Foram utilizados 48 implantes de hexágono externo divididos em 3 grupos de 16 implantes. Grupo A: *abutments* de zircônia; Grupo B: *abutments* de alumina; Grupo C: *abutments* de titânio. Os *abutments* tinham cinta de 4mm de altura, e altura de 7mm. Os corpos de prova foram submetidos a 1.200.000 ciclos de fadiga termo-mecânica, em simulador de mastigação de dois eixos controlado por computador. Força de 30N foi aplicada 3mm abaixo da borda incisal das coroas com frequência

de 1,3Hz utilizando bolas de cerâmica de 6mm de diâmetro como antagonistas. A distância do ponto de aplicação à plataforma do implante foi de 14mm. Como resultado, todos os corpos de prova dos grupos A e C sobreviveram, e um no grupo B falhou no ciclo 9 de 1.200.000. Dos corpos de prova que sobreviveram nenhum apresentou afrouxamento de parafusos ou trincas superficiais. A conclusão do trabalho é de que os *abutments* de zircônia têm desempenho similar aos de metal, e podem ser recomendados como alternativa estética para o tratamento com implantes unitários na região anterior. *Abutments* de alumina possuem propriedades menos favoráveis.

A proposta de **Yousef et al. (2005)** foi entender os parâmetros de afrouxamento de parafusos, utilizando modelo *in vitro*, incluindo perda de torque, rotação da cabeça do parafuso, mudanças nas dimensões dos parafusos e distorção da interface implante/*abutment*. Foram estudados 3 sistemas de implantes: Brånemark (Nobel Biocare, Yorba Linda, California, EUA), 3i (Implant Innovations, Palm Beach Gardens, Florida, EUA), e Bio-Lock (Bio-Lock International, Deerfield Beach, Florida, EUA), todos com conexão em hexágono externo. Os implantes foram carregados com carga axial de 300N, por 50.000 ciclos, com frequência de 1Hz. Os resultados mostraram que os implantes do sistema Nobel Biocare apresentaram perda de torque média de 9,5Ncm, acompanhada por rotação anti-horária do parafuso de 7º, e alongamento do parafuso de 200µm. Para os implantes dos sistemas 3i e Bio-Lock não houve observação significativa de perda de torque, rotação ou alongamento do parafuso. Os autores concluíram que o afrouxamento de parafusos parece seguir uma série de parâmetros específicos que inclui rotação anti-horária, estiramento do parafuso e distorção da conexão parafusada, e que este processo parece estar associado às propriedades físicas do parafuso e sua

configuração. Ainda segundo os autores, a carga de 300N utilizada neste estudo correspondeu a forte atividade de bruxismo.

Elias et al. (2006) verificaram o torque de desaperto de parafusos com diferentes tipos de revestimento. Foram utilizados implantes de hexágono externo de 3,75mm de diâmetro e 13mm de comprimento. Os parafusos estudados foram: 1. liga de titânio sem revestimento; 2. liga de titânio com revestimento de TiCN; 3. liga de titânio com revestimento de TiN; 4. liga de titânio com revestimento de Parylene N; 5. liga de titânio com revestimento de Teflon. Na terceira parte deste estudo, parafusos sem revestimento e com revestimento de Teflon foram comparados após carregamento cíclico. Os parafusos foram apertados com 32Ncm, carregados ciclicamente com carga de 140N, que os autores definiram como carga correspondente àquela de dentes anteriores. Foi utilizada graxa como lubrificante para reduzir a fricção e o desgaste no ponto de carregamento. A carga foi aplicada em ângulo de 15°. A frequência de carregamento foi de 30Hz. A cada 100.000 ciclos, os *abutments* foram verificados manualmente para mobilidade. O carregamento foi terminado em 1.200.000 ciclos. Foi observada diferença significativa entre os tipos de parafuso após carregamento cíclico; sob carregamento cíclico os parafusos sem revestimento se mostraram mais estáveis que os parafusos revestidos por Teflon. Os autores concluem que o uso de revestimentos no parafuso do *abutment* reduz o coeficiente de fricção e aumenta a pré-carga para um torque de aperto específico. Entretanto, isto resulta na redução do torque de desaperto, o que pode ter resultados adversos na estabilidade destes parafusos.

Segundo **Piermatti et al. (2006)**, apesar da perda de torque não se refletir imediatamente em afrouxamento evidente da conexão, se o processo continuar indefinidamente pode resultar em plena instabilidade da conexão, com consequente

separação do *abutment* e do implante. O objetivo dos autores foi examinar os efeitos do desenho da conexão na estabilidade do parafuso do *abutment*. Foram testados 4 sistemas de implantes, 2 com conexão em hexágono externo: Bio-Lok (Bio-Lok International Inc, Deerfield Beach, Flórida, EUA) e Nobel Biocare (Nobel Biocare USA Inc, Yorba Linda, Califórnia, EUA); e 2 com conexões internas: Zimmer (Zimmer Dental, Carlsbad, Califórnia, EUA) e Astra Tech (Astra Tech Inc, Waltham, Massachusetts, EUA). Dez amostras de cada sistema foram utilizadas. Os parafusos foram torquados em 32Ncm. As amostras foram carregadas verticalmente a 200N, com frequência de 10Hz, por 1.000.000 de ciclos. O ponto de aplicação da carga ficava a 4mm do longo eixo do implante. Os resultados do trabalho mostraram que as amostras do sistema Bio-Lok perderam 10% do valor de torque original; as amostras dos sistemas Nobel Biocare e Zimmer apresentaram comportamento semelhante, com perda de 50% do valor do torque original, mas não ocorreram afrouxamentos totais nestes sistemas; as amostras do sistema Astra Tech perderam praticamente todo o torque e afrouxaram. Com isso, os autores concluíram que, embora as conexões internas sejam preferenciais clinicamente, este estudo não apresentou nenhuma vantagem quanto ao afrouxamento de parafusos. Entretanto, o desenho do parafuso pode ser fator significativo no afrouxamento da conexão.

Stüker et al. (2008) avaliaram através de sensores de tensão os valores de pré-carga e do torque de desaperto de três tipos de parafusos de *abutment*: ouro, titânio e titânio com tratamento de superfície. Foram utilizados 3 implantes de hexágono externo e 3 *abutments* do tipo CeraOne. Foram utilizados 10 parafusos de ouro, 10 parafusos de titânio e 10 parafusos de titânio com tratamento de superfície. O torque de instalação dos parafusos foi de 30Ncm. Após 5 minutos, foi obtido o valor da pré-carga através da leitura dos sinais dos sensores de tensão. Após esta

leitura, o parafuso foi removido com torquímetro digital, e o torque de desaperto foi registrado. O processo foi repetido mais 4 vezes. Os parafusos de ouro apresentaram maiores valores de pré-carga ($131.72 \pm 8,98$ N); seguidos pelos parafusos de titânio com tratamento de superfície ($97.78 \pm 4,68$ N); e pelos parafusos de titânio ($37,03 \pm 5,69$ N). Diferenças significantes foram encontradas entre os grupos para a pré-carga e para os torques de remoção. A conclusão dos autores foi de que os parafusos de ouro podem ser indicados para obter maior longevidade da conexão implante/*abutment* e, conseqüentemente, da restauração protética devido aos maiores valores de pré-carga obtidos.

Coppedê et al. (2009) avaliaram os efeitos do carregamento mecânico na perda de torque de *abutments* com conexões cônicas internas. Foram utilizados 68 implantes cônicos com conexão cônica interna, 34 *abutments* sólidos e 34 *abutments* com parafuso passante. Implantes e *abutments* foram divididos em 4 grupos: Grupos 1 e 3: *abutments* sólidos; Grupos 2 e 4: *abutments* com parafuso passante. Os *abutments* dos grupos 1 e 2 foram instalados, repousaram por 5 minutos, e foram removidos. Os torques de aperto e desaperto foram medidos e registrados. Os *abutments* dos grupos 3 e 4 foram instalados, repousaram por 5 minutos, passaram pelos ensaios de carregamento mecânico, e foram removidos. Os torques de aperto e desaperto foram medidos e registrados. Em todos os grupos foram realizados 10 ciclos de aperto/desaperto. Para as medições dos torques de aperto e desaperto, foi utilizado torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brasil), posicionado em artefato de aferição de torque desenvolvido no Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP. Neste aparato, o torquímetro ficou posicionado na haste superior, enquanto o conjunto implante/*abutment* ficou localizado na base, no interior

de um suporte que permitiu apenas seu movimento rotacional, com o objetivo de padronizar a aplicação de torque em todas as amostras. Para os ensaios de carregamento mecânico, foi proposta metodologia original. Cinco minutos após a medição dos torques de instalação dos *abutments*, as amostras foram posicionadas em máquina de carregamento mecânico desenvolvida no mesmo Departamento, que simulava os movimentos mastigatórios. Nesta máquina, um motor elétrico movimentava um braço móvel com velocidade de 265 ciclos/minuto, e percurso linear de 10mm. As amostras foram posicionadas em recipiente instalado sobre o braço móvel da máquina. Sobre o braço móvel, localizava-se uma haste com ajuste vertical, que quando liberada, permitia um cilindro antagonista repousar sobre as amostras, aplicando a elas a carga total de 5,53N. Os ensaios foram realizados em meio úmido, com água deionizada. Cada ensaio de carregamento mecânico foi realizado por 15 minutos, completando o total de 1.325 ciclos, que correspondeu a 3 a 4 dias de função oral normal. A carga reduzida e o pouco tempo de carregamento mecânico foram desvantagens significantes desta metodologia. Os resultados deste trabalho mostraram pequena perda de torque dos *abutments* cônicos, na faixa de 10,5% para o grupo sem carregamento mecânico e de 5,4% para o grupo carregado mecanicamente. O grupo dos *abutments* com parafuso passante carregados mecanicamente apresentou torque de desaperto 39% superior ao torque de instalação, pois as cargas compressivas do carregamento mecânico aumentaram o embricamento friccional entre o implante e o *abutment*. A partir destes resultados, os autores concluíram que:

- i. O carregamento mecânico em curto prazo de *abutments* com conexão cônica interna aumentou seu torque de desaperto em comparação aos *abutments* similares que não sofreram carregamento;

- ii. Apenas os *abutments* com parafuso passante apresentaram aumento do torque de desaperto em relação ao torque de aperto.

No mesmo ano, **Tsuge et al. (2009)** avaliaram o efeito do carregamento cíclico excêntrico no afrouxamento de parafusos do *abutment* em implantes com hexágono externo ou interno, com dois tipos de parafusos: liga de titânio ou liga de ouro. Os valores do torque de desaperto foram medidos antes (pré-carga inicial) e depois do carregamento (pós-carregamento). Os conjuntos preparados foram divididos em 4 grupos: Grupos A e B utilizaram implantes de hexágono interno, com parafusos de liga de ouro e liga de titânio respectivamente; grupos C e D utilizaram implantes de hexágono externo, com parafusos de liga de ouro e liga de titânio respectivamente. Torquímetro eletrônico foi utilizado para assegurar a reprodutibilidade da força aplicada a cada parafuso de *abutment*. O torquímetro foi cuidadosamente orientado no longo eixo do implante, com a chave protética inserida no parafuso, e rotacionado no sentido horário até que o parafuso fosse torquado em 20Ncm, como recomendado pelo fabricante. O parafuso foi reapertado ao mesmo valor de torque 10 minutos depois para minimizar o efeito de relaxamento entre as superfícies de contato, o que auxiliou na obtenção da pré-carga ótima. Cinco minutos depois, o torque de desaperto foi medido utilizando o mesmo torquímetro. Foram aplicados 1.000.000 de ciclos de carregamento, que segundo os autores, representaram 40 meses de função simulada. Carregamento cíclico de onda quadrada entre 0 e 100N foi aplicado, com frequência de 1,25Hz, que segundo os autores foi similar à frequência mastigatória humana. O ponto do carregamento foi 4mm à esquerda do centro do implante, e a 30° do longo eixo do implante. O carregamento foi realizado a $23\pm 1^{\circ}\text{C}$, e com umidade de $50\pm 5\%$. Após o carregamento, os torques de desaperto foram medidos com o mesmo torquímetro.

As seguintes conclusões foram obtidas após comparação das pré-cargas dos parafusos, antes e após o carregamento cíclico:

- i. Para todos os grupos, o torque de desaperto após o carregamento cíclico foi maior do que o torque de desaperto pré-carregamento.
- ii. Foi verificado que a conexão implante/*abutment* não teve efeito significativo, mas o material do parafuso teve. Em particular, os parafusos de liga de titânio tiveram menor afrouxamento.

Park et al. (2010) investigaram o efeito do revestimento superficial na pré-carga de parafusos de *abutment* em três sistemas de conexão protética em comparação a parafusos de titânio sem revestimento. Foram utilizados 3 tipos de conexão de um sistema com fabricação coreana (Osstem Implant, Seul, Coréia): hexágono externo, cônica interna de 8° e cônica interna de 11°. Foram utilizados 10 conjuntos implante/*abutment* para cada tipo de conexão, perfazendo 30 amostras. Os *abutments* foram torquoados aos seus respectivos implantes, com auxílio de torquímetro digital. Após 10 minutos, os parafusos foram novamente torquoados com o mesmo valor. O torque de desaperto inicial foi então verificado com o mesmo torquímetro. Após este ensaio inicial, os parafusos foram torquoados novamente e instalados na máquina de ensaios cíclicos. O carregamento cíclico foi realizado em inclinação de 30°, com cargas de 10 a 250N, com frequência de 2Hz, por 1.000.000 ciclos. A carga foi aplicada a 11mm do ponto de fixação do implante. Após a ciclagem, o torque de desaperto dos *abutments* foi verificado com o mesmo torquímetro. De acordo com os resultados, os autores chegaram às seguintes conclusões:

- i. Os parafusos com revestimento superficial apresentaram maiores valores de pré-carga que os parafusos sem revestimento, nos três tipos de conexão estudados;
- ii. O torque de desaperto inicial dos parafusos sem revestimento foi maior que o dos parafusos com revestimento. Entretanto, após os ensaios de carregamento cíclico, os parafusos com revestimento apresentaram valores para o torque de desaperto superiores aos dos parafusos sem revestimento. Isto indicou que os parafusos com revestimento foram mais efetivos em manter a pré-carga que os parafusos sem revestimento;
- iii. As conexões internas foram mais eficientes em manter a pré-carga dos parafusos após o carregamento cíclico que a conexão em hexágono externo.

2.4 ENSAIOS DE RESISTÊNCIA À FLEXÃO E À FADIGA EM DIFERENTES SISTEMAS DE IMPLANTES OSSEINTEGRÁVEIS

Balfour e O'Brien (1995) realizaram estudo no qual três diferentes tipos de conexão implante/*abutment* foram analisados em testes de resistência torsional, resistência à flexão e resistência à fadiga por carregamento cíclico. Foram utilizados implantes com hexágono externo, octógono interno e hexágono interno. Os ensaios de resistência torsional foram realizados fixando um torquímetro calibrado no *abutment*, e aplicando força lateral no torquímetro até que o fracasso dos componentes se tornasse evidente. Os ensaios de resistência à flexão foram

realizados com 30° de inclinação, com aplicação de carga a 0,02 polegada/minuto até que o fracasso da amostra fosse evidente. Para os ensaios de fadiga, foram aplicadas cargas cíclicas à frequência de 14Hz até que o fracasso fosse evidente. De acordo com os resultados obtidos, os autores concluíram que o desenho em hexágono interno apresentou maior grau de estabilidade, o que atribuíram ao maior comprimento do encaixe hexagonal interno.

Norton (1997) realizou em estudo no qual foram executados testes de flexão de 3 pontos para comparar a resistência à flexão de implantes de conexão em hexágono externo e diâmetro de 3,75mm com implantes de conexão interna cônica e diâmetro de 3,5mm. Os resultados mostraram maior resistência à flexão na interface implante/*abutment* para os implantes de conexão interna cônica

Boggan et al. (1999) verificaram a influência da altura do hexágono e do diâmetro da plataforma de implantes de hexágono externo na sua resistência à flexão. Segundo os autores, quanto maior a altura do hexágono do implante, menor a carga no parafuso. Da mesma maneira, quanto maior o diâmetro da plataforma do implante, menor a carga no parafuso. Neste estudo foram avaliados implantes de 4,0 e 5,0mm de diâmetro, em inclinação de 30°, através de ensaios de resistência à flexão e ensaios de fadiga. Nos ensaios de resistência à flexão, foi utilizada célula de carga com velocidade de deslocamento de 0,51mm/min. A capacidade da célula de carga não foi informada. Foram utilizadas 3 amostras de cada diâmetro. Para os testes de fadiga, foi aplicada carga compressiva cíclica, em frequência de 15hz. A carga mínima foi de 10% da carga máxima. Os resultados mostraram que os implantes de 5mm de diâmetro foram mais resistentes tanto à fratura estática quanto à fadiga em comparação com os implantes de 4mm.

Tan et al. (2004) introduzem o termo da bioengenharia “momento flexural crítico (MFC)” à implantodontia. Este é o momento flexural no qual as cargas não-axiais aplicadas superam a pré-carga da conexão parafusada e causam perda de contato entre as superfícies dos componentes da conexão. Quando a conexão abre assimetricamente devido a uma carga aplicada excentricamente, a carga adicional externa é resistida pela haste do parafuso. Esta carga adicional na haste do parafuso aumenta não-linearmente com o aumento progressivo da abertura da conexão. A tensão não é distribuída uniformemente pela haste do parafuso; tensão maior é induzida no lado tensionado. Estas tensões assimétricas predispoem a haste do parafuso à fratura precoce. O objetivo deste estudo foi medir e comparar o momento flexural crítico de interfaces implante/*abutment* parafusadas de dois sistemas de *abutments* e 2 diâmetros de implantes. Foram utilizados implantes de hexágono externo de plataforma regular (diâmetro de 3,75mm) e de plataforma larga (5,0 mm), e *abutments* do tipo CeraOne e Multi-Unit. O MFC foi medido em todos os grupos, com o *abutment* torquado ao implante a 25%, 50%, 75% e 100% do torque recomendado pelo fabricante. Os resultados permitiram concluir que:

- i. Para todos os grupos testados foi observado aumento linear da média do MFC nos 4 níveis de torque aplicados;
- ii. O MFC foi maior para os implantes de diâmetro largo que para os implantes de diâmetro regular, com o mesmo tipo de *abutment*;
- iii. No mesmo diâmetro de implante, o MFC foi significativamente maior para o *abutment* CeraOne que para o *abutment* Multi-Unit, com o torque recomendado pelo fabricante.

Butz et al. (2005) compararam *abutments* de zircônia com *abutments* de alumina a respeito de seus resultados após carregamento estático. Foram utilizados 48 implantes de hexágono externo divididos em 3 grupos de 16 implantes. Grupo A: *abutments* de zircônia; Grupo B: *abutments* de alumina; Grupo C: *abutments* de titânio. Os *abutments* tinham cinta de 4mm de altura, e altura de 7mm. Os corpos de prova foram carregados até a fratura ou deflexão de 4mm em máquina de testes universais, com deslocamento de 1,5mm/min, em ângulo de 130°, 3mm abaixo da borda incisal. As cargas de fratura foram registradas. Os resultados evidenciaram diferenças significantes entre os grupos A e B, e entre os grupos B e C, mas não houve diferença significativa entre os grupos A e C. No grupo A ocorreram 4 fraturas de *abutments* e 2 fraturas de parafusos; nos 10 conjuntos restantes houve deflexão de mais de 4mm. No grupo B todas as fraturas foram dos *abutments*. No grupo C todos os conjuntos apresentaram deflexão de mais de 4mm. Todos os conjuntos defletidos apresentaram flexão permanente do parafuso e distorção da plataforma do implante. Fraturas dos *abutments* ocorreram no lado da aplicação da força, ao nível da cabeça do parafuso. A conclusão dos autores é de que os *abutments* de zircônia tiveram desempenho similar aos de metal, e poderiam ser recomendados como alternativa estética para o tratamento com implantes unitários na região anterior. *Abutments* de alumina apresentaram propriedades menos favoráveis.

Erneklint et al. (2006) avaliaram a resistência à flexão de um sistema de implantes com conexão cônica interna. Foram comparadas duas angulações de *abutments* (20° e 45°) e 3 tipos de materiais de parafusos (liga de titânio, liga de ouro e titânio comercialmente puro). Um teste de compressão oblíqua em 30° foi conduzido em máquina universal de ensaios, com deslocamento de 0,5mm/min, até

a ocorrência de alguma falha. As falhas foram definidas como: 1. deflexão de 3mm abaixo do longo eixo do implante; 2. alcance da carga máxima (2.000N); 3. fratura do componente. Os resultados mostraram diferenças significantes entre a resistência à flexão dos *abutments* de 20° e de 45°, sendo a maior resistência para os *abutments* de 20°. Para os *abutments* de 45°, os parafusos de titânio apresentaram resultados significativamente superiores aos de ouro. Para os *abutments* de 20°, os parafusos de titânio comercialmente puro apresentaram resultados significativamente superiores aos de liga de titânio e aos de ouro. A angulação do *abutment* foi mais determinante na resistência flexural do que o material do parafuso, mas o material também teve relevância. Os autores concluem que, independentemente do material de parafuso utilizado, um *abutment* de 20° poderia resistir a forças de carga de pelo menos 900N.

Pedroza et al. (2007) compararam a resistência à flexão sob carregamento compressivo na interface implante/*abutment* em 3 diferentes sistemas (Unipost, Spline e Screw Vent), e descreveram o tipo de falha. 69 amostras foram utilizadas, 23 para cada sistema. As amostras foram posicionadas em uma unidade rígida com 30° de inclinação. Uma máquina universal de ensaios aplicou carregamento compressivo estático por um pistão vertical unidirecional, com velocidade de 0,02 polegadas/min, até a ocorrência de falha, definida como fratura do implante ou da interface implante/*abutment*. A força máxima de resistência à flexão foi registrada, e curva de tensão x deformação foi produzida para cada amostra. Os corpos de prova foram analisados macroscopicamente e microscopicamente para determinar o tipo de falha ocorrida: deslocamento longitudinal, afrouxamento do *abutment*, fraturas no implante ou no parafuso. O sistema Unipost demonstrou valor de resistência compressiva

significativamente superior em comparação aos sistemas Spline e Screw-Vent, em angulação de 30°.

Em um estudo no ano seguinte, **Steinebrunner et al. (2008)** avaliaram a influência do carregamento cíclico em longo prazo na resistência à fratura de diferentes conexões implante/*abutment*. Foram utilizados seis sistemas de implantes: 2 com hexágono externo (Brånemark, Compress) e 4 com conexões internas (Frialit 2, Replace Select, Camlog e Screw-Vent). A resistência à flexão foi realizada em dois grupos: um após o carregamento dinâmico das amostras, e outro sem carregamento. Cada grupo incluiu 8 amostras. O carregamento dinâmico foi realizado com carga de até 120N, no total de 1.200.000 ciclos. De acordo com os resultados obtidos, os autores concluíram que as conexões internas de encaixe tubo-em-tubo, como nos sistemas Replace Select e Camlog, mostraram vantagens com respeito à longevidade e resistência à flexão, em comparação às conexões internas dos sistemas Frialit 2 e Screw-Vent, assim como às conexões externas dos sistemas Brånemark e Compress.

No ano seguinte, **Coppedê et al. (2009)** compararam a resistência à flexão de implantes com conexão em hexágono interno e implantes com conexão cônica interna. Foram utilizados 20 implantes, 10 com conexão em hexágono interno e 10 com conexão cônica interna. Os *abutments* foram instalados nos implantes com o torque recomendado pelo fabricante, utilizando torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brasil), posicionado em um artefato de aferição de torque desenvolvido no Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP. Neste aparato, o torquímetro ficou posicionado na haste superior, enquanto o conjunto implante/*abutment* ficou localizado na base, no interior de um suporte que permitiu apenas seu movimento rotacional, com o

objetivo de padronizar a aplicação de torque em todas as amostras. Os conjuntos implante/*abutment* devidamente torqueados foram submetidos aos ensaios de resistência à flexão em máquina universal de ensaios (DL-200, EMIC), com inclinação de 30°. O carregamento foi realizado com célula de carga de 500kgf, e deslocamento de 1mm/min. O ponto de aplicação de carga ficou localizado a 11mm da superfície do cilindro onde os implantes se encontravam fixados (comprimento do braço de alavanca). Dois valores foram obtidos neste ensaio: a força máxima de flexão e a força de ruptura de cada conjunto implante/*abutment*. Os resultados deste estudo indicaram que a mecânica de travamento por fricção e o desenho sólido dos *abutments* com conexão cônica interna proporcionaram maior resistência à flexão ao conjunto implante/*abutment* sob carregamento compressivo oblíquo em comparação aos *abutments* com conexão em hexágono interno.

Segundo **Gil et al. (2009)**, quando a falha do implante é causada por fadiga mecânica, falhas de desenho ou produção, o modo de falha é preferencialmente no corpo do implante, por exemplo, no hexágono do implante. Outro local de falha é na conexão implante/*abutment*, quando adaptação inadequada da prótese ou perda óssea progressiva são os principais fatores da falha do implante. A parte coronária de um implante é desenhada com a intenção de proporcionar estabilidade mecânica à interface implante/*abutment*. Uma conexão interna mais profunda aumentaria a resistência estrutural de sistemas de implantes sob carregamento flexural estático. Portanto, maior altura do hexágono externo poderia melhorar as propriedades mecânicas estáticas de um implante. Entretanto, a influência da altura do hexágono na resistência à fadiga de implantes ainda não havia sido investigada. O objetivo dos autores foi avaliar o efeito da altura do hexágono externo na resistência à fadiga de implantes de titânio comercialmente puros. As alturas dos hexágonos externos

estudados foram de 0,6, 1,2 e 1,8mm. Os testes de fadiga foram executados com as amostras posicionadas em angulação de 30°, com simulação de reabsorção óssea de 3mm abaixo da parte mais inferior do hexágono externo, os *abutments* foram instalados nos implantes com torque de 25Ncm. Ciclos triangulares de carregamento com cargas compressivas entre 225N e 10N foram aplicados. Os implantes deformados ou fraturados foram analisados. Os resultados de resistência à fadiga para os implantes com hexágonos externos mais altos foram superiores ao dobro dos implantes com hexágonos externos mais curtos. Portanto, os autores concluíram que a resistência à fadiga de implantes de hexágono externo esteve diretamente relacionada à altura do hexágono. A altura de 1,8mm pareceu aumentar significativamente a resistência à fadiga dos implantes.

Nguyen et al. (2009) investigaram a resistência à fadiga de quatro sistemas de implantes, e seus respectivos *abutments* de zircônia. Foram testados os implantes Replace Select (Nobel Biocare, triângulo interno, diâmetros 3,5; 4,3 e 5,0mm), Brånemark (Nobel Biocare, hexágono externo, diâmetros 3,3; 4,0 e 5,0mm), Osseotite NT (3i, hexágono externo, diâmetros 4,1 e 5,0mm), e Osseotite NT Certain (3i, hexágono interno, diâmetros 4,1 e 5,0mm). Foram utilizados 5 implantes de cada tipo e diâmetro. Cada implante recebeu um *abutment* de zircônia correspondente. Os ensaios de fadiga foram realizados em máquina de testes de fadiga com carga de 21N em uma angulação de 45°, o que resultou em momento flexural de 35Ncm. A frequência do ensaio foi de 10Hz, e o limite de ciclos foi de 5.000.000 de ciclos. Vinte nove das 50 combinações do teste falharam. 18 *abutments* fraturaram. 7 fraturas de implantes e 16 fraturas de parafusos do *abutment* foram observadas. Não foi observada diferença estatística entre os sistemas. Os autores chegaram as seguintes conclusões:

- i. Não houve diferença significativa no número de ciclos de carregamento entre os quatro sistemas de implantes. Entretanto, houve diferença significativa entre os diâmetros destes sistemas;
- ii. Os *abutments* de zircônia nos implantes de diâmetro estreito ou regular apresentam maior risco de fraturas. Entretanto, foram observadas fraturas também nos grupos de diâmetro largo.

No mesmo ano, **Sailer et al. (2009)** investigaram se *abutments* de zircônia com conexão interna exibiam resistência à fratura similar a *abutments* de zircônia com conexão externa. Os *abutments* com conexão interna possuíam duas apresentações: em peça única inteiramente em zircônia, ou em duas peças, com a porção da conexão interna em metal. Foram formados 4 grupos com 20 amostras em cada: Grupo A – implantes Straumann com *abutments* de zircônia de duas peças com conexão interna; Grupo B – implantes Brånemark com *abutments* de zircônia de uma peça conexão externa; Grupo C – implantes Replace com *abutments* de zircônia de duas peças, conexão interna; Grupo D – implantes Straumann com *abutments* de zircônia de uma peça, conexão interna. Em cada grupo, 10 *abutments* foram mantidos sem restauração, e 10 receberam coroas de porcelana. As amostras foram submetidas a cargas compressivas estáticas até a falha. Para os testes de resistência à fratura, as amostras foram posicionadas de modo a simular reabsorção óssea de 3mm, sendo incluídas em acrílico até 3mm da plataformas dos implantes. As amostras foram posicionadas em plataforma com inclinação de 30° em relação à aplicação da força. Carga compressiva estática foi aplicada sobre as amostras até que fratura ou deformação ocorresse. A velocidade de aplicação da carga foi de 1mm/min. Os autores concluíram que os *abutments* de duas partes com conexão

interna apresentaram maior resistência flexural, enquanto os *abutments* com conexão interna de uma peça foram os mais fracos entre os investigados. A restauração dos *abutments* não teve influência na resistência flexural em nenhum dos grupos.

Segundo **Lee et al. (2010)**, momento flexural crítico (MFC) é o momento flexural no qual a carga externa não-axial aplicada supera a pré-carga da conexão parafusada e causa perda do contato entre as superfícies dos componentes da conexão parafusada. Este estudo verificou o momento flexural crítico em quatro sistemas de implantes, com seus *abutments* para coroas cimentadas unitárias. Foram utilizados os implantes: 1. Brånemark MkIII 3,75 x 15mm (Nobel Biocare); 2. Replace Select Straight RP 4,3 x 15mm (Nobel Biocare); 3. Standard Osseotite 3,75 x 15mm (Biomet 3i); 4. TPS Threaded 3,75 x 15mm (Lifecore Biomedical). Foram utilizadas cinco amostras em cada grupo. Para cada grupo, foram aplicados 3 níveis de torque: 80%, 100% e 120% do torque recomendado pelo fabricante. Instrumentação de medição de tensões foi utilizada para registrar os dados de tensão dinamicamente para determinar o ponto de abertura da conexão. A partir dos resultados obtidos, os autores chegaram as seguintes conclusões:

- i. A média do momento flexural crítico aumentou em progressão linear com o aumento do torque aplicado;
- ii. Ao nível de torque recomendado pelo fabricante, o momento flexural crítico do sistema Replace foi significativamente superior ao sistema Brånemark, que por sua vez foi superior aos sistemas Biomet 3i e Lifecore;

- iv. Os resultados confirmam o papel fundamental da pré-carga compressiva concedida pelo parafuso do *abutment* na manutenção da integridade da conexão.

3. PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

A proposta deste estudo foi avaliar a eficácia de parafusos experimentais cone morse para *abutments* de restaurações implantossuportadas unitárias em relação a parafusos planos convencionais. Para tanto, foram utilizados conjuntos implante/*abutment* experimentais com dois *designs* de conexão protética: hexágono externo e triângulo interno. Dois estudos mecânicos *in vitro* da conexão implante/*abutment* foram realizados:

1. No primeiro estudo foram analisados os efeitos do carregamento mecânico na perda de torque dos dois tipos de parafusos e dos dois *designs* de conexão protética.
2. No segundo estudo, foi verificada a resistência à flexão dos conjuntos implante/*abutment* utilizando ambos os tipos de parafuso nos dois *designs* de conexão protética

4. MATERIAL E MÉTODOS

4. MATERIAL E MÉTODOS

FASE 01: EFEITO DO CARREGAMENTO MECÂNICO *IN VITRO* NO TORQUE DE DESAPERTO DE *ABUTMENTS* UNITÁRIOS UTILIZANDO PARAFUSOS PLANOS CONVENCIONAIS E PARAFUSOS EXPERIMENTAIS CONE MORSE EM IMPLANTES COM CONEXÃO EM HEXÁGONO EXTERNO E TRIÂNGULO INTERNO

4.1 Implantes, parafusos e abutments desenvolvidos para utilização nos ensaios

Para a realização deste ensaio, foram desenvolvidos e produzidos de forma experimental:

- 22 implantes com conexão em hexágono externo (Dérig, São Paulo, Brasil), com 3,75mm de diâmetro, 13mm de comprimento, 4,1mm de diâmetro da plataforma, 0,70mm de altura do hexágono, 2,70mm de diâmetro do hexágono, roscas externas tipo M3,75 x 1,2mm (duas entradas), roscas internas tipo M2,0 x 0,4mm, lote nº 1181 (**Figura 01**);
- 22 implantes com conexão em triângulo interno (*tri-channel*) (Dérig), com as seguintes dimensões: 4,3mm de diâmetro, 13mm de comprimento, 4,3mm de diâmetro da plataforma, 1,4mm de altura da porção cervical, roscas externas tipo M4,30 x 0,65mm, roscas internas tipo M2,0 x 0,4mm, lote nº 1180 (**Figura 02**).

Todos os implantes foram confeccionados com titânio comercialmente puro ASTM F67 – Grau 4.

Figura 01: Implante hexágono externo e suas dimensões

Figura 02: Implante triângulo interno e suas dimensões

Foram desenvolvidos e produzidos de forma experimental 44 parafusos para *abutments* unitários em liga de titânio Ti-6Al-4V ELI ASTM F136:

- 11 parafusos planos convencionais para *abutments* com conexão em hexágono externo (Dérig), com as seguintes dimensões: 2,45mm de diâmetro da cabeça, 1,60mm de altura da cabeça, 7,10mm de comprimento total, 3,40mm de comprimento da seção rosqueada, 1,20mm de altura do encaixe para chave tipo Unigrip, e roscas tipo M2,0 x 0,40mm, lote n° **(Figura 03)**;
- 11 parafusos planos convencionais para *abutments* com conexão em triângulo interno (Dérig), com as seguintes dimensões: 2,45mm de diâmetro da cabeça, 1,70mm de altura da cabeça, 9,40mm de comprimento total, 3,40mm de comprimento da seção rosqueada, 1,30mm de altura do encaixe para chave tipo Unigrip, e roscas tipo M2,0 x 0,40mm **(Figura 04)**;
- 11 parafusos experimentais com cabeça cônica, denominados “parafusos cone morse” (Dérig), para *abutments* com conexão em hexágono externo com as seguintes dimensões: 2,45mm de diâmetro da cabeça, 1,60mm de altura da cabeça, 25° de angulação da parte cônica da cabeça, 7,10mm de comprimento total, 3,40mm de comprimento da seção rosqueada, 1,20mm de altura do encaixe para chave tipo Unigrip, e roscas tipo M2,0 x 0,40mm **(Figura 05)**; e,
- 11 parafusos experimentais cone morse, para *abutments* com conexão em triângulo interno (Dérig), com as seguintes dimensões: 2,45mm de diâmetro da cabeça, 1,70mm de altura da cabeça, 25° de angulação da parte cônica da cabeça, 9,40mm de comprimento total, 3,40mm de comprimento da seção rosqueada, 1,30mm de altura do encaixe para chave tipo Unigrip, e roscas tipo M2,0 x 0,40mm **(Figura 06)**.

Figura 03: Parafuso plano convencional hexágono externo e suas dimensões

Figura 04: Parafuso plano convencional triângulo interno e suas dimensões

Figura 05: Parafuso cone morse hexágono externo e suas dimensões

Figura 06: Parafuso cone morse triângulo interno e suas dimensões

Foram desenvolvidos e produzidos de forma experimental 44 *abutments* definitivos para próteses unitárias em liga de titânio Ti-6Al-4V ELI ASTM F136:

- 11 para conexão em hexágono externo com parafuso convencional (Dérig) com as seguintes dimensões: 11,70mm de comprimento total, 2,60mm de diâmetro do orifício para chave, 2,70mm de diâmetro do hexágono, 4,1mm de diâmetro externo da base, 5,0mm de diâmetro da cinta, 3mm de altura da cinta (**Figura 07**);
- 11 para conexão em triângulo interno com parafuso convencional (Dérig) com as seguintes dimensões: 14,10mm de comprimento total, 11,5mm de altura a partir da plataforma do implante, 2,60mm de diâmetro do orifício para chave, 2,05mm de diâmetro do triângulo, 4,3mm de diâmetro externo da base, 4,7mm de diâmetro da cinta, 3mm de altura da cinta (**Figura 08**);
- 11 para conexão em hexágono externo com parafuso cone morse (Dérig) com as seguintes dimensões: 11,70mm de comprimento total, 2,60mm de diâmetro do orifício para chave, 2,70mm de diâmetro do hexágono, 4,1mm de diâmetro externo da base, 5,0mm de diâmetro da cinta, 3mm de altura da cinta, 25° de angulação na porção interna que faz contato com a porção angulada da cabeça do parafuso (**Figura 09**); e,
- 11 para conexão em triângulo interno com parafuso cone morse (Dérig) com as seguintes dimensões: 14,10mm de comprimento total, 11,5mm de altura a partir da plataforma do implante, 2,60mm de diâmetro do orifício para chave, 2,05mm de diâmetro do triângulo, 4,3mm de diâmetro externo da base, 4,7mm de diâmetro da cinta, 3mm de altura da cinta, 25° de angulação na porção

interna que faz contato com a porção angulada da cabeça do parafuso (**Figura 10**).

Figura 07: Abutment hexágono externo para parafuso convencional e suas dimensões

Figura 08: Abutment triângulo interno para parafuso convencional e suas dimensões

Figura 09: Abutment hexágono externo para parafuso cone morse e suas dimensões

Figura 10: Abutment triângulo interno para parafuso cone morse e suas dimensões

Todos os implantes, parafusos e *abutments* foram confeccionados por um único fabricante (Dérig), exclusivamente para utilização neste estudo (**Tabela 01**).

Tabela 01. Especificações dos implantes, parafusos e *abutments* utilizados nos ensaios

Componente	Especificação	Quantidade
Implantes Hexágono Externo (HE)	13mm comprimento	22
	3,75mm diâmetro	
	4,1mm diâmetro plataforma	
	0,70mm altura do hexágono	
	2,70mm diâmetro do hexágono	
	Roscas externas M3,75 x 1,2mm (duas entradas)	
	Roscas internas tipo M2,0 x 0,4mm	
Implantes Triângulo Interno (TI)	13mm comprimento	22
	4.3mm diâmetro	
	4.3mm diâmetro plataforma	
	1,4mm altura da porção cervical	
	Roscas externas M4,30 x 0,65mm	
	Roscas internas M2,0 x 0,4mm.	
Parafuso Plano Convencional p/ Abutment Hexágono Externo	2,45mm diâmetro cabeça	11
	1,60mm altura cabeça	
	7,10mm comprimento total	
	3,40mm comprimento da seção rosqueada	
	1,20mm altura do encaixe para chave Unigrip	
	Roscas tipo M2,0 x 0,40mm	
Parafuso Plano Convencional p/ Abutment Triângulo Interno	2,45mm diâmetro cabeça	11
	1,70mm altura da cabeça	
	9,40mm comprimento total	
	3,40mm comprimento da seção rosqueada	
	1,30mm altura do encaixe para chave Unigrip	
	Roscas tipo M2,0 x 0,40mm	
Parafuso Cone Morse p/ Abutment Hexágono Externo	2,45mm diâmetro da cabeça	11
	1,60mm altura cabeça	
	25° angulação parte cônica cabeça	
	7,10mm comprimento total	
	3,40mm comprimento da seção rosqueada	
	1,20mm altura do encaixe para chave Unigrip	
	Roscas tipo M2,0 x 0,40mm	

Parafuso Cone Morse p/ Abutment Triângulo Interno	2,45mm diâmetro cabeça	11
	1,70mm altura cabeça	
	25° angulação parte cônica cabeça	
	9,40mm comprimento total	
	3,40mm comprimento da seção rosqueada	
	1,30mm altura do encaixe para chave Unigrip	
	Roscas tipo M2,0 x 0,40mm	
Abutment Definitivo p/ Hexágono Externo (parafuso convencional)	11,70mm comprimento total	11
	2,60mm diâmetro do orifício para chave	
	2,70mm diâmetro do hexágono	
	4,1mm diâmetro externo da base	
	5,0mm diâmetro da cinta	
	3mm altura da cinta	
Abutment Definitivo p/ Hexágono Externo (parafuso cone morse)	11,70mm comprimento total	11
	2,60mm diâmetro do orifício para chave	
	2,70mm diâmetro do hexágono	
	4,1mm diâmetro externo da base	
	5,0mm diâmetro da cinta	
	3mm altura da cinta	
	25° angulação porção interna	
Abutment Definitivo p/ Triângulo Interno (parafuso convencional)	14,10mm comprimento total	11
	11,5mm altura a partir da plataforma do implante	
	2,60mm diâmetro do orifício para chave	
	2,05mm diâmetro do triângulo	
	4,3mm diâmetro externo da base	
	4,7mm diâmetro da cinta	
	3mm altura da cinta	
Munhão Definitivo p/ Triângulo Interno (parafuso cone morse)	14,10mm comprimento total	11
	11,5mm altura a partir da plataforma do implante	
	2,60mm diâmetro do orifício para chave	
	2,05mm diâmetro do triângulo	
	4,3mm diâmetro externo da base	
	4,7mm diâmetro da cinta	
	3mm altura da cinta	
	25° angulação porção interna	

4.2 Divisão dos grupos de ensaio

Os implantes e os *abutments* foram divididos em quatro grupos:

- Grupo A - 11 conjuntos implante/*abutment* com conexão hexágono externo e parafuso convencional (HE);
- Grupo B – 11 conjuntos implante/*abutment* com conexão triângulo interno e parafuso convencional (TI);
- Grupo C – 11 conjuntos implante/*abutment* com conexão hexágono externo e parafuso experimental cone morse (HECM);
- Grupo D – 11 conjuntos implante/*abutment* com conexão triângulo interno e parafuso experimental cone morse (TICM);

4.3 Análise inicial dos conjuntos implante/*abutment*/parafusos por microscopia óptica

Antes da realização dos ensaios, foram selecionados aleatoriamente 03 conjuntos implante/*abutment* de cada grupo para análise inicial por microscopia óptica não destrutiva, totalizando 12 conjuntos implante/*abutment* analisados. Essas análises foram realizadas utilizando lupa estereoscópica (modelo S8AP0, Leica Microsystems Ltd., Suíça), com aumentos padronizados de 16x, 20x, 25x e 40x para a avaliação das roscas, colo e corpo dos implantes, *abutments* e dos parafusos. Além disso, um conjunto implante/*abutment* foi separado de cada grupo para análise destrutiva; estes conjuntos foram embutidos em resina transparente e seccionados transversalmente para realização de imagens de sua secção transversal. O aparelho

possuía software específico que possibilitou a captura das imagens observadas (Leica Application Suite, Versão 3.4.1, Leica Microsystems Ltd., Suíça).

4.4 Ensaios de controle dos torques de aperto e desaperto

Dez cilindros de aço inoxidável com dimensões 26mm de diâmetro x 20mm de comprimento foram perfurados em sua superfície superior; 5 com diâmetro aproximado de 4,1mm para os implantes de hexágono externo e 5 com diâmetro de 4,3mm para os implantes de triângulo interno, até a profundidade de 15mm, perpendicularmente ao seu longo eixo. Foi confeccionado acesso lateral para acoplamento de parafuso transversal, para obtenção de travamento completo e efetivo do implante. Os implantes foram posicionados no orifício perpendicular até o nível da superfície de suas plataformas. O parafuso transversal foi rosqueado em seu acesso lateral para obtenção do travamento completo do implante (**Figura 11**).

Figura 11: Cilindros de aço inoxidável, com os implantes HE e TI posicionados

Para as medições dos torques de aperto e desaperto iniciais foi utilizado torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brasil), posicionado em um artefato de aferição de torques desenvolvido no Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, USP. Neste artefato, o torquímetro digital ficou posicionado na haste superior, enquanto o

conjunto implante/*abutment* embutido no cilindro de aço ficou localizado na base, no interior de um suporte que permitia apenas o movimento rotacional do cilindro de aço, com o objetivo de padronizar a aplicação de torque em todas as amostras. As chaves para aperto dos parafusos foram acopladas ao encaixe específico do torquímetro digital (**Figura 12**).

No Grupo A, os *abutments* com conexão em hexágono externo foram parafusados aos implantes utilizando parafusos convencionais, com torque de 32Ncm. No Grupo B, os *abutments* com conexão em triângulo interno foram parafusados aos implantes utilizando parafusos convencionais, com torque de 32Ncm. No Grupo C, os *abutments* com conexão em hexágono externo foram parafusados aos implantes utilizando parafusos experimentais cone morse, com torque de 32Ncm. No Grupo D, os *abutments* com conexão em triângulo interno foram parafusados aos implantes utilizando parafusos experimentais cone morse, com torque de 32Ncm. Após o intervalo de 10 minutos, foram medidos e registrados os valores dos torques de desaperto de todos os conjuntos implante/*abutment*.

Figura 12: Artefato de aferição de torques, com o torquímetro digital em sua porção superior e o conjunto implante/*abutment* na base.

4.5 Ensaio de Carregamento Mecânico

Para as medições dos torques de aperto e desaperto após carregamento mecânico foi utilizado o mesmo torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brasil), posicionado no artefato de aferição de torques. Todos os conjuntos implante/*abutment* foram parafusados utilizando o torque de 32Ncm. Após o intervalo de 10 minutos, os conjuntos foram levados à máquina de ensaios de simulação de mastigação.

Para os ensaios de carregamento mecânico, os conjuntos cilindro de aço/implante/*abutment* foram posicionados em uma máquina de ensaios de simulação de mastigação desenvolvida no Departamento de Materiais Dentários e Prótese (Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP – Ribeirão Preto, Brasil) (Figura 13). Uma máquina de ensaios semelhante já havia sido construída no Departamento de Materiais Dentários e Prótese para ensaios de simulação de mastigação prévios (**Coppedê et al., 2009**), entretanto, a capacidade máxima de carga desta máquina era de apenas 5N. A máquina desenvolvida para o presente trabalho foi projetada para operar com cargas de 50N, semelhante às forças mastigatórias em regiões posteriores (**Hobkirk e Psarros, 1992; Richter, 1995; Gateau, 1999; Attia e Kern, 2004; Khraisat et al., 2004**). Nesta nova máquina, um motor de 0,5 CV e 1.720 RPM com redutor regulável (0 – 400RPM) movimentou um excêntrico através do conjunto correia/polia. O redutor foi ajustado para que o braço de alavanca se movimentasse à velocidade de 60 ciclos/min (1Hz). A parte inferior deste braço foi presa à mesa e o movimento foi transferido à base onde estava fixado o recipiente que recebeu os conjuntos implante/*abutment*. Este recipiente tinha curso de 10 mm, resultando na velocidade linear de ensaio de 20mm/s. 05

cilindros de aço inoxidável com dimensões 26mm de diâmetro x 10mm de comprimento foram confeccionados para atuarem como superfícies antagonistas aos conjuntos implante/*abutment*, apresentando superfícies planas e polidas; os *abutments* mantiveram contato com estas superfícies durante os ciclos mastigatórios do ensaio. Os cilindros antagonistas foram fixados em hastes móveis com ajuste vertical, posicionadas sobre os conjuntos implante/*abutment*. Quando as hastes eram totalmente liberadas, o peso de cada haste (50N) incidia diretamente sobre os conjuntos implante/*abutment*. Cada ciclo mastigatório simulado pela máquina incluiu 3 tipos de movimento: 1. movimento vertical para baixo, simulando aperto oclusal; 2. movimento lateral de 10mm, simulando movimento de lateralidade; 3. movimento vertical para cima, simulando desocclusão. Cada ciclo completo realizou-se em 1 segundo, totalizando 60 ciclos por minuto (1Hz), o que se aproximou da frequência média da mastigação humana (**Winkler et al., 2003; Attia e Kern, 2004; Kim et al., 2009**). Durante os movimentos de oclusão e lateralidade, a carga total de cada haste (50N) incidiu direta e livremente sobre os conjuntos implante/*abutment*. Durante o movimento de desocclusão, os conjuntos foram completamente liberados de qualquer carga. A máquina comportou 5 amostras em cada ensaio. Os conjuntos implante/*abutment* ficaram totalmente imersos em água deionizada no decorrer do ensaio. Este equipamento foi desenvolvido baseando-se na norma ISO/TS 14569-2 (*Dental Materials – Guidance on testing of wear – Part 2: Wear by two - and/or three body contact*, 2001) sob Método Freiburg (**Figura 13**).

Figura 13. Máquina de ensaios de simulação de mastigação, com os conjuntos implante/*abutment* na base, e os cilindros antagonistas acoplados às hastes de carga em sua porção superior.

Cada ensaio de carregamento mecânico foi realizado utilizando-se 5 amostras de cada grupo, por um período de 83,3 horas, totalizando 300.000 ciclos para cada amostra, o que correspondeu a aproximadamente 1 ano de função mastigatória normal (Gateau et al. 1999; Khraisat et al., 2004; Quek et al., 2006).

Após os ensaios de simulação de mastigação, os conjuntos implante/*abutment* foram removidos da máquina de ensaios e posicionados novamente no artefato de aferição de torques, onde os torques de desaperto dos parafusos após carregamento mecânico foram medidos pelo mesmo torquímetro digital.

A diferença entre os torques de aperto e os torques de desaperto foi calculada considerando-se o torque de desaperto uma porcentagem do torque de aperto. Estes valores de porcentagem foram calculados tanto para a situação de aperto/desaperto inicial, quanto para a situação de aperto/carregamento mecânico/desaperto.

4.6 Análise Estatística

Os dados coletados foram analisados usando o programa estatístico SPSS 12.0 for Windows (SPSS Inc., Chicago, Illinois, EUA). As condições de homogeneidade das variâncias e distribuição normal foram testadas para as variáveis avaliadas. Os resultados observados foram analisados com o teste *two-way* ANOVA, para $p \leq 0,05$. Foi realizado o “T” de Student para amostras dependentes entre os ensaios $t=0$ e $t=1$ para análise dos valores do torque de desaperto ($\alpha = 0,05$).

FASE 02: RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE CONJUNTOS IMPLANTE/*ABUTMENT* COM CONEXÕES EM HEXÁGONO EXTERNO E TRIÂNGULO INTERNO UTILIZANDO PARAFUSOS PLANOS CONVENCIONAIS E PARAFUSOS EXPERIMENTAIS CONE MORSE

Esta fase do estudo utilizou os mesmos implantes, parafusos e *abutments* descritos na fase experimental anterior. Conforme relatado por **Khraisat et al. (2004)**, o carregamento mecânico prévio dos conjuntos implante/*abutment* não interfere de maneira significativa em sua resistência à flexão. Os conjuntos implante/*abutment* foram levados ao artefato de aferição de torques, onde cada *abutment* foi instalado no respectivo implante com torque de 32Ncm. Os torques de instalação foram medidos pelo mesmo torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm) **(Figuras 14 e 15)**.

Figura 14. Artefato de aferição de torques

Figura 15. A) Conjunto implante/*abutment* para o sistema HE; B) Conjunto implante/*abutment* para o sistema TI

Para os testes de resistência à flexão, os implantes foram posicionados em um cilindro de aço inoxidável de 21,3mm de diâmetro por 25,6mm de altura, e imobilizados através de um parafuso transversal. A profundidade do posicionamento no cilindro foi de 10mm, para simular reabsorção óssea de 3mm (**Khraisat et al., 2002**). O cilindro foi posicionado em uma estrutura de metal com angulação de 45°, que foi instalada na máquina universal de ensaios (EMIC DL-2000, São José dos Pinhais, Brasil) (**Figura 16**). A norma ISO-14801 preconiza angulação de 30° para este tipo de ensaio, porém, foi utilizada a angulação de 45°, de acordo com metodologia utilizada em trabalho pregresso (**Coppedê et al., 2009**). Os testes utilizaram célula de carga de 500 kgf, com deslocamento de 1mm/min. O ponto de carga se localizou a 14,5mm da superfície do cilindro (comprimento do braço de alavanca) para os implantes HE e TI. A carga foi aplicada até a ocorrência de falha nos componentes dos conjuntos, ou até um deslocamento maior que 3mm sem ocorrência de falhas. Dois valores foram analisados em cada teste: a força máxima de flexão (FMF), que pode ser interpretada como o “limite de resistência” dos

conjuntos, e a força de ruptura (FR), que pode ser interpretada como a força no qual ocorreu a falha crítica de cada conjunto implante/*abutment*, após ser ultrapassado seu “limite de resistência” (Coppedê et al, 2009).

Após os testes de resistência à flexão, todos os conjuntos foram fotografados novamente sob microscopia óptica (**Figura 17**).

Figura 16. Estrutura de metal com angulação de 45° utilizada nos testes de resistência à fratura, posicionada na máquina universal de ensaios.

Figura 17. A) Implante HE após os ensaios de resistência à flexão; B) Implante TI após os ensaios de resistência à flexão.

4.7 Análise Estatística

Todos os resultados foram analisados utilizando o programa estatístico SPSS 12.0 for Windows (SPSS Inc., Chicago, Illinois, EUA). Os dados foram analisados e as suposições de homogeneidade de variâncias e de distribuição normal de erros foram testadas para as variáveis avaliadas. Os valores obtidos para a força máxima de flexão (FMF) e para a força de ruptura (FR) dos conjuntos foram avaliados utilizando-se o teste *two-way* ANOVA. As análises foram realizadas com $p \leq 0,05$.

5. RESULTADOS

5. RESULTADOS

FASE 01: EFEITO DO CARREGAMENTO MECÂNICO *IN VITRO* NO TORQUE DE DESAPERTO DE *ABUTMENTS* UNITÁRIOS UTILIZANDO-SE PARAFUSOS PLANOS CONVENCIONAIS OU PARAFUSOS EXPERIMENTAIS CONE MORSE EM IMPLANTES COM CONEXÃO EM HEXÁGONO EXTERNO E TRIÂNGULO INTERNO

Os valores dos torques de aperto e desaperto foram registrados para todos os conjuntos implante/*abutment* dos 4 grupos, no ensaio inicial e pós carregamento mecânico. A diferença entre os torques de aperto e os torques de desaperto foi calculada. Valores relativos foram obtidos, calculando-se a porcentagem do torque de desaperto em relação ao torque de aperto. A média e o desvio-padrão das porcentagens relativas de cada grupo foram calculados. Todos os conjuntos implante/*abutment* apresentaram redução no torque de desaperto em relação ao torque de aperto, em ambas as situações (**Tabelas 02 e 03**).

As comparações entre os grupos, com valores médios e desvios-padrão, podem ser vistas nos **Gráficos 01 a 03**. Nos ensaios de aperto/desaperto iniciais ($t=0$), os torques de remoção foram maiores para os grupos C e D, que utilizaram parafusos cone morse, em relação aos grupos A e B, que utilizaram parafusos convencionais. Os valores para as conexões hexágono externo (HE) e triângulo interno (TI) foram semelhantes, independentemente do tipo de parafuso utilizado; as médias dos torques de desaperto em relação ao torque de aperto foram: Grupo A (HE) $76,01 \pm 3,36\%$; Grupo B (TI) $77,25 \pm 6,03\%$; Grupo C (HECM) $91,37 \pm 3,67\%$; Grupo D (TICM) $92,25 \pm 3,64\%$ (**Gráfico 01**).

Nos ensaios de aperto/desaperto após carregamento mecânico ($t=1$), os torques de remoção foram maiores para os grupos C e D, que utilizaram parafusos cone morse, em comparação aos grupos A e B, que utilizaram parafusos convencionais. Os valores para conexões hexágono externo (HE) e triângulo interno (TI) foram semelhantes, independentemente do tipo de parafuso utilizado; as médias dos torques de desaperto em relação ao torque de aperto foram: Grupo A (HE) $68,02 \pm 10,55\%$; Grupo B (TI) $61,81 \pm 11,25\%$; Grupo C (HECM) $74,82 \pm 6,90\%$; Grupo D (TICM) $78,28 \pm 5,43\%$ (**Gráfico 02**).

Comparando os resultados dos torques de desaperto iniciais ($t=0$) com os obtidos após o carregamento mecânico ($t=1$), verificou-se que houve queda nos valores dos torques de desaperto após o carregamento mecânico em comparação ao torque de desaperto inicial para todos os grupos. Entretanto, os valores para os grupos com parafusos cone morse permaneceram maiores do que os valores para os grupos com parafusos convencionais após o carregamento mecânico (**Gráfico 03**).

Gráfico 01. Comparação dos resultados do ensaio de aperto/desaperto inicial ($t=0$) entre os grupos, com valores médios e desvios-padrão.

Gráfico 02. Comparação dos resultados do ensaio de aperto/desaperto após ciclagem mecânica ($t=1$) entre os grupos, com valores médios e desvios-padrão

Gráfico 03. Comparação dos resultados do ensaio de aperto/desaperto inicial ($t=0$) e após ciclagem mecânica ($t=1$) entre os grupos, com valores médios e desvios-padrão

A análise estatística comparando o torque de desaperto em função do tipo de parafuso (convencional x cone morse) e do tipo de conexão (hexágono externo x triângulo interno) para o ensaio inicial ($t=0$) pode ser vista na **Tabela 04**, e para o ensaio após carregamento mecânico ($t=1$) pode ser vista na **Tabela 05**. Houve diferença significativa entre os tipos de parafusos em ambos os ensaios; os parafusos cone morse apresentaram torque de remoção significativamente superiores aos parafusos convencionais, tanto para o ensaio inicial ($t=0$) ($p=0,000$) quanto para o ensaio após carregamento mecânico ($t=1$) ($p=0,000$). Não houve diferença significativa entre os tipos de conexão em ambos os ensaios; os valores do torque de remoção inicial ($t=0$) ($p=0,441$) e após carregamento mecânico ($t=1$) ($p=0,626$) foram estatisticamente semelhantes para as conexões em hexágono externo (HE) e triângulo interno (TI). Não houve interação entre as variáveis (conexão x parafuso) em ambos os ensaios ($t=0$, $p=0,894$ e $t=1$, $p=0,093$).

Tabela 04: Análise estatística através do teste *two-way* ANOVA para torque de desaperto em função do tipo de parafuso (convencional x cone morse) e do tipo de conexão (hexágono externo x triângulo interno) para o ensaio inicial ($t=0$), com um nível de significância de $p \leq 0.05$.

Fonte	Soma dos Quadrados Tipo III	gl	Quadrado das Médias	F	Sig.
Modelo Corrigido	2315,170 ^a	3	771,723	41,494	,000
Intercepto	283735,496	1	283735,496	15255,902	,000
Conexão	11,268	1	11,268	,606	,441
Parafuso	2303,565	1	2303,565	123,858	,000
Conexão * Parafuso	,337	1	,337	,018	,894
Erro	669,543	36	18,598		
Total	286720,208	40			
Total Corrigido	2984,712	39			

Tabela 05: Análise estatística através do teste *two-way* ANOVA para torque de desaperto em função do tipo de parafuso (convencional x cone morse) e do tipo de conexão (hexágono externo x triângulo interno) para o ensaio após carregamento mecânico ($t=1$), com um nível de significância de $p \leq 0.05$.

Fonte	Soma dos Quadrados Tipo III	gl	Quadrado das Médias	F	Sig.
Modelo Corrigido	1605,690 ^a	3	535,230	6,802	,001
Intercepto	200114,974	1	200114,974	2543,005	,000
Conexão	18,961	1	18,961	,241	,626
Parafuso	1352,569	1	1352,569	17,188	,000
Conexão * Parafuso	234,159	1	234,159	2,976	,093
Erro	2832,924	36	78,692		
Total	204553,588	40			
Total Corrigido	4438,614	39			

A análise pelo teste “T” de Student para amostras dependentes mostrou diferença significativa entre os resultados do torque de desaperto obtidos no ensaio inicial ($t=0$) e os obtidos no ensaio após carregamento mecânico ($t=1$), exceto para o primeiro par (HEt0 – HEt1) (**Tabela 06**).

Tabela 06: Análise estatística através do teste “T” de Student para amostras dependentes para torque de desaperto em função do ensaio (ensaio inicial (t=0) x ensaio após carregamento mecânico (t=1), com um nível de significância de $p \leq 0.05$.

		Diferenças pareadas				
		Intervalo de Confiança ($\alpha=95\%$)				
		Inferior	Superior	t	df	Sig. (pares)
Par 1	HEt0 - HEt1	-1,18835	17,16235	1,969	9	,080
Par 2	HECMt0 - HECMt1	11,80743	21,30657	7,886	9	,000
Par 3	Tlt0 - Tlt1	8,44860	22,44740	4,993	9	,001
Par 4	TICMt0 - TICMt1	9,25375	18,69225	6,698	9	,000

Microscopia óptica

A análise por microscopia óptica dos conjuntos implante/*abutment* seccionados longitudinalmente evidenciou as diferenças entre os perfis dos parafusos convencionais e dos parafusos cone morse, e as diferenças entre o relacionamento destes parafusos com seus respectivos *abutments* (**Figuras 18 a 21**).

Figura 18. Secção longitudinal de implante HE com parafuso convencional

Figura 19. Secção longitudinal de implante TI com parafuso convencional

Figura 20. Secção longitudinal de implante HE com parafuso cone morse

Figura 21. Secção longitudinal de implante TI com parafuso cone morse

FASE 02: RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE CONJUNTOS IMPLANTE/ABUTMENT COM CONEXÕES EM HEXÁGONO EXTERNO E TRIÂNGULO INTERNO UTILIZANDO PARAFUSOS PLANOS CONVENCIONAIS OU PARAFUSOS EXPERIMENTAIS CONE MORSE

Nos testes de resistência à flexão, curvas força/deformação foram obtidas para os conjuntos implante/*abutment* (**Figuras 22 a 25**).

Para todos os conjuntos implante/*abutment*, o comportamento observado durante os ensaios foi semelhante: a força aplicada aumentou gradualmente até atingir a força máxima de flexão (FMF); o conjunto implante/*abutment* entrou em curta fase de deformação plástica, e houve a ocorrência de falha crítica. A falha crítica observada para todos os conjuntos foi a ruptura do parafuso do *abutment*. A força na qual ocorreu a falha foi registrada como a força de ruptura (FR) do conjunto.

Figura 22. Curvas força/deformação para os conjuntos implante/abutment do Grupo A- hexágono externo com parafuso convencional.

Figura 23. Curvas força/deformação para os conjuntos implante/abutment do Grupo B- triângulo interno com parafuso convencional.

Figura 24. Curvas força/deformação para os conjuntos implante/abutment do Grupo C- hexágono externo com parafuso cone morse.

Figura 25. Curvas força/deformação para os conjuntos implante/abutment do Grupo D- triângulo interno com parafuso cone morse.

Os valores de FMF e FR para cada conjunto implante/*abutment* foram registrados, e estão expressos nas **Tabelas 07 e 08**, assim como os valores médios e os desvios-padrão para cada grupo.

As comparações entre os grupos, com valores médios e desvios-padrão, podem ser vistas nos **Gráficos 04 a 06**. A força máxima de flexão (FMF) foi maior para os Grupos C e D, com parafuso cone morse, em comparação aos Grupos A e B, com parafuso convencional. Os valores para as conexões hexágono externo (HE) e triângulo interno (TI) foram semelhantes, independentemente do tipo de parafuso utilizado. As médias dos valores para a FMF obtidos pelos conjuntos implante/*abutment* foram os seguintes: Grupo A (HE-parafuso convencional): $722,99 \pm 56,38\text{N}$; Grupo B (TI-parafuso convencional): $774,87 \pm 217,94\text{N}$; Grupo C (HE-parafuso cone morse): $851,38 \pm 94,94\text{N}$; Grupo D (TI-parafuso cone morse): $922,96 \pm 218,60$ (**Gráfico 04**).

A força de ruptura (FR) foi maior para os Grupos B e D, com conexão em triângulo interno, em comparação aos Grupos A e C, com conexão em hexágono externo. Os valores para os dois tipos de parafusos foram semelhantes, independentemente do tipo de conexão. As médias dos valores para a FR obtidos pelos conjuntos implante/*abutment* foram os seguintes: Grupo A (HE-parafuso convencional): $618,87 \pm 111,90\text{N}$; Grupo B (TI-parafuso convencional): $727,07 \pm 237,96\text{N}$; Grupo C (HE-parafuso cone morse): $683,16 \pm 111,65\text{N}$; Grupo D (TI-parafuso cone morse): $847,89 \pm 205,71\text{N}$ (**Gráfico 05**).

Comparando os resultados da FMF e da FR, verificou-se que os parafusos cone morse proporcionaram maior valor de resistência à flexão para o conjunto implante/*abutment*. Após os conjuntos entrarem em deformação plástica, a conexão em triângulo interno proporcionou maior resistência à ruptura (**Gráfico 06**).

Tabela 07: Valores da força máxima de flexão para cada conjunto implante/*abutment*, com valores médios e os desvios-padrão para cada grupo, em Newtons (N).

FORÇA MÁXIMA DE FLEXÃO (N)				
	Grupo A	Grupo B	Grupo C	Grupo D
1	756,19	1087,56	806,01	680,48
2	768,45	776,69	840,72	677,05
3	686,66	561,82	769,82	959,38
4	790,32	510,73	790,32	1012,54
5	641,65	614,39	801,89	791,69
6	737,07	988,02	902,11	654,59
7	717,36	507,30	838,66	1199,35
8	801,20	971,64	1093,05	1063,73
9	663,42	956,64	788,26	927,32
10	667,54	773,94	882,99	1263,49
Média	722,99	774,87	851,38	922,96
Desvio-Padrão	56,38	217,94	94,94	218,60

Tabela 08: Valores da FR para cada conjunto implante/*abutment*, com valores médios e os desvios-padrão para cada grupo, em Newtons (N).

FORÇA DE RUPTURA (N)				
	Grupo A	Grupo B	Grupo C	Grupo D
1	742,56	1053,43	566,63	625,27
2	767,76	756,19	825,72	625,27
3	557,12	370,30	543,48	922,61
4	678,42	510,73	765,02	983,90
5	555,06	521,62	735,69	786,20
6	685,29	869,36	629,39	621,15
7	529,85	496,41	815,52	1000,96
8	610,95	968,90	581,63	938,20
9	396,88	955,95	780,71	730,99
10	664,79	767,76	587,81	1244,37
Média	618,87	727,07	683,16	847,89
Desvio-Padrão	111,90	237,96	111,65	205,71

Gráfico 04. Comparação dos resultados de força máxima de flexão entre os grupos, com valores médios e desvios-padrão

Gráfico 05. Comparação dos resultados de força de ruptura entre os grupos, com valores médios e desvios-padrão

Gráfico 06. Comparação dos resultados de força máxima de flexão e força de ruptura entre os grupos, com valores médios e desvios-padrão

Analisando-se a FMF, o teste *two-way* ANOVA revelou diferença significativa ($p=0,011$) entre os resultados dos parafusos convencionais e dos parafusos cone morse (**Tabela 09**). Os parafusos cone morse proporcionaram maior resistência à flexão aos conjuntos implante/*abutment*. Não houve diferença significativa entre os tipos de conexão para a FMF. Analisando-se a FR, houve diferença significativa ($p=0,019$) entre os resultados das conexões em hexágono externo e em triângulo interno (**Tabela 10**). Após o início da deformação plástica do conjunto implante/*abutment*, a conexão em triângulo interno proporcionou maior resistência à ruptura para o conjunto. Não houve diferença entre os tipos de parafuso para a FR.

Tabela 09: Análise estatística através do teste *two-way* ANOVA para força máxima de flexão em função do tipo de parafuso (convencional x cone morse) e do tipo de conexão (hexágono externo x triângulo interno) com um nível de significância de $p \leq 0.05$.

Fonte	Soma dos Quadrados Tipo III	gl	Quadrado das Médias	F	Sig.
Modelo Corrigido	230190,341 ^a	3	76730,114	2,856	,051
Intercepto	2,677E7	1	2,677E7	996,264	,000
Conexão	38109,633	1	38109,633	1,418	,241
Parafuso	191111,270	1	191111,270	7,113	,011
Conexão * Parafuso	969,437	1	969,437	,036	,850
Erro	967272,552	36	26868,682		
Total	2,797E7	40			
Total Corrigido	1197462,892	39			

Tabela 10: Análise estatística através do teste *two-way* ANOVA para força de ruptura em função do tipo de parafuso (convencional x cone morse) e do tipo de conexão (hexágono externo x triângulo interno) com um nível de significância de $p \leq 0.05$.

Fonte	Soma dos Quadrados Tipo III	gl	Quadrado das Médias	F	Sig.
Modelo Corrigido	279888,724 ^a	3	93296,241	3,011	,043
Intercepto	2,069E7	1	2,069E7	667,873	,000
Conexão	186225,598	1	186225,598	6,011	,019
Parafuso	85672,610	1	85672,610	2,765	,105
Conexão * Parafuso	7990,516	1	7990,516	,258	,615
Erro	1115381,891	36	30982,830		
Total	2,209E7	40			
Total Corrigido	1395270,615	39			

Microscopia óptica

A análise por microscopia óptica dos conjuntos implante/*abutment* após os testes evidenciou que a falha crítica que ocorreu em todos os conjuntos foi a ruptura do parafuso do *abutment* (**Figuras 26 e 27**). As fraturas ocorreram sempre no limite cervical da região rosqueada do parafuso, próximo a região lisa (haste). Deformações permanentes ocorreram nas plataformas de todos os implantes (**Figuras 28 a 31**).

Figura 26. Parafuso HE evidenciando fratura no limite vertical da parte rosqueada, próximo à haste

Figura 27. Parafuso TI evidenciando fratura no limite vertical da parte rosqueada, próximo à haste

Figura 28. Aspecto da conexão implante/*abutment* no sistema HE após ensaio de resistência à flexão

Figura 29. Aspecto da conexão implante/*abutment* no sistema TI após ensaio de resistência à flexão

Figura 30. Aspecto da plataforma do implante no sistema HE após ensaio de resistência à flexão

Figura 31. Aspecto da plataforma no sistema TI após ensaio de resistência à flexão

6. DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

Os *designs* de conexão em hexágono externo e de conexões internas sem dispositivos de retenção friccional vêm sendo associados, ao longo dos anos, a problemas mecânicos recorrentes; dentre estes problemas, a literatura destaca os afrouxamentos dos parafusos protéticos e dos *abutments* como complicações mais frequentes (Jemt et al., 1990; Jemt et al., 1991; Burguete et al., 1994; Becker e Becker, 1995; Wie, 1995; Balshi et al., 1996; Weiss et al., 2000; Siamos et al., 2002; Tzenakis et al., 2002; Winkler et al., 2003; Cho et al., 2004; Tsuge e Hagiwara, 2009). Com o início das restaurações unitárias implantossuportadas, estas complicações se tornaram mais significantes devido à alta exigência mecânica que estas restaurações demandam dos parafusos dos *abutments* (Quek et al., 2008); o afrouxamento destes parafusos passou a ser complicação ainda mais preocupante nas restaurações unitárias cimentadas, nas quais a ocorrência de afrouxamentos de parafusos implicam na remoção da coroa para possibilitar o reaperto, o que nem sempre é possível de ser realizado através de meios não destrutivos (Drago, 2003; Çehreli et al., 2004; Preiskel e Tsolka, 2004; Vigolo et al., 2008; Tsuge e Hagiwara, 2009).

Estudos clínicos confirmaram o afrouxamento de parafusos de *abutments* como principal falha mecânica associada às próteses unitárias implantossuportadas com conexões parafusadas, especialmente as em hexágono externo, e foram publicados principalmente na década de 90 (Jemt et al., 1990; Jemt et al., 1991; Laney et al., 1994; Becker e Becker, 1995; Wie, 1995; Balshi et al., 1996; Norton, 1997; Levine et al., 1999). Devido às altas taxas de afrouxamento apresentadas nestes estudos pioneiros, muitos estudos subsequentes sobre *designs* de conexões

protéticas e propriedades mecânicas de conexões parafusadas fizeram alguma citação associando as conexões parafusadas convencionais, especialmente as em hexágono externo, com altas taxas de afrouxamento de parafusos do *abutment*; assim, essa associação perdurou até os dias atuais **(Balfour e O'Brien, 1995; Binon, 1996; Norton, 1997; Boggan et al., 1999; Aboyoussef et al., 2000; Merz et al., 2000; Schwarz, 2000; Weiss et al., 2000; Siamos et al., 2002; Tzenakis et al., 2002; Akça et al., 2003; Finger et al., 2003; Winkler et al., 2003; Çehreli et al., 2004; Cho et al., 2004; Garine et al., 2007; Coppedê et al., 2009; Gil et al., 2009; Tsuge e Hagiwara, 2009).**

Entretanto, a análise detalhada da literatura evidencia que os problemas com afrouxamento de parafusos dos *abutments* em conexões parafusadas convencionais ocorreram principalmente no início dos trabalhos com restaurações implantossuportadas unitárias, momento no qual os *abutments* não apresentavam características anti-rotacionais efetivas, as tolerâncias de usinagem entre os implantes e os *abutments* não eram ideais, os parafusos eram feitos de materiais pouco apropriados, as chaves para aperto dos parafusos eram chaves de fenda e não existiam artefatos para mensuração da aplicação de torque aos parafusos **(Jemt et al., 1990; Jemt et al., 1991; Laney et al., 1994; Wie, 1995; Balshi et al., 1996; Norton, 1997; Levine et al., 1999)**. Estas deficiências foram sendo corrigidas ao longo dos anos para superar os problemas mecânicos advindos das restaurações unitárias iniciais: mecanismos anti-rotacionais mais precisos foram criados no sistema hexágono externo e nos numerosos sistemas de conexão interna que foram desenvolvidos; as tolerâncias de usinagem foram aprimoradas, atingindo precisão de adaptação satisfatória entre os componentes; os parafusos dos *abutments* passaram a ser confeccionados a partir de ligas mais apropriadas e resistentes, e a ter melhor

refinamento de superfície devido ao aprimoramento dos processos de usinagem, inclusive através da adição de materiais de revestimento para reduzir a resistência friccional das roscas e aumentar a pré-carga; novos tipos de conexões mais eficientes para a aplicação de valores mais altos de torque foram desenvolvidos para as chaves de aperto dos parafusos, como conexões hexagonais, quadradas, *unigrip*, entre outras; artefatos de controle da aplicação de torque foram criados para que a aplicação de torque aos parafusos de *abutments* fosse calibrada, no intuito de atingir a pré-carga ideal do parafuso **(Burguete et al., 1994; Laney et al., 1994; Norton et al., 1999; Martin et al., 2001; Mitrani et al., 2001; Standlee et al., 2002; Tan e Nicholls, 2002; Drago, 2003; Çehreli et al., 2004; Cho et al., 2004; Khraisat et al., 2004; Preiskel e Tsolka, 2004; Nedir et al., 2006; Hill et al., 2007; Stüker et al., 2008; Theoharidou et al., 2008; Valee et al., 2008; Dailey et al., 2009).**

A incorporação destes desenvolvimentos aos sistemas de implantes com conexões parafusadas reduziu consideravelmente o índice de afrouxamento dos parafusos dos *abutments*; estudos realizados a partir do final dos anos 90 até o presente demonstram que o afrouxamento de parafusos, independentemente do sistema utilizado, passou a ser ocorrência rara **(Drago, 2003; Çehreli et al., 2004; Cho et al., 2004; Khraisat et al., 2004; Preiskel e Tsolka, 2004; Nedir et al., 2006; Theoharidou et al., 2008;).** Tsuge e Hagiwara (2009) afirmaram que não existe evidência conclusiva de que as configurações anti-rotacionais internas sejam melhores que as externas com relação ao afrouxamento de parafusos durante a utilização clínica.

Resultados de estudos laboratoriais *in vitro* e modelos numéricos sugerem a superioridade mecânica das conexões implante/*abutment* que incorporaram componentes de retenção friccional cônicos internos ao desenho dos seus

abutments em relação às juntas parafusadas convencionais quanto à estabilidade mecânica (micromovimentação) e à resistência flexural (**Sutter et al., 1993; Norton 1997; Merz et al. 2000; Khraisat et al., 2002; Akça et al., 2003; Kitagawa et al. 2005; Theoharidou et al., 2008; Coppedê et al., 2009; Park et al., 2010**). Entretanto, estudos *in vivo* demonstram que, apesar da estabilidade oferecida por estas conexões, elas não se encontram completamente livres de complicações mecânicas na utilização clínica em longo prazo, como afrouxamento e fraturas de parafusos e *abutments* (**Levine et al., 1999; Quek et al., 2008**).

Apesar das vantagens mecânicas verificadas nos estudos *in vitro*, alguns resultados obtidos pelos implantes com conexões cônicas internas são semelhante aos obtidos pelos demais sistemas de conexões internas e externas com relação às falhas mecânicas, como afrouxamento e fratura de parafusos (**Alkan et al., 2004; Piermatti et al., 2006; Theoharidou et al., 2008**). Portanto, com base na literatura científica internacional, ainda não é possível afirmar que os sistemas de conexão cônica interna apresentem melhor desempenho mecânico no uso clínico em longo prazo, em comparação com os demais sistemas de conexão. A padronização dos estudos clínicos prospectivos randomizados se faz necessária para que comparações efetivas entre os diversos sistemas possam ser realizadas, no intuito de verificar de forma conclusiva se as vantagens mecânicas apresentadas pelos sistemas de conexão cônica interna nos modelos numéricos, e nos estudos *in vitro*, se traduzem em superioridade clínica no que tange às falhas mecânicas, como afrouxamento e fratura de parafusos.

Alguns dos sistemas com conexão cônica interna apresentam *design* no qual a plataforma protética é independente da plataforma do implante, e é determinada pela altura da cinta do *abutment* (Ex: Ankylos, Neodent). Estes sistemas podem

gerar situações de difícil gerenciamento protético, periodontal e biológico: a cinta destes *abutments* tem como objetivo formar ao seu redor um anel de tecidos moles estáveis, semelhante à conformação do espaço biológico em dentes naturais, com fibras circulares de tecido conjuntivo organizadas ao seu redor, formando um “selamento” biológico de proteção à plataforma do implante. De forma semelhante aos dentes naturais, o espaço biológico ao redor dos implantes varia de 2 a 3mm de comprimento. Portanto, a altura ideal da cinta dos *abutments* destes sistemas deveria ser de 2,5 a 3,5mm. Entretanto, em algumas situações específicas, a utilização de cintas com estas alturas torna-se impossível, devido à espessura insuficiente dos tecidos moles ou a reabsorção óssea inesperada ao redor dos implantes, obrigando a utilização de cintas com altura de 1,5 ou 0,8mm. Neste espaço reduzido, a formação de espaço biológico com a organização de fibras conjuntivas circulares é discutível; o que se verifica clinicamente nestes casos é a ausência de tecidos moles organizados ao redor da cinta do *abutment*, sendo possível a total visualização da plataforma do implante após a remoção do *abutment*. Em outros casos, a reabsorção óssea e/ou a retração gengival expõe a região de cinta do *abutment*, tornando-a supra-gengival; sua forma côncava faz com que ela se torne um nicho de retenção de alimentos e bactérias, de difícil higienização, além de ser falha estética considerável. Não existe nestes sistemas a possibilidade de utilização de componentes de altura 0, à nível da plataforma do implante, para correção destas situações. Por fim, a ausência de posições protéticas definidas em uma conexão cônica pode ser um fator causador de complicações protéticas em casos de restaurações unitárias: a moldagem da cabeça do implante torna-se um procedimento protético complicado, e o afrouxamento de um *abutment* torna impossível o seu reposicionamento na posição original, o que implica na perda da

prótese. Portanto, a presença de um dispositivo de indexação do posicionamento protético é de fundamental importância nos sistemas com conexão cônica interna.

A utilização destes sistemas em locais adequados, com perfeito posicionamento tridimensional e boa espessura de tecidos moles permite a obtenção de excelentes resultados estéticos e biológicos, aproveitando-se de todas as vantagens biológicas e mecânicas que o sistema pode oferecer; no entanto, falhas no planejamento, no posicionamento tridimensional ou escassez de espessura de tecidos moles podem levar a situações com impossibilidade de solução protética adequada, incorrendo em grande risco clínico. Alguns destes sistemas possuem mais de 20 anos de utilização clínica, porém nunca se tornaram unanimidade entre os clínicos: pesquisas de mercado demonstram que o sistema de hexágono externo ainda é o mais utilizado mundialmente **(Binon e McHugh, 1996; Theoharidou et al., 2008)**.

Uma desvantagem biológica dos *designs* de conexão externa ou interna, sem *abutments* com retenção friccional, se refere ao *gap* presente na interface implante/*abutment*, que permite a infiltração bacteriana do meio externo para o meio interno, e do meio interno para o meio externo; a presença deste gradiente bacteriano próximo à crista óssea, somada ao efeito irritante da micromovimentação rotacional do *abutment*, causam a formação de um infiltrado inflamatório no local **(Laney et al., 1994; Steinebrunner et al., 2005; Coelho et al., 2007; Barbosa et al., 2008; Coelho et al., 2008; Vigolo et al., 2008; Calvo-Guirado et al., 2009; do Nascimento et al., 2009)**. Este processo culmina com a perda óssea em forma de cálice observada nestes sistemas, conhecida por saucerização, que foi descrita como a perda óssea de 1,5mm no primeiro ano, e de 0,1mm anualmente **(Adell et al., 1981; Lazzara et al., 2006)**. Uma grande vantagem dos sistemas com conexões

cônicas internas sobre os demais sistemas é a excelente adaptação entre o *abutment* e o implante, o que minimiza a infiltração bacteriana através de suas interfaces e a micromovimentação do *abutment* (Coelho et al., 2008). A ausência de *gap* e micromovimentação entre *abutment* e implante com conexão cônica interna culmina em conexão com excelente estabilidade biológica em longo prazo; consequentemente, a saucerização ao redor da plataforma destes implantes é menos provável de ocorrer.

Entretanto, foi descrita por Lazzara et al. (2006) técnica para minimizar a saucerização nos demais sistemas, com conexões externas ou internas que não possuam componentes friccionais, a qual denominaram *platform switching*: conceito que consiste na utilização de componentes protéticos de menor diâmetro em relação à plataforma do implante; com isso, o *gap* e a micromovimentação do *abutment* são afastados da crista óssea, e o raio de ação do infiltrado inflamatório fica restrito ao topo da plataforma, o que minimiza seu efeito deletério sobre a crista. Estudos clínicos têm confirmado estes achados biológicos (Calvo-Guirado et al., 2009; Prosper et al., 2009; Atieh et al., 2010). A distância mínima de *platform switching* entre o *abutment* e a plataforma do implante deve ser de 0,4mm para que a ocorrência de saucerização seja minimizada (Atieh et al., 2010). Portanto, a utilização do conceito *platform switching* em sistemas de conexão externa ou interna pode levar a resultados biológicos periimplantares em longo prazo semelhantes aos obtidos por sistemas de conexão cônica interna.

Os resultados do presente estudo demonstraram que a utilização de parafusos cone morse em *abutments* de sistemas com conexão externa ou interna resultou em conjuntos implante/*abutment* com pouca tendência ao afrouxamento de parafusos e alta resistência mecânica flexural; a incorporação do conceito *platform*

switching nestes sistemas poderia resultar em resposta biológica favorável dos tecidos periimplantares, minimizando a ocorrência de saucerização, o que poderia resultar na obtenção de resultados clínicos semelhantes através da utilização de implantes com hexágono externo ou conexões internas, ou da utilização de sistemas com conexão cônica interna, tanto em relação ao afrouxamento de parafusos quanto em relação à estabilidade dos tecidos periimplantares. Estudos clínicos em longo prazo se fazem necessários para comprovação da eficácia mecânica e biológica dos diversos sistemas de implantes com a utilização de parafusos cone morse e do conceito *platform switching*.

Coppedê et al. (2009) relataram metodologia de carregamento mecânico cíclico semelhante à empregada no presente estudo. Entretanto, algumas limitações na metodologia deste estudo de 2009 foram salientadas pelos autores, como o valor da força de carregamento, de apenas 5N, e o tempo de ensaio limitado, com apenas 1.325 ciclos para cada amostra, o que equivaleu a 3 a 4 dias de função oral. Para o presente estudo, foi desenvolvida uma nova máquina de ensaios de carregamento cíclico, para simular mais precisamente a dinâmica do movimento mastigatório. Nesta nova máquina, a força de carregamento foi de 50N, o que equivaleu à força mastigatória normal na região posterior (**Hobkirk e Psarros, 1992; Richter, 1995; Attia e Kern, 2004; Stegaroiu et al., 2004; Khraisat et al., 2006**); este valor é bastante controverso na literatura, variando de 17N a 3.500N (**Binon, 1996; Tortopidis et al., 1998; Hidaka et al., 1999; Morneburg et al., 2002; Winkler et al., 2003; Khraisat et al., 2004; Curtis et al., 2006; Oie et al., 2010**). O movimento cíclico realizado pela nova máquina apresentou 3 momentos distintos, o primeiro momento simulou o apertamento oclusal através de movimento vertical para baixo, no qual os 50N foram completamente liberados sobre o conjunto implante/*abutment*;

o segundo momento simulou o movimento de lateralidade, no qual o conjunto implante/*abutment* se deslocou por 10mm em movimento lateral com toda a carga de 50N incidindo sobre si; e o terceiro momento simulou a desoclusão, com toda a carga sendo removida do conjunto. Cada ciclo durou 1 segundo (1Hz) o que equivaleu à frequência mastigatória humana normal **(Huysmans e van der Varst, 1995; Khraisat et al., 2002; Lee et al., 2002; Winkler et al., 2003; Attia e Kern, 2004; Khraisat et al., 2004)**. As condições estabelecidas por esta nova metodologia se assemelharam muito às condições clínicas de mastigação; em adição, no presente estudo foram realizados 300.000 ciclos para cada amostra, o que equivaleu a 1 ano de função oral normal **(Breeding et al., 1993; Dixon et al., 1995; Gateau et al., 1999; Khraisat et al., 2002; Khraisat et al., 2004; Quek et al., 2006; Tsuge e Hagiwara, 2009)**. Segundo **Winkler et al. (2003)** estudos *in vitro* que examinaram a dinâmica do afrouxamento de parafusos utilizado máquinas hidráulicas de teste possuíram grandes limitações devido às dificuldades em reproduzir a natureza complexa do ciclo mastigatório. Portanto, os aprimoramentos na metodologia do presente estudo foram introduzidos para obter resultados semelhantes ao que se poderia esperar com a utilização clínica dos componentes.

Outra consideração sobre a metodologia diz respeito à tensão gerada pela carga mastigatória sobre os conjuntos implante/*abutment*. Em estudos sobre a mecânica de próteses convencionais ou sobre implantes, o único valor considerado para avaliar os efeitos das cargas oclusais foi a força mastigatória **(Hobkirk e Psarros, 1992; Richter, 1995; Tortopidis et al., 1998; Gateau et al., 1999; Lee et al., 2002; Morneburg et al., 2002; Winkler et al., 2003)**. No entanto, o valor da força mastigatória considerado isoladamente é incompleto, pois o efeito que a força exerce sobre a restauração é dependente da área efetiva oclusal. O resultado da

divisão da força de mastigação pela área da superfície efetiva oclusal determina a *tensão* gerada sobre a restauração **(Hidaka et al., 1999)**. O valor da tensão é mais relevante para os efeitos mecânicos sobre as restaurações do que a força mastigatória em si: considerando a força mastigatória de 300N **(Morneburg e Proshel, 2003)** incidindo sobre a área efetiva oclusal de uma arcada completa ($48,4\text{mm}^2$) **(Yurkstas e Manly, 1949; Wilding, 1993)**, a tensão gerada sobre as superfícies oclusais seria de aproximadamente $6,20\text{N/mm}^2$. Entretanto, se esta mesma força incidir apenas sobre a área efetiva oclusal de um pré-molar inferior ($3,6\text{mm}^2$) **(Yurkstas e Manly, 1949)**, a tensão gerada seria de aproximadamente $83,33\text{N/mm}^2$. A diferença entre os dois valores seria de aproximadamente 1.344%. As amostras do presente estudo foram submetidas a altos valores de tensão: considerando a força utilizada (50N) e a área da superfície dos *abutments* ($7,06\text{mm}^2$), obteve-se o valor de tensão de $7,08\text{N/mm}^2$, comparável à tensão de $8,75\text{N/mm}^2$ gerada pela carga de 300N incidindo sobre a área oclusal efetiva de uma prótese fixa inferior de três elementos ($34,3\text{mm}^2$) **(Yurkstas e Manly, 1949)**, tipo de prótese utilizado nos estudos citados.

Além de altos valores de tensão gerados pelo carregamento axial cêntrico, os movimentos de lateralidade submeteram os conjuntos implante/*abutment* a altas cargas não axiais, menos favoráveis para os conjuntos **(Rangert et al., 1989; Wiskot et al., 2004)**, consideravelmente maiores que as cargas laterais observadas *in vivo*. Nos movimentos de lateralidade, os dentes posteriores praticamente não se tocam e os dentes anteriores se tocam e deslizam suavemente; **Morneburg e Proschel (2003)** observaram forças laterais médias de 25N em próteses implantossuportadas durante a mastigação. Nos testes deste estudo, a lateralidade foi executada com carga de 50N incidindo totalmente sobre as amostras, num

percurso linear de 10mm, o que gerou consideráveis cargas oblíquas e vibração, devido à fricção entre a superfície do *abutment* e a superfície de aço da matriz antagonista. Esses fatores possivelmente submeteram os parafusos dos *abutments* a um esforço superior ao esperado no desempenho *in vivo*, o que implicou em torques de desaperto possivelmente inferiores aos que poderiam ser esperados em 1 ano de uso clínico, para ambos os tipos de parafusos.

Cantwell e Hobkirk (2004) destacaram a influência do *design* da cabeça do parafuso na obtenção da pré-carga. O presente estudo propôs novo *design* de parafuso, com o objetivo de aprimorar a conexão parafusada implante/*abutment*: o parafuso cone morse, que incorporou ao seu *design* cabeça com conicidade de 25°, proporcionando o componente de retenção friccional ao parafuso do *abutment*. Desta forma, além do travamento gerado pelas roscas do parafuso, ocorreria a retenção friccional adicional entre a cabeça do parafuso e as paredes do *abutment*. Este travamento se oporia aos micromovimentos rotacionais do parafuso, reduzindo a perda de torque do mesmo. Com isso, haveria maior proteção à pré-carga do parafuso durante os movimentos funcionais da mastigação. A hipótese testada neste estudo foi de que o parafuso cone morse apresentaria torque de desaperto superior ao parafuso plano convencional, antes e após carregamento mecânico, sem prejudicar a resistência à flexão estática do conjunto implante/*abutment*. Os resultados dos testes *in vitro* sugeriram que houve diferença significativa ($p=0,000$) na pré-carga residual antes e após carregamento mecânico entre os dois tipos de parafuso: os parafusos cone morse apresentaram torques de desaperto significativamente superiores aos apresentados pelos parafusos planos convencionais. Clinicamente, este fato poderia se traduzir em conexões parafusadas mais estáveis que as atuais, que já apresentam alto grau de estabilidade,

independentemente do sistema de implantes de preferência do clínico. O aumento da estabilidade poderia ser relevante em situações de alta demanda mecânica, como em restaurações unitárias na região posterior, ou ainda, em casos de restaurações cimentadas, onde haveria menor probabilidade de afrouxamento do parafuso. Estes resultados são opostos à teoria de que maiores valores de pré-carga para um determinado valor de torque seriam obtidos por parafusos de cabeça plana em comparação à parafusos com bisel ou cônicos, proposta em estudos pregressos (**Jörnégus et al., 1992; Piermatti et al., 2006**); possivelmente, os resultados adversos apresentados pelos parafusos cônicos nestes estudos desmotivou futuras investigações até o presente. Observou-se no presente estudo que variáveis como a angulação das paredes do parafuso e o torque aplicado apresentam grande influência sobre os resultados obtidos pelo parafuso; portanto, uma possível explicação para o desempenho desfavorável dos parafusos com cabeça cônica apresentados nestes estudos pregressos pode ser a combinação inadequada das características morfológicas, estruturais e mecânicas destes parafusos. Os resultados obtidos através das inúmeras combinações destas características podem ser testados através de trabalhos com elementos finitos ou por sucessivas tentativas de combinações, que podem se tornar dispendiosas. Para a realização do presente estudo, foram testadas algumas configurações de *design* dos parafusos cônicos na fase de teste piloto; a configuração que apresentou os melhores resultados foi a descrita e utilizada ao longo deste trabalho. Estudos numéricos se fazem necessários para a determinação conclusiva da configuração ideal destes parafusos. Estudos clínicos em longo prazo se fazem necessários para a comprovação da eficácia dos parafusos cone morse em restaurações implantossuportadas *in vivo*.

Foram designados dois tipos de conexão para os testes *in vitro* do presente trabalho: hexágono externo, por ser o *design* de conexão mais testado e utilizado no mundo (Binon e McHugh, 1996), e triângulo interno, para representar os sistemas de conexão interna sem retenção friccional; entretanto, o parafuso cone morse poderia ter sido aplicado a qualquer sistema de conexão parafusada, bastando que as devidas modificações fossem feitas na geometria interna dos *abutments* para permitir o perfeito acoplamento entre o parafuso e o *abutment*. Os resultados deste estudo *in vitro* não evidenciaram diferença significativa quanto ao afrouxamento de parafusos após simulação de 1 ano de função mastigatória entre os dois *designs* de conexão. Nos testes de resistência à flexão foram medidos dois valores de forças: a força máxima de flexão (FMF) e a força de ruptura (FR) de cada amostra. A FMF representou o “limite de resistência” de cada amostra, e poderia ser utilizada como parâmetro da carga máxima resistida por cada sistema antes que eventos destrutivos ocorressem. Após a FMF, a resistência das amostras entrou em declínio, e falhas críticas ocorreram em todas as amostras. A força necessária para causar a falha crítica das amostras representou a FR; neste estudo, todas as falhas críticas apresentadas pelos conjuntos implante/*abutment* foram fraturas dos parafusos.

Os resultados dos testes de resistência à flexão confirmaram a hipótese de que o parafuso cone morse não prejudica a resistência à flexão estática do conjunto implante/*abutment*; houve diferença significativa entre os resultados de FMF obtidos pelos parafusos planos convencionais e pelos parafusos cone morse ($p=0,011$), sendo que os conjuntos implante/*abutment* com parafusos cone morse apresentaram maior resistência à flexão. O *design* da conexão não influenciou na FMF ($p=0,241$), não havendo diferença significativa entre os resultados obtidos pelas conexões hexágono externo e triângulo interno. Os valores de FMF para todos os

conjuntos analisados foram consideravelmente superiores aos valores observados clinicamente para forças mastigatórias oblíquas. Portanto, a utilização dos parafusos cônicos pode resultar em menor possibilidade de afrouxamento de parafusos, sem perda de resistência flexural dos conjuntos implante/*abutment*.

Para os resultados da FR houve influência significativa do tipo de conexão ($p=0,019$), a conexão triângulo interno apresentou os melhores resultados. Isso ocorreu possivelmente devido ao maior comprimento da conexão interna, que após o início das deformações plásticas de flexão do conjunto implante/*abutment* atuou como proteção contra a fratura do parafuso, aumentando a força necessária para fraturá-lo, em comparação à conexão em hexágono externo, onde toda a força foi absorvida somente pelo parafuso. Estes resultados estão em concordância com outros trabalhos da literatura (**Tan et al., 2004; Steinebrunner et al., 2008; Lee et al., 2010**). O tipo de parafuso não influenciou na FR ($p=0,105$); ambos os parafusos apresentaram resultados semelhantes. Os valores de FR para todos os conjuntos analisados foram consideravelmente superiores aos valores observados clinicamente para forças mastigatórias oblíquas. Segundo **Tan et al. (2004)** quando a conexão abre assimetricamente sob cargas aplicadas excentricamente, cargas adicionais externas são resistidas pela haste do parafuso; tensão maior é induzida no lado tensionado, predispondo a haste do parafuso à fratura. Este relato é confirmado pelos resultados da análise por microscopia óptica, realizada nos parafusos após os ensaios de resistência flexural, que evidenciaram fraturas assimétricas oblíquas nas hastes dos parafusos, direcionadas para o lado tensionado.

A utilização de parafusos experimentais com cabeça cônica como parafusos de retenção de *abutments* para próteses implantossuportadas apresentou resultados

favoráveis quanto à perda de torque e quanto à resistência flexural, em comparação a parafusos de cabeça plana convencionais. Estes resultados estão possivelmente relacionados à retenção friccional proporcionada pela cabeça destes parafusos em contato com a parede interior dos *abutments*, o que impediu micromovimentos no sentido anti-horário, reduzindo o afrouxamento, sem prejudicar a resistência flexural. Clinicamente, estes achados poderiam se traduzir em redução significativa no afrouxamento de parafusos nos sistemas de conexão externa ou interna. Os profissionais familiarizados com os sistemas de implantes mais utilizados no mundo, como os sistemas de hexágono externo ou interno, não precisariam necessariamente mudar de sistema para obter uma grande estabilidade em relação ao afrouxamento de parafusos; além disso, com a aplicação conceito *platform switching* em seu sistema de implantes habitual, as vantagens biológicas oferecidas por este conceito também poderiam ser obtidas, proporcionando a estabilidade dos tecidos periimplantares em longo prazo. Infelizmente, nem sempre é possível aplicar o conceito *platform switching* em todos os sistemas de implantes disponíveis.

A partir dos trabalhos analisados na revista da literatura e dos resultados obtidos na parte experimental deste trabalho, é possível estabelecer algumas considerações sobre as características da conexão implante/*abutment* mais próxima do ideal:

- A conexão cônica interna parece ser superior às demais conexões em relação aos fatores micromovimentação e *gap* implante/*abutment*, sendo que neste tipo de conexão ambos são praticamente ausentes; a ausência destes fatores negativos proporciona estabilidade biológica dos tecidos periimplantares; no entanto, este tipo de conexão não apresenta evidências conclusivas na literatura que demonstrem sua

superioridade em relação às complicações mecânicas com a utilização clínica em longo prazo, como afrouxamento de parafusos e *abutments*;

- A presença de um sistema de indexação do posicionamento protético é de fundamental importância para possibilitar o reposicionamento do *abutment* em posições definidas em sistemas com conexão cônica interna;
- Para o aprimoramento do desempenho mecânico das conexões cônicas internas, os parafusos cônicos propostos neste trabalho poderiam ser utilizados como retentores dos *abutments*, com o objetivo de minimizar a ocorrência de afrouxamento de parafusos;
- O sistema com conexão cônica interna ideal deveria permitir soluções protéticas para a maior quantidade de situações clínicas possíveis, através de uma linha versátil de componentes, que possuísse *abutments* com cinta elevada para os casos mais favoráveis, ou com linha zero em relação à plataforma do implante para os casos desfavoráveis;
- Por fim, a incorporação do conceito *platform switching* otimizaria os resultados biológicos de estabilidade dos tecidos periimplantares.

Em resumo, com base nos conhecimentos biomecânicos atuais, a conexão implante/abutment ideal deveria apresentar:

1. conexão cônica interna;
2. indexação do posicionamento protético do *abutment*;
3. parafuso de retenção do *abutment* com cabeça cônica;
4. componentes com cinta ou com linha zero;
5. *platform switching*.

Os resultados obtidos no presente trabalho necessitam de confirmação através de novos estudos laboratoriais. As demais características mecânicas e estruturais dos parafusos experimentais cone morse devem ser determinadas através de testes específicos, para que sejam validados em novos estudos com uso clínico. Por fim, aperfeiçoamentos na estrutura e superfície destes parafusos podem aprimorar os resultados obtidos neste trabalho. Novos estudos devem ser realizados para desenvolver os aperfeiçoamentos possíveis, com o objetivo de obter parafusos que proporcionem alto grau de estabilidade e resistência ao afrouxamento em longo prazo.

7. CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

Baseado na metodologia empregada e nos resultados obtidos neste estudo, considerando as limitações existentes, conclui-se que:

1. Os parafusos cone morse apresentaram maior torque de desaperto em comparação aos parafusos planos convencionais, tanto antes quanto após carregamento mecânico cíclico equivalente a 1 ano de função mastigatória;
2. O *design* da conexão protética não teve influência significativa sobre o torque de desaperto dos parafusos;
3. Os parafusos cone morse obtiveram maiores valores de resistência à flexão em comparação aos parafusos planos convencionais;
4. A conexão em triângulo interno obteve maiores valores para a força de ruptura em comparação à conexão em hexágono externo.

8. REFERÊNCIAS

8. REFERÊNCIAS

1. Aboyoussef H, Weiner S, Ehremberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83:450-455.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
3. Akça K, Çehreli MC, Iplikçioğlu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Impl Res* 2003;14:444-454.
4. Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analysis of two antirotational designs of implant fixtures. *Implant Dent* 2005;14:77-81.
5. Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 1: Characterization of adhesive wear and structure of retaining screws. *J Prosthodont* 2008;17:168-180.
6. Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 2: Metallurgical and microhardness analysis. *J Prosthodont* 2008;17:181-191.
7. Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 3: Preload and tensile fracture load testing. *J Prosthodont* 2008;17:192-200.
8. Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 4: Failure analysis of 10 fractured retaining screws retrieved from three patients. *J Prosthodont* 2008;17:201-210.
9. Alkan I, Sertgoz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent* 2004;91:319-325.
10. Al Rafee MA, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB, Tzenakis GK, Pechous CE. The effect of repeated torque on the ultimate strength of slotted gold prosthetic screws. *J Prosthet Dent* 2002;88:176-182.
11. Al-Turky LEE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002;15:38-42.

12. Atieh MA, Ibrahim HM, Atieh AH. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol* 2010;81:1350-1366.
13. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004; 92:551-556.
14. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995;73:36-43.
15. Balshi TJ, Hernandez RE, Pryszlak MC, Rangert B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:372-378.
16. Barbosa GAS, Bernardes SR, Neves FD, Fernandes Neto AJ, Mattos MGC, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J* 2008;19:358-363.
17. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995;74:51-55.
18. Bernardes SR, Araújo CA, Neto AJF, Júnior PS, Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:781-789.
19. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:511-519.
20. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:149-160.
21. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82:436-440.
22. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.
23. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 1993;6:435-439.
24. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592-599.
25. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil* 2005;32:838-843.

26. Byrne D, Jacobs S, O'Connel B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont* 2006;15:164-171.
27. Calvo-Guirado JL, Ortiz-Ruiz A, López-Marí L, Delgado-Ruiz R, Maté-Sánchez J, Gonzales LAB. Immediate maxillary restoration of single-tooth implants using platform switching for crestal bone preservation: a 12-month study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:275-281.
28. Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:124-132.
29. Carrilho GPB, Dias RP, Elias CN. Comparison of external and internal hex implants' rotational freedom: a pilot study. *Int J Prosthodont* 2005;18:165-166.
30. Çehreli MC, Akça K, Tonuk E. Accuracy of a manual torque application device for morse-taper implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:743-748.
31. Çehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H, Şahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clin Oral Impl Res* 2004;15:459-465.
32. Çehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H. Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. *Clin Oral Impl Res* 2004;15:481-489.
33. Cho SC, Small PN, Elian N, Tarnow D. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7-year longitudinal data. *Implant Dent* 2004;13:245-250.
34. Choi JH, Lim YJ, Kim CW, Kim MJ. The effect of different screw-tightening techniques on the stress generated on an internal-connection implant superstructure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:1045-1053.
35. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268-275.
36. Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, Da Silva N, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. *J Oral Rehabil* 2007;34:508-516.
37. Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, Kurtz KS, Romanos GE, Silva NRFA. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *J Oral Rehab* 2008;35:917-924.
38. Coppedê AR, Mattos MGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Impl Res* 2009;20:624-632.

39. Coppedê AR, Bersani E, Mattos MGC, Rodrigues RCS, Sartori IAM, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2009;22:283-286.
40. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2006;34:317-325.
41. Dailey B, Jordan L, Blind O, Tavernier B. Axial displacement of abutments into implants and implant replicas, with the tapered cone-screw internal connection, as a function of the tightening torque. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:251-256.
42. Davi LR, Golin AL, Bernardes SR, Araújo CA, Neves FD. In vitro integrity of implant external hexagon after application of surgical placement torque simulating implant locking. *Braz Oral Res* 2008;22:125-131.
43. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995;74:270-278.
44. Drago CJ. A clinical study of the efficacy of Gold-Tite square abutment screws in cemented-retained implant restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:273-278.
45. Elias CN, Figueira DC, Rios PR. Influence of the coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2006;26:1361-1366.
46. Erneklint C, Ödman P, Örtengren U, Karlsson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 abutment designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:733-737.
47. Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003;15:625-632.
48. Garine WN, Funkenbusch PD, Ercoli C, WodenschekJ, Murphy WC. Measurement of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:928-938.
49. Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. *J Prosthet Dent* 1999;82:341-347.
50. Gil FJ, Aparicio C, Manero JM, Padrós A. Influence of the height of the external hexagon and surface treatment on fatigue life of commercially pure titanium dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:583-590.

51. Gomez-Roman G, Schulte W, d'Hoedt B, Axman Krcmar D. The Frialit-2 implant system: five-year clinical experience in single-tooth and immediately postextraction applications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:299-309.
52. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001;85:47-52.
53. Guda T, Ross TA, Lang LA, Millwater HR. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *J Prosthet Dent* 2008;100:183-193.
54. Hanses G, Smedberg JI, Nilner K. Analysis of a device for assessment of abutment and prosthesis screw loosening in oral implants. *Clin Oral Impl Res* 2002;13:666-670.
55. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003;89:346-351.
56. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res* 1999;78:1336-1344.
57. Hill EE, Phillips SM, Breeding LC. Implant abutment screw torque generated by general dentists using a hand driver in a limited access space simulating the mouth. *J Oral Implantol* 2007;33:277-279.
58. Hobkirk JA, Psarros KJ. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:345-352.
59. d'Hoedt B, Schulte W. A comparative study of results with various endosseous implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:95-105.
60. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent* 2001;85:599-607.
61. Huysmans MCDNJM, van der Varst PGT. Mechanical longevity estimation model for post and core restorations. *Dent Mater* 1995;11:252-257.
62. Iplikçioğlu H, Akça K, Çehreli MC, Sahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:258-265.
63. Jemt T, Lekholm U, Grändahl K. A 3-year followup study of early single implant restorations ad modum Brånemark. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1990;10:340-349.

64. Jemt T, Laney W, Harris D, Henry PJ, Krogh Jr PHJ, Polizzi G, Zarb GA, Herrman I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:29-36.
65. Jörnus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353-359.
66. Karl M, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro effect of load cycling on metal ceramic cement- and screw-retained implant restorations. *J Prosthet Dent* 2007;97:137-40.
67. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604-610.
68. Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004;6:157-164.
69. 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;91:326-324.
70. Khraisat A, Baqain ZH, Smaadi L, Nomura S, Miyakawa O, Elnasser Z. Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006;8:96-99.
71. Kim SG, Park JU, Jeong JH, Bae C, Bae TS, Chee W. In vitro evaluation of reverse torque value of abutment screw and marginal opening in a screw- and cemented-retained implant fixed partial denture design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:1061-1067.
72. Kirsh A. The two-phase implantation method using IMZ intramobile cylinder implants. *J Oral Implantol* 1983;11:197-210.
73. Kirsh A, Ackermann KL. The IMZ osteointegrated implant system. *Dent Clin North Am* 1989;33:733-791.
74. Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;75:457-463.
75. Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PHJ, Polizzi G, Zarb GA, Herrman I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:49-54.
76. Lang LA, Wang RF, May KB. The influence of screw tightening on screw joint configuration. *J Prosthet Dent* 2002;87:74-79.

77. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent* 2003;90:539-546.
78. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26:9-17.
79. Lee J, Kim YS, Kim CW, Han JS. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent* 2002;88:402-408.
80. Lee FK, Tan KB, Nicholls JI. Critical bending moment of four implant-abutment interface designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:744-751.
81. Levine RA, Clem III DS, Wilson Jr TG, Higginbottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single tooth replacements: results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:516-520.
82. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006;33:75-78.
83. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001;86:24-32.
84. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519-526.
85. Mitrani R, Nicholls JI, Phillips KM, Ma T. Accuracy of electronic implant torque controllers following time in clinical service. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:394-399.
86. Moriya K, Maruo Y, Minagi S. Does rotational strain at screw tightening affect the attainment or maintenance of osseointegration? *Clin Oral Impl Res* 2006;17:451-458.
87. Morneburg TR, Proschel PA, Nat R. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont* 2002;15:20-27.
88. Morneburg TR, Proschel PA. In vivo forces on implants influenced by occlusal scheme and food consistency. *Int J Prosthodont* 2003;16:481-486.
89. do Nascimento C, Pedrazzi V, Miani PC, Moreira LD, Albuquerque Júnior RF. Influence of repeated screw tightening on bacterial leakage along the implant-abutment interface. *Clin Oral Impl Res* 2009;20:1394-1397.
90. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Belser UC, Samson J. Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:919-928.

91. Nentwig GH, Moser W, Knefel T, Ficker E: Three-dimensional photoelastic studies of the Ankylos-implant thread shape compared with conventional implant threads. *Z Zahnärztl Implantol* 1992;8:130-135.
92. Neto RTN, Moura MS, Souza EAC, Rubo JH. Implant abutment deformation during prosthetic cylinder screw tightening: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2009;22:391-395.
93. Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:636-646.
94. Nigro F, Sendyk CL, Francischone Jr CE, Francischone CE. Removal torque of zirconia abutment screws under dry and wet conditions. *Braz Dent J* 2010;21:225-228.
95. Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Nishioka LNBM. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. *Implant Dent* 2009;18:512-520.
96. Niznick GA. The Core-Vent implant system. *J Oral Implantol* 1982;10:379-418.
97. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Impl Res* 1997;8:290-298.
98. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 1999;81:159-166.
99. Oie E, Horiuchi M, Soma K. Effects of occlusal contact and its area on gravity fluctuation. *Angle Orthod* 2010;80:540-546.
100. de Oliveira RR, Novaes Jr AB, Taba JR M, Papalexiou V, Muglia V. Bone remodeling adjacent to morse-cone connection implants with platform switch: a fluorescence study in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:257-266.
101. Park JK, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of abutment screw coating on implant preload. *J Prosthodont* 2010;19:458-464.
102. Pedroza JE, Torrealba Y, Elias A, Psoter W. Comparison of the compressive strength of 3 different implant design systems. *J Oral Implantol* 2007;33:1-7.
103. Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent* 2006;15:427-435.
104. Preiskel HW, Tsolka P. Cement- and screw-retained implant-supported prostheses: up to 10 years of follow-up of a new design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:87-91.

105. Prosper L, Redaelli S, Pasi M, Zarone F, Radaelli G, Gherlone EF. A randomized prospective multicenter trial evaluating the platform-switching technique for the prevention of postrestorative crestal bone loss. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:299-308.
106. Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:929-936.
107. Quek HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:253-262.
108. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247.
109. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:99-108.
110. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle CHF. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:850-858.
111. Schmitt J, Holst S, Eitner S, Schlegel A, Wichmann M, Hamel J. Prosthetic screw detorque values in implants retained as cast bar superstructures or bars modified by the Cresco Ti Precision technique – a comparative in vivo study. *Int J Prosthodont* 2009;22:193-200.
112. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:156-158.
113. Semper W, Heberer S, Mehrhof J, Schink T, Nelson K. Effects of repeated manual disassembly and reassembly on the positional stability of various implant-abutment complexes: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:86-94.
114. Shigley JE, Misonke CR. The design of screws, fasteners and connections in mechanical engineering design. 5th ed. New York, NY: McGraw-Hill Inc.;1989:325-381.
115. Siamos G, Winkler S, Boberick K. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol* 2002;28:67-73.
116. Squier RS, Psoter WJ, Taylor TD. Removal torques of conical, tapered implant abutments: the effects of anodization and reduction of surface area. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:24-27.
117. Standlee JP, Caputo AA, Chwu MJ, Sun TT. Accuracy of mechanical torque-limiting devices for implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:220-224.

118. Stegaroiu R, Khraisat A, Nomura S, Miyakawa O. Influence of superstructure materials on strain around implants under 2 loading conditions: a technical investigation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:735-742.
119. Steinebrunner L, Wolfart S, Bössmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:875-881.
120. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Impl Res* 2008;19:1276-1284.
121. Stüker RA, Teixeira ER, Beck JCP, Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci* 2008;16:55-58.
122. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodontol Rest Dent* 1993;13:409-431.
123. Tan KB, Nicholls JL. The effect of 3 torque delivery systems on gold screw preload at the gold cylinder-abutment screw joint. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:175-183.
124. Tan BF, Tan KB, Nicholls JL. Critical bending moment of implant-abutment screw joint interfaces: effect of torque levels and implant diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:648-658.
125. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:681-690.
126. Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. *J Oral Rehabil* 1998;25:681-686.
127. Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interfaces with internal anti-rotation configuration. *Dent Mater J* 2008;27:29-34.
128. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J* 2009;28:373-381.
129. Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *J Prosthet Dent* 2002;88:183-191.

130. Vallee MC, Conrad HJ, Basu S, Seong WJ. Accuracy of friction-style and spring-style mechanical torque limiting devices for dental implants. *J Prosthet Dent* 2008;100:86-92.
131. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments and CAD/CAM titanium abutments with hexagonal external connection and with internal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:247-252.
132. Weiss EI, Kozak D, Gross M. Effect of repeated closures and opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;84:194-199.
133. Wie H. Registration of localization, occlusion and occluding materials for failing screw joints in the Branemark implant system. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:47-53.
134. Wilding RJC. The association between chewing efficiency and occlusal contact area in man. *Archs Oral Biol* 1993;38:589-596.
135. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect:an overview. *J Oral Implantol* 2003;29:242-245.
136. Wiskot HWA, Pavone AF, Scherrer SS, Renevey RR, Belser UC. Resistance of ITI implant connectors to multivectorial fatigue load application. *Int J Prosthodont* 2004;17:672-679.
137. Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. *Implant Dent* 2005;14:378-385.
138. Yurkstas A, Manly RS. Measurement of occlusal contact area effective in mastication. *Am J Orthod* 1949;35:185-195.