



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

ANGELO MARCELO TIRADO DOS SANTOS

**AVALIAÇÃO DA FORÇA DE DESACOPLAMENTO EM
COMPONENTES PROTÉTICOS DE IMPLANTES
DENTÁRIOS FRICCIONAIS CONE MORSE:
ESTUDO *IN VITRO***

Londrina
2011

ANGELO MARCELO TIRADO DOS SANTOS

**AVALIAÇÃO DA FORÇA DE DESACOPLAMENTO EM
COMPONENTES PROTÉTICOS DE IMPLANTES
DENTÁRIOS FRICCIONAIS CONE MORSE:
ESTUDO *IN VITRO***

Dissertação apresentada à Universidade Estadual de Londrina, para obtenção do título de Mestre em Odontologia, pelo programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Integrada

Orientador: Prof. Dr. Glaykon Alex Vitti Stabile

Londrina
2011

**Catálogo elaborado pela Divisão de Processos Técnicos da Biblioteca Central da
Universidade Estadual de Londrina**

Dados Internacionais de Catalogação-na-Publicação (CIP)

S237a Santos, Angelo Marcelo Tirado dos.
Avaliação da força de desacoplamento em componentes protéticos de implantes
dentários friccionais cone Morse : estudo *in vitro* / Angelo Marcelo Tirado dos
Santos. – Londrina, 2011.
74 f. : il.

Orientador: Glaykon Alex Vitti Stabile.
Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade Estadual de Londrina,
Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, 2011.
Inclui bibliografia.

1. Implantes dentários endoósseos – Teses. 2. Prótese dentária fixada por
implante – Teses. 3. Odontologia – Aspectos estéticos – Teses. 4. Odontologia –
Resistência de materiais – Teses. 5. Materiais dentários – Teses. I. Stabile, Glaykon
Alex Vitti. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Ciências da Saúde.
Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU 616.314-089.843

ANGELO MARCELO TIRADO DOS SANTOS

**AVALIAÇÃO DA FORÇA DE DESACOPLAMENTO EM
COMPONENTES PROTÉTICOS DE IMPLANTES DENTÁRIOS
FRICCIONAIS CONE MORSE:
ESTUDO *IN VITRO***

Dissertação apresentada à Universidade Estadual de Londrina, para obtenção do título de Mestre em Odontologia, pelo programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Integrada

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Glaykon Alex Vitti Stabile
UEL – Londrina - PR

Prof. Dr. Liogi Iwaki Filho
UEM – Maringá - PR

Prof. Dr. Edwin Fernando Ruiz Contreras
UEL – Londrina - PR

Londrina, 7 de dezembro de 2011.

DEDICATÓRIA

À Deus,

Por ter me abençoado e por ter inserido em meu convívio tantas pessoas queridas, durante este período especial de realização profissional.

Aos meus amados pais Alberto e Sebastiana,

Por todo amor e esforço para a minha educação, pela oportunidade ao estudo da odontologia e apoio incondicional em todos os momentos.

Aos meus irmãos e irmãs, Maria Aparecida, Carlos, Glaucenir, Ivone e Gilberto,

Pela ajuda e apoio que me deram desde o início e principalmente por acreditarem na minha caminhada pessoal e profissional.

Aos meus sobrinhos, sobrinhas, cunhadas e cunhados

Agradeço pelo apoio e incentivo por todos esses anos de estudo.

A minha esposa Karin e meus filhos Gabriel, Rafael e Daniel,

Onde, o meu amor por vocês me impulsiona em buscar maior profissionalismo. Pelo carinho e apoio nesta nova conquista profissional e pela compreensão da minha ausência.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Dr. Glaykon Alex Vitti Stabile, por acreditar na realização deste trabalho, pelos seus conhecimentos, sua confiança e sua atenção que nas horas oportunas soube conduzir esta Dissertação.

À coordenadora do curso de Mestrado em Odontologia da Universidade Estadual de Londrina, Professora Dra. Cássia C. Dezan Garbelini, pela implantação desta primeira turma, por todo o empenho na viabilização deste trabalho e pelo apoio fundamental às atividades do curso de Mestrado.

Aos Professores Doutores, Antonio Ferelle, Carlos Alberto Spironelli Ramos, Cássia Cilene Dezan Garbelini, Edwin Fernando Ruiz Contreras, Elisa Emi Tanaka, Fabio Augusto Ito, Fábio Sene, Glaykon Alex Vitti Stabile, Hedelson Odoenir Iecher Borges, Marcio Grama Hoepfner, Maria Celeste Morita, Wilson Trevisan Júnior e a todos os professores convidados, pelos ensinamentos, paciência e compreensão dispensados ao curso de Mestrado.

À empresa do Sistema de Implantes Biológicos Kopp[®], representado por seu Diretor presidente Gino Kopp, pelos incentivos, materiais fornecidos e por acreditar em nossa seriedade na busca de maiores conhecimentos baseados em evidências científicas.

A professora Dra. Celia Guadalupe Tardeli de Jesus Andrade e ao Técnico Osvaldo Capello do Laboratório de Microscopia e Microanálise/PROPPG da Universidade Estadual de Londrina.

A Universidade Norte do Paraná, pela disponibilização do laboratório de Materiais Dentários que contribuiu para a realização deste trabalho.

Ao professor Dr. Murilo Baena Lopes, pelo apoio, incentivo e conhecimentos dispensados para a realização dos testes mecânicos e análise estatística.

Aos colegas do curso de Mestrado, Bruno, Débora, Marcelo, Rodrigo, Juliana, Kizzy, Lísia, Marcus e Maysa pelo companheirismo e pelos momentos de aprendizagem dessa caminhada. Espero de coração, que cada um possa seguir o seu brilhante caminho na profissão.

Aos pacientes, secretárias, e a todos de modo geral, que colaboraram para a realização deste trabalho.

À todos,...

*“Feliz o Homem que acha sabedoria, e o Homem que adquire conhecimento”
pv. 3,13*

SANTOS, Angelo Marcelo Tirado. **Avaliação da força de desacoplamento em componentes protéticos de implantes dentários friccionais cone Morse: estudo *in vitro***. 2011. 74f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina. 2011.

RESUMO

Este estudo teve por objetivo avaliar, por meio de ensaio de tração *in vitro*, a força necessária para o deslocamento do pilar protético do sistema de implantes dentários endósseos cone Morse variando carga de ativação e angulação. Oitenta conjuntos foram utilizados e divididos em dois grupos, sendo 40 do GI com conexão protética 2mm de diâmetro e 40 do GII conexão protética 3mm de diâmetro. As amostras foram ativadas em 0° e 30° em uma máquina de ensaio universal até atingir os quatro níveis de cargas (10, 20, 40 e 60N), sendo então submetidas ao ensaio de tração. Algumas amostras representativas foram levadas à MEV antes e após a ativação. Os dados foram submetidos à ANOVA e ao teste de Tukey ($\alpha=0,05$). De acordo com os testes de tração observou-se a ocorrência de solda fria em todas as amostras do GI e GII a 0°. A força de ativação ao longo eixo do conjunto que obteve maior retenção protética, estatisticamente, para o GI foi de 60N e para o GII foi entre 20 a 60N. O grupo acionado a 0° foi estatisticamente superior ao 30°. Em MEV não se constatou trincas ou fraturas nos conjuntos estudados.

Palavras-chave: Biomecânica. Implantes dentários. Falha de prótese. Tração mecânica.

SANTOS, Angelo Marcelo Tirado. **Evaluation of uncoupling strength of dental implant prosthetic components frictional morse taper: *in vitro*** study. 2011. 74p. Thesis (Master in Dentistry) – State University of Londrina, Londrina. 2011.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate, using a traction assay *in vitro*, the force necessary to displacement of the prosthetic pillar of the dental implants endosseous system Morse taper, through the change of activation charge and angulations. Eighty samples were used and divided into two groups 40 with prosthetic connection of GI 2mm in diameter and 40 from GII prosthetic connection 3mm diameter. The demonstration have been activated in 0 and 30 degrees in a universal testing machine until they reached the four levels of charge (10, 20, 40 and 60N), being after that exposed to the traction assay. Some representative samples were taken to the SEM before and after the activation. The data have been presented to the ANOVA and to the Tukey's test ($\alpha=0,05$). According to the traction tests an occurrence of cold welding have been observed in all the samples of the GI and GII at 0°. The force of activation to the long axle of the set that got greater prosthetic retention, statistical, for the GI was of 60N and for the GII ranging 20N enters 60N. The groups activated in 0° were statistically superior to the 30°. In SEM there was no difference between the samples as well as cracks and fractures were not observed in the sets that have been studied.

Key Words: Biomechanic. Dental implants. Prosthesis failure. Mechanical traction.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Desenho esquemático e fotografia do Sistema Friccional Biológico Kopp®	33
Figura 2 – Implante com interface interna de 2mm e pilar protético.....	33
Figura 3 - Implante com interface interna de 3mm e pilar protético.....	33
Figura 4 - Características do componente protético.....	34
Figura 5 - Desenho esquemático do acionamento do componente protético dentro do implante cone Morse kopp®	35
Figura 6 - Corpos cilíndricos de Poliacetal perfurado ao centro GI e GII	37
Figura 7 – Chave manual dos implantes GI e GII	37
Figura 8 - Implantes do GI e GII montados em cilindro de Poliacetal	38
Figura 9 - Conjunto implante/pilar do GI e GII	38
Figura 10 - Corpo de prova no dispositivo metálico para acionamento a 0°	38
Figura 11 - Corpo de prova no dispositivo metálico para acionamento a 30°	39
Figura 12 - (A) Ensaio de tração e (B) Desacoplamento do pilar protético.....	39
Figura 13 - Implante e Pilar Protético em análise na MEV	40
Figura 14 - Fotomicroscopia eletrônica de varredura do implante (A; B) e do pilar protético (C; D) antes (A; C) e após (B; D) os testes mecânicos no GI, subgrupo 3 (0°; 40N). Notam-se pequenas marcas de contato na direção do acionamento (seta).....	53
Figura 15 - Fotomicroscopia eletrônica de varredura do implante (A; B) e do pilar protético (C; D) antes (A; C) e após (B; D) os testes mecânicos no GI, subgrupo 4 (0°; 60N). Notam-se pequenas marcas de contato na direção do acionamento (seta).....	54
Figura 16 - Fotomicroscopia eletrônica de varredura do implante (A; B) e do pilar protético (C; D) antes (A; C) e após (B; D) os testes mecânicos no GI, subgrupo 7 (30°; 40N). Notam-se pequenas marcas de contato na direção do acionamento (seta).....	55
Figura 17 - Fotomicroscopia eletrônica de varredura do implante (A; B) e do pilar protético (C; D) antes (A; C) e após (B; D) os testes mecânicos no GI, subgrupo 8 (30°; 60N). Notam-se pequenas marcas de contato na direção do acionamento (seta).....	56

Figura 18 - Fotomicroscopia eletrônica de varredura do implante (A; B) e do pilar protético (C; D) antes (A; C) e após (B; D) os testes mecânicos no GII, subgrupo 11 (0°; 40N). Notam-se pequenas marcas de contato na direção do acionamento (seta).....	57
Figura 19 - Fotomicroscopia eletrônica de varredura do implante (A; B) e do pilar protético (C; D) antes (A; C) e após (B; D) os testes mecânicos no GII, subgrupo 12 (0°; 60N). Notam-se pequenas marcas de contato na direção do acionamento (seta).....	58
Figura 20 - Fotomicroscopia eletrônica de varredura do implante (A; B) e do pilar protético (C; D) antes (A; C) e após (B; D) os testes mecânicos no GII, subgrupo 15 (30°; 40N). Notam-se pequenas marcas de contato na direção do acionamento (seta).....	59
Figura 21 - Fotomicroscopia eletrônica de varredura do implante (A; B) e do pilar protético (C; D) antes (A; C) e após (B; D) os testes mecânicos no GII, subgrupo 16 (30°; 60N). Notam-se pequenas marcas de contato na direção do acionamento (seta).....	60

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Média da resistência ao desacoplamento e Desvio Padrão em N entre implantes do GI, com acionamentos de 10N a 60N a 0° e 30°.....	41
Gráfico 2 - Média da resistência ao desacoplamento e Desvio Padrão em N entre implantes do GII, com acionamentos de 10N a 60N a 0° e 30°.....	42
Gráfico 3 - Média da resistência ao desacoplamento em N dos implantes do GI e GII, com acionamentos de 10N a 60N a 0° e 30°.	42
Gráfico 4 - Quantidade de força necessária para o deslocamento do componente protético do interior do implante em porcentagem da carga aplicada no GI acionado a 0°.	44
Gráfico 5 - Quantidade de força necessária para o deslocamento do componente protético do interior do implante em porcentagem da carga aplicada no GI acionado a 30°.	44
Gráfico 6 - Quantidade de força necessária para o deslocamento do componente protético do interior do implante em porcentagem da carga aplicada no GII acionado a 0°.	45
Gráfico 7 - Quantidade de força necessária para o deslocamento do componente protético do interior do implante em porcentagem da carga aplicada no GII acionado a 30°.	45
Gráfico 8 - Média da resistência ao desacoplamento em MPa e Desvio Padrão (DP) entre implantes do GI, com acionamentos de 10N a 60N a 0° e 30°.....	51
Gráfico 9 - Média da resistência ao desacoplamento em MPa e Desvio Padrão (DP) entre implantes do GII, com acionamentos de 10N a 60N a 0° e 30°.	51
Gráfico 10 - Média da resistência ao desacoplamento em MPa dos implantes do GI e GII, com acionamentos de 10N a 60N a 0° e 30°.	52

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Dimensões dos Implantes estudados	34
Quadro 2 - Dimensões dos Pilares Protéticos estudados	34
Quadro 3 - Valores médios da força, desvio-padrão e a porcentagem de força necessária para o deslocamento do componente protético do interior do implante.	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Média e desvio padrão (DP) da resistência à tração em N e valores de P ($\alpha=0,05$) para as cargas de ativação.....	46
Tabela 2 - Média e desvio padrão (DP) da resistência a tração em N e valores de P ($\alpha=0,05$) para as cargas de ativação.....	46
Tabela 3 - Média e desvio padrão (DP) da resistência ao desacoplamento em N e valores de P ($\alpha=0,05$) para Implantes, ângulo e carga de ativação comparada entre subgrupos.	47
Tabela 4 - Média e desvio padrão (DP) da resistência ao desacoplamento em MPa e valores de P ($\alpha=0,05$).....	48
Tabela 5 - Média e desvio padrão (DP) da resistência ao desacoplamento em MPa e valores de P ($\alpha=0,05$) para as cargas de ativação dos grupos GI e GII realizando-se o cálculo da resistência à tração pela área de contato.	49
Tabela 6 – Média e Desvio Padrão (DP) da resistência ao desacoplamento em Mpa e valores de P (0,05) para implantes, ângulo e carga de ativação comparadas entre GI e GII.....	49

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	18
1 REVISÃO DA LITERATURA	20
1.1 FORÇA MASTIGATÓRIA NA IMPLANTODONTIA.....	22
1.2 BIOMECÂNICA NOS SISTEMAS DE IMPLANTES DENTÁRIOS	23
1.3 BIOMECÂNICA NOS SISTEMAS DE IMPLANTES DENTÁRIOS COM INTERFACE PROTÉTICA INTERNA CÔNICA - CONE MORSE	29
2 PROPOSIÇÃO	32
3 METODOLOGIA	33
3.1 CARACTERÍSTICAS DO CONJUNTO IMPLANTE-CONECTOR PROTÉTICO: SISTEMA FRICCIONAL BIOLÓGICO KOPP®	33
3.2 AMOSTRAS E VARIÁVEIS	35
3.3 CORPO DE PROVA E ENSAIO MECÂNICO.....	36
3.4 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV) DO IMPLANTE E PILAR PROTÉTICO.	39
3.5 ANÁLISES ESTATÍSTICAS	40
4 RESULTADOS	41
4.1 ENSAIOS DE TRAÇÃO	41
4.1.1 Avaliação da Força de Desacoplamento em Newtons (N).....	41
4.2 ANÁLISE DAS ALTERAÇÕES DIMENSIONAIS NA REGIÃO DE RETENÇÃO DA CONEXÃO CONE MORSE POR MEIO DA MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)	52
5 DISCUSSÃO	61
6 CONCLUSÃO	66
REFERÊNCIAS	67

ANEXOS	72
ANEXO A - Força de tração em Newtons e MegaPascal do Grupo I.....	73
ANEXO B - Força de tração em Newtons e MegaPascal do Grupo II.	74

INTRODUÇÃO

O sistema de implante dentário endósseo, descoberto na década de 60 por Per-Ingvar Brånemark, depende de uma ancoragem “direta” ao osso denominado osseointegração. Albrektsson et al. (1986) e Albrektsson e Zarb (1993) consideraram a osseointegração como o processo por meio do qual a fixação de material aloplástico permanece imóvel, assintomática e clinicamente integrada ao tecido ósseo após a conexão da prótese e incidência de cargas oclusais.

Os implantes dentários osseointegráveis possuem dois componentes principais: o implante propriamente dito, em forma cilíndrica constituído por titânio comercialmente puro e um sistema intermediário que irá unir o implante endósseo à prótese dentária. No princípio, esses dispositivos foram desenvolvidos para solucionar problemas protéticos em pacientes edêntulos totais inferiores com o objetivo de melhorar a sua função mastigatória. Com o passar dos anos a reabilitação bucal por meio de implantes dentários endósseos consolidou-se como sendo uma modalidade terapêutica segura e previsível que permitiu reabilitar desde pequenos a grandes espaços protéticos de forma bastante satisfatória e sem a necessidade de desgaste de dentes adjacentes, como é usual com a utilização de próteses fixas convencionais. (ALBREKTSSON; ZARB, 1993; CAPELLI et al., 2007).

As falhas biomecânicas podem ser divididas em três categorias: 1) defeitos de desenho do implante ou do material; 2) próteses sem encaixe passivo; 3) sobrecarga oclusal com perda óssea angular ao redor dos implantes. Podem ainda serem relacionadas: 1) a perda da osseointegração; 2) falhas posicionais; 3) defeitos de tecidos moles; 4) falhas biomecânicas. As complicações biomecânicas variam de afrouxamento dos parafusos à quebra de componentes protéticos e implantes. Essas complicações mecânicas podem ser evitadas com um adequado plano de tratamento, um bom entendimento das forças mecânicas que atuam sobre o conjunto e indicação do sistema de implante a ser utilizado. O afrouxamento do parafuso em próteses implanto-suportadas de implantes de conexão externa é uma grande preocupação na implantodontia, pois as mesmas recebem altas cargas oblíquas durante a mastigação, sendo assim, os fabricantes têm concebido diferentes interfaces protéticas em busca desta maior estabilidade. (BALSHI, 1996; CHEE; JIVRAJ, 2007).

Os desafios da reabilitação com implantes dentários é obter um sistema de conexão entre implante endósseo e prótese dentária que satisfaça as necessidades mecânicas, biológicas e estéticas, sendo de baixo custo, fácil manuseio, que resista às cargas funcionais mastigatórias e que possua aceitável longevidade clínica. Para reduzir os problemas

relacionados ao afrouxamento e/ou a fratura de parafusos de pilares protéticos em reabilitações implanto-suportadas desenvolveu-se os sistemas de conexão interna. No entanto, na conexão hexagonal interna a ocorrência de afrouxamento dos parafusos parece ser similar aos implantes de conexão hexágono externo. (AL JABBARI, et al., 2008; COPPEDÊ, 2007; LEE et al., 2009; QUEK et al., 2008). Já as conexões cone parafuso e cone Morse apresentam maior estabilidade da interface implante/pilar, pois as paredes do pilar estão em contato íntimo com a superfície interna do implante, diminuindo a possibilidade de micromovimentos durante as forças mastigatórias. (BINON, 2000; NORTON, 1999). Nas conexões cone Morse a união do componente protético ao implante é conseguida a partir da força de compressão que incide sobre o pilar protético, intruindo-o ao implante, sem a necessidade de parafuso intermediário para sustentá-lo. (URDANETA; MARINCOLA, 2007; URDANETA et al., 2010).

A biomecânica na interface implante e componente protético do sistema cone Morse é pouco estudada, porém entre os estudos realizados a maioria relata sobre a resistência à soltura de componentes protéticos (CHUANG, et al., 2002; MANGANO et al., 2010, 2011a; MOON et al., 2009), transmissão de micromovimentos da conexão implante/pilar em ensaio com elementos finitos (AKÇA; ÇEHRELI, 2008), e estudos clínicos que abordam complicações mecânicas (MANGANO; BARTOLUCCI, 2001; MUFTU; CHAPMAN, 1998; URDANETA; MARINCOLA, 2007). Deste modo, a avaliação mecânica da força necessária para o desacoplamento do pilar protético no sistema cone Morse é necessária e oportuna, visto que existem poucas pesquisas científicas que avaliam as diferentes forças e angulações de acionamentos.

1 REVISÃO DA LITERATURA

Diferentes interfaces entre implante e conectores protéticos foram desenvolvidas com o objetivo de obter melhor desempenho frente às cargas oclusais funcionais. Binon (2000) classifica os implantes dentários pelo tipo de interface entre implante e o pilar protético. Entre os tipos principais de interfaces, destacam-se as conexões externas, internas e cônicas, sendo esta do tipo cone parafuso e cone Morse.

Zipprich et al. (2007) classificam as conexões hexagonais externas e internas como sendo de baixa estabilidade mecânica, denominadas de não autotravantes, pois a relação das interfaces do implante e pilar protético são por sobreposição de superfícies e dependentes de fixação por parafusos. As conexões cone parafuso e cone Morse são consideradas de alta estabilidade ou autotravantes provendo uma maior capacidade de suportar cargas oclusais e maior estabilidade protética, pois durante a instalação do pilar protético junto ao implante promovem uma íntima adaptação entre suas superfícies.

Os implantes de interface externa hexagonal foi o primeiro a ser utilizado tornando-se, atualmente, a maior indicação para reabilitações implanto-suportadas. Suas principais vantagens são: abordagem em dois estágios cirúrgicos, presença de mecanismo anti-rotacional, reversibilidade e principalmente compatibilidade da plataforma de encaixe protético entre marcas diferentes. As próteses confeccionadas sobre o sistema de hexágono externo devem apresentar duas características principais, passividade e elementos unidos. Quando bem planejado pode-se realizar tratamentos com próteses múltiplas. No entanto, suas principais desvantagens seriam micro-movimentos devido a pouca altura do hexágono, afrouxamento ou fratura do parafuso protético; espaço entre o implante e o pilar, possibilitando percolação de fluidos microrganismos que por sua vez causam reabsorções ósseas ao redor da região cervical do implante. (ARITA, 2009; FICKL et al., 2010; GIL, et al., 2009; JEMT, 1991; MAEDA et al., 2007; NENTWIG, 2004).

Com o surgimento das conexões internas houve melhora na adaptação entre o pilar protético e implante, oferecendo maior estabilidade e efeito anti-rotacional. Como desvantagem está a fragilidade de suas paredes, dificuldades de ajustar divergências de angulação entre implantes no momento da reabilitação e a ocorrência de afrouxamento dos parafusos comportam-se de forma similar aos implantes de conexão hexágono externo. (ARITA, 2009; PELLIZZER, 2009; COPEDEÂ et al., 2009; QUEK et al., 2008; THEOHARIDOU et al., 2008; WEIGL, 2004).

As interfaces protéticas cone Morse são baseadas no princípio mecânico do “cone dentro de cone” o qual proporciona grande atrito por contato entre as superfícies, sendo freqüentemente utilizadas nas diversas áreas da engenharia, principalmente a aeroespacial sempre que seja necessária uma conexão de grande poder de retenção, como em encaixes nas turbinas de aviões ou em acoplamentos de satélites e de eleição na medicina ortopédica em próteses coxo-femorais. A conexão mecânica cone Morse teve origem no século XIX por Stephen Ambrose Morse em 1864. Este conceito de encaixe por cone Morse na implantodontia foi introduzido de forma pioneira em 1985, pelo cientista Thomas D. Driskell, pela empresa Bicon™ nos Estados Unidos.

Binon (2000); Mangano et al. (2010, 2011b); Urdaneta e Marincola (2007) estudaram o comportamento da conexão cone Morse na implantodontia principalmente as propriedades biomecânicas e o seu desenho geométrico. Relataram que o desenho das cavidades internas conectoras dos implantes com geometria cônica faz com que os intermediários protéticos também cônicos tenham uma grande superfície de contato com a superfície interna, resultando em um travamento friccional entre as superfícies, tornando sua resposta mecânica como se fosse um implante de corpo único, ou seja, sem emendas. A união do componente protético ao implante é conseguida a partir de uma força de compressão aplicada sobre o pilar protético, intruindo-o no implante originando a solda fria (propriedade das conexões definida como um aumento no torque de afrouxamento em relação ao torque de aperto). (NORTON, 1999).

A ABNT (1997) regulamenta as conexões e equipamentos mecânicos, dentre eles os que utilizam a conexão cone Morse, através da Normativa 1119, que para ser considerado cone Morse a somatória dos ângulos internos dos componentes devem ser menor que $3,014^\circ$ de divergência.

Além do sistema de Implantes Dentais Bicon™, já citado, outros sistemas cone Morse utilizam, exclusivamente, o fenômeno de fricção para reter seus componentes protéticos, tais como: Sistema de Implantes Dentais Leone™ (Itália), Sistema de Implantes Dentais Axiom™ (França) e Sistema de Implantes Dentais Mac™ (Itália). No Brasil, o sistema de Implantes Dentais Kopp® é o único considerado cone Morse com ângulo de conicidade entre suas paredes de $2,54^\circ$.

As conexões cone Morse têm como vantagem as próteses implanto-suportadas unitárias cimentadas, uma vez que o componente protético dificilmente se soltará por apresentar excelente estabilidade (MUFTU; CHAPMAN, 1998) e baixos índices de

desapertos (MANGANO et al., 2011a). Apresentam, porém, maior custo e menor domínio da técnica por parte dos profissionais (TONELLA, 2009).

1.1 FORÇA MASTIGATÓRIA NA IMPLANTODONTIA

Fontijn-Tekamp et al. (2000) avaliaram a força de mordida e eficiência da mastigação em dois grupos de pacientes portadores de overdentures (sobre-implantes dentários e sobre raízes dentárias), dois grupos de prótese total convencional (prótese total maxilar somente e prótese total mandibular somente), e três grupos com dentição natural (dentição parcial, dentição natural “idosos” e dentição natural “jovens”). Observou-se que as forças máximas de mordida exercidas pelo grupo portador de overdentures sobre implantes foram significativamente maiores que os achados para os grupos da prótese total convencional (mandibular e maxilar) e o grupo da overdenture sobre raízes. No entanto, as forças máximas exercidas pelo grupo de implante (pré-molar, 70N; canino, 45N; e incisivos, 40N) ainda eram inferiores aos dos indivíduos dentados (pré-molar, 125N; canino, 80N; incisivos, 70N).

Morneburg e Pröschel (2002) mensuraram forças verticais mastigatórias *in vivo*. Nove pacientes receberam uma prótese fixa sobre dois implantes com o elemento central como pântico. A resultante da força mastigatória mostrou-se independente do local de aplicação da força na prótese. Nos pacientes avaliados, obteve-se uma força mastigatória média de 220N, com um máximo de 450N com cargas médias de 91N (pilar anterior) e 129N (pilar posterior), com um máximo de 314N. Os resultados revelaram que os pilares não são carregados uniformemente e que a carga que atua sobre um único pilar não pode ser caracterizada por um valor médio. Por causa do deslocamento do alimento, o pilar pode receber cargas de até cerca de 450N e em casos mais desfavoráveis tem que ser contado como se toda a força mastigatória fosse concentrada em um único pilar.

Ferrario et al. (2004) avaliaram a força de mordida em dentes unitários em 52 pacientes (36 homens e 16 mulheres) jovens e saudáveis com dentição completa e permanente. As influências da posição dos dentes ao longo da arcada dentária, do gênero e força máxima de mordida foram analisadas. A média de força encontrada para cada dente em mulheres foi: Incisivo Central (93,88N); Incisivo Lateral (95,75N); Canino (119,68N); 1º pré-molar (178,54N); 2º pré-molar (206,01N); 1º molar (234,46N); e 2º molar (221,71N). Para os homens os valores achados foram: Incisivo Central (146,17N); Incisivo Lateral (139,3N); Canino (190,31N); 1º pré-molar (254,08N); 2º pré-molar (291,36N); 1º molar (306,07N); e 2º molar (294,3N). Em conclusão, as forças significativamente maiores foram encontradas nos

dentes pré-molares e molares, com uma simétrica distribuição entre o lado esquerdo e direito do arco em homens, jovens adultos saudáveis.

Steiner et al. (2009) relataram que valores para mordidas fisiológicas variam entre 10N e 120N durante a mastigação dos alimentos ou durante a deglutição. As forças máximas são consideravelmente mais elevadas e variam de 190N a 290N nos dentes anteriores e de 200N a 360N na região dos molares.

1.2 BIOMECÂNICA NOS SISTEMAS DE IMPLANTES DENTÁRIOS

Jemt (1991) realizou um estudo retrospectivo avaliando 391 próteses em 384 pacientes com idade variando de 32 a 84 anos, sete pacientes apresentavam edentulismo superior e inferior. Foram instalados um total de 2.199 implantes (sistema Bränemark™) e os resultados encontrados foram 99,5% de sucesso para a prótese e 98,1% para os implantes. No primeiro ano foram encontrados desapertos dos parafusos protéticos em 30,7% das próteses maxilares ou mandibulares, sendo mais significativo na maxila.

Jemt, Lindén e Lekholm (1992) analisaram 354 implantes do sistema Branemark™ em 87 pacientes, onde 96 maxilares parcialmente edêntulos foram reabilitados por meio de 127 próteses parciais fixas. Destes, somente 83 pacientes foram acompanhados durante um ano e a taxa de sucesso foi de 98,6% dos implantes examinados. Constataram, no primeiro ano de controle, afrouxamento de 49% e 20,8% dos parafusos de fixação da prótese na maxila e mandíbula, respectivamente.

Pelo fato de haver muitos relatos de falhas em reabilitações com implantes, Mcglumphy, Robinson e Mendel (1992) compararam a força necessária para levar à falha de alguns sistemas de implantes dentários e pilares. Os sistemas de implantes utilizados foram Branemark™, Swede-Vent™, Integral™, Screw-Vent™, IMZ™, Steri-Oss™. A força necessária para causar falha variou de 1,22 - 17,23kg. A análise estatística não demonstrou diferença significativa entre os pilares Integral, Swede-Vent e Screw-Vent. Da mesma forma, não houve diferença significativa demonstrada entre o pilar padrão Branemark e IMZ. Os locais de falhas e a quantidade de força aplicada em cada conjunto estudado foram: sistema Branemark (pilar, 9,34Kg), Swede-Vent (pilar, 10,10Kg), Integral (pilar, 10,19Kg), Screw-Vent (pilar, 9,97Kg), IMZ (parafuso, 7,72Kg), Steri-Oss (parafuso, 17,23Kg).

Andersson et al. (1994) realizaram teste mecânico em coroas protéticas cerâmicas com infraestrutura em ouro, cerâmicas puras e porcelanas sobre alumina, sobre implante dental Branemark™ e componente CeraOne™ em incisivos superiores. A carga foi

aplicada até a fratura ou deformações importantes. Os parafusos protéticos demonstraram ser o elo mais fraco no sistema e sua deformação ocorreu antes que a coroa se fraturasse.

Balshi (1996) analisou 4.045 implantes (Branemark™, Nobel Biocare) colocados em função durante um período de cinco anos, observando oito implantes fraturados (0,2%). Todas as fraturas apresentavam-se associadas com perda de osso marginal. A maioria (seis de oito) em próteses posteriores. Em todos pacientes com implantes fraturados foram diagnosticados hábitos parafuncionais. Neste período foi observado que a maioria dos pacientes apresentou afrouxamento ou fratura dos parafusos protéticos antes da fratura dos implantes.

Levine et al. (1997) em análise retrospectiva de 174 implantes cone parafuso ITI (Straumann™) utilizados para reconstrução de dentes unitários, sendo 151 implantes instalados na região posterior e 23 anterior. 92 implantes foram restaurados com próteses parafusadas e 82 foram restaurados com coroa cimentada e estiveram em função por um período superior a seis meses. A taxa de sobrevida foi de 97,7%. A incidência de afrouxamento em pilares protéticos com parafuso passante foi de 8,7% e somente 3,6% de afrouxamento em pilares sólidos cônicos.

Möllersten et al. (1997) estudaram a influência das interfaces protéticas sobre implantes dentais avaliando a sua resistência. Os implantes estudados foram Astra Tech (Astra Tech™), ITI (Straumann™), Frialit-2 (Friatec™), Implamed (Implamed Inc.™), com seus respectivos pilares protéticos Nobelpharma Estheticone™ (Nobelpharma), IMZ Titanium Abutment™ (Friedrichsfeld), e IMZ Connector™ (Friedrichsfeld). A resistência variou significativamente entre os sistemas de implantes e nos tipos de junções, sendo que as interfaces internas apresentaram maior resistência. A profundidade das junções variou entre 0,6 a 6mm. Houve uma correlação estatisticamente significativa entre o tamanho da interface e a ocorrência de falha do sistema de implante, onde junções externas menores foram correlacionadas com menor resistência e junções internas com profundidades maiores com maior resistência.

Norton (1997) comparou a resistência à força mecânica entre implantes cone parafuso Astra Tech™ e sistema hexagonal externo Branemark (Nobel Biocare™). Seis implantes de cada sistema foram testados em uma máquina de ensaio e força 100N. A média de força para deformação plástica no implante Branemark foi de 645N.mm e para Astra Tech foi de 1.315Nmm. Observou-se que a zona crítica para a ocorrência de deformação plástica esta localizada no pescoço do parafuso do pilar protético ou da coroa protética.

Norton (1999) avaliou a ocorrência de solda fria, ou seja, a diferença do torque de afrouxamento em relação ao torque de aperto no parafuso, em implantes de interface cônica cone parafuso ITI (Straumann™) (8° de divergência interna) e Astra Tech™ (11°). A diferença de angulação interna do implante, a superfície de contato da interface do implante com o pilar protético, a contaminação com saliva e a força de afrouxamento do conjunto, também, foi estudado. Observou-se que todos os níveis clinicamente relevantes de torque, tanto no ambiente seco quanto em saliva artificial, o torque de afrouxamento foi sempre visto entre 80% a 90% do torque de aperto, demonstrando que o fenômeno de solda fria não ocorreu nestas amostras. O autor observou que uma maior área de contato interna do cone influenciou a um maior torque para o afrouxamento do sistema protético, provavelmente pelo efeito de maior atrito entre suas paredes. Houve uma alta correlação entre o afrouxamento e torque de aperto para todos os sistemas testados e não houve diferença estatística quando comparados ambientes úmidos e secos.

Brägger et al. (2001) avaliaram 48 pacientes, durante 4 a 5 anos em função mastigatória, que receberam 105 implantes dentais de interface cone parafuso ITI (Straumann™) para realização de 58 prótese fixa sobre implante e mista (implante e dente). As principais falhas mecânicas foram associadas ao bruxismo, observando-se a cada 10 bruxômanos seis apresentavam alguma complicação. Extensão protética foi outra causa de falhas nas próteses fixas, onde das 35 próteses com extensão 13 próteses falharam. Complicações técnicas ocorreram em 20,4% (21) de todos os implantes, onde 2,9% (3) das unidades tiveram a perda de retenção; 10,7% (11) fratura mínima da porcelana; e 6,8% (7) afrouxamento do parafuso oclusal.

Mericske-Stern et al. (2001) realizaram um estudo retrospectivo onde foi instalado 109 implantes em 72 pacientes para reabilitação protética unitária. O sistema de implante utilizado foi cone parafuso ITI (Straumann™) e controle de oito anos. Constatou-se maior perda óssea no primeiro ano, porém não houve diferença do primeiro para o quinto ano. O grau de sucesso nos primeiros cinco anos foi de 99,1%, com a perda de três implantes, sendo um por fratura e dois por mobilidade. As complicações protéticas foram observadas no primeiro ano de carregamento, sendo 14% de afrouxamento do parafuso e 2,7% de fratura do componente protético.

Khraisat et al. (2002) avaliaram implantes e pilares protéticos dos sistemas Branemark™ (Nobel Biocare) e ITI (Straumann™), comparando a resistência do hexágono externo com a do cone parafuso 8°, respectivamente. Foram aplicadas cargas de 100N em direção perpendicular (90°) ao eixo do conjunto, numa taxa de 75 ciclos/min. (1.800.000

ciclos), buscando simular, segundo os autores, a equivalência de seis anos em função mastigatória. Estatisticamente houve grande diferença entre os grupos, onde o sistema de hexágono externo apresentou fratura em seu parafuso de fixação em todos os conjuntos numa ciclagem entre 1.178.023 a 1.733.526 tendo uma variação de 224.477 ciclos e no sistema cone parafuso não foi observada fratura até 1.800.000 ciclos.

Coppedê (2007) avaliou a resistência à fratura da conexão implante/pilar protético em implantes (Neodent[®]) com conexão em hexágono interno (HI) e cone parafuso (CP). Os pilares utilizados no HI tinham um parafuso trespassante e no CP o pilar era sólido com sua porção apical rosqueada. Dez conjuntos implante/pilar foram utilizados para cada sistema. Os pilares foram aparafusados em seus respectivos implantes segundo as recomendações do fabricante (10N.cm para o HI e 20N.cm para o CP). Para os testes de resistência à fratura dos implantes foi aplicada carga de 500Kgf com angulação de 45°. Como resultado dos testes mecânicos houve fratura em todos os parafusos do componente e no pescoço do implante HI. Para os implantes CP ocorreu uma fase longa deformação plástica sem ocorrência de fratura.

Allum et al. (2008) avaliaram a performance mecânica dos implantes ITI (Straumann[™]) 3,3mm e 4,1mm (controle), Hi-Tec[™] 2,4mm, Osteocare[™] 2,8mm e de 2,35mm. Aos implantes foram aplicadas cargas anguladas em 30° em relação ao eixo do implante e os testes mecânicos foram realizados até a constatação de deformação ou fratura do implante. As cargas máximas suportadas pelo implante ITI 4,1 (controle) foi de 989 N (+/- 107N) e 619N (+/- 50N) para o de 3,3mm. Para o implante Hi-Tec 2,4mm 261N (+/- 31N), para o grupo Osteocare 2,8mm foi observado 237N (+/- 37N) e finalmente para o mini-implante Osteocare 2,35mm 147N (+/- 25N). Os implantes testados apresentaram uma grande capacidade de suportar carga, porém deve-se ter cautela para a indicação de implantes menores que 3 mm de diâmetro em regiões de grande esforço mastigatório.

Steinebrunner et al. (2008) realizaram um estudo para avaliar fratura em diferentes conexões de implantes e pilares protéticos. Seis sistemas de implantes foram testados, dois conexão hexagonal externa (Branemark[™], Compress[™]), e quatro conexões internas (Frialit-2[™], Replace-Select[™], Camlog[™], Screw-Vent[™]). As cargas médias que ocasionaram fraturas para os sistemas foram: Branemark (729N); Frialit-2 (sem fratura); Replace-Select (1439N); Camlog (1482N); Screw-Vent (sem fratura) e Compress (818N). Os sistemas de implantes com conexões internas mais longas mostraram vantagens em comparação com sistemas que utilizam menor comprimento de pilar interno ou externo.

Quek et al. (2008) avaliaram a performance de quatro sistemas de implantes dentários sendo dois de hexágono externo (Branemark™ - conector Ceraone – Nobel Biocare e Osseotite™ - conector STA – 3i), um interno (Replace Select-conector Easy™ – Nobel Biocare) e um cone parafuso (Lifecore Stage-conector COC™ – Lifecore Biomedical). Foi investigado o número de ciclos requeridos para a falha e o modo da falha, bem como o desempenho quando se aplicava um torque 20% acima e abaixo do recomendado pelo fabricante. Testou-se 15 implantes para cada sistema. O protocolo do teste de ciclagem foi de 5×10^6 ciclos, 14 Hz e 35N.cm. Observou-se dois implantes e um parafuso fraturados no grupo Branemark (20%), cinco conectores e quatro implantes fraturados no sistema 3i (60%), no sistema Replace Select teve um implante fraturado (6,7%) e cinco falhas no parafuso do sistema Lifecore (33,4%). A análise não revelou diferença significativa entre os grupos quando utilizado os níveis de torque recomendado pelo fabricante, porém houve uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos 20% acima e 20% abaixo do torque recomendado pelo fabricante no sistema 3i.

Coppedê et al. (2009) avaliaram o torque de desaparafusagem em implantes de conexão cone parafuso. Utilizou 68 implantes cônicos de interface interna 11,5° (Neodent®) com 34 munhões sólidos e 34 munhões com parafuso passante. Os conjuntos receberam carga de 553g e 1325 ciclos. Após o carregamento os pilares foram removidos e o torque de remoção foi medido. Os pilares com parafuso trespassante carregados apresentaram dois resultados distintos: o torque de remoção necessário para o afrouxamento do parafuso foi de 62,8% demonstrando pouca influência do carregamento mecânico, entretanto o torque necessário para remover o pilar do implante foi de 139% do torque de aperto, evidenciando solda fria entre o conjunto implante/pilar, onde houve maior resistência ao desacoplamento. No grupo dos pilares sólidos carregados mecanicamente encontrou-se um torque de remoção de 94,6%. Na MEV notou-se ranhuras expressivas na porção cônica dos pilares e arredondamento da porção rosqueada caracterizando desgaste mecânico após os testes.

Gil et al. (2009) propuseram estudar o comprimento dos hexágonos externos (0,6; 1,2 e 1,8mm) em testes mecânicos de fadiga. Foram selecionados sete implantes de diâmetro 4,4 por 14mm de comprimento e aplicado carga de 10 a 225N, angulação de 30° em relação ao longo eixo do conjunto numa frequência de 10 Hz. Analisou-se a fratura e a deformação plástica do hexágono e do conector através de microscopia eletrônica de varredura. Os melhores resultados foram nos implantes com hexágonos maiores (1,8mm), sendo que suportaram mais que o dobro de carga dos hexágonos menores.

Lee et al. (2009) avaliaram 24 implantes cone parafuso ITI (Straumann™) com pilar sólido quanto a ocorrência de falhas após 5 milhões de ciclos e frequência de 2 e 30Hz. Foi aplicada uma carga de 20 a 420N. A maioria das falhas foi encontrada quando aplicado 1,5 milhão de ciclos em ambas as frequências de ciclagem (2 e 30Hz). Depois da formação inicial da rachadura, o crescimento da fratura exigiu entre 1100-4200 ciclos. Os autores relatam que não houve diferença entre os grupos testados em ambiente seco ou salino quanto à probabilidade em ocorrer fratura.

Nguyen et al. (2009) realizaram análise mecânica e funcional de quatro sistemas de implantes, Replace Select TiUnite™ (Nobel Biocare), Branemark Mark III TiUnite™ (Nobel Biocare), Osseotite NT™ (3i) e Osseotite NT Certain™ (3i) com seus respectivos pilares: Procera Zircônia Abutment™ (Nobel Biocare); ZiReal post™ (3i); e Certain ZiReal post™ (3i). Foram testados três diferentes diâmetros para Replace e Sistema Branemark (estreito, regular e largo) e dois diferentes diâmetros (4,1mm e 5,0mm) para o Osseotite NT e Osseotite NT Certain. Formou-se 10 grupos, cada grupo tinha cinco conjuntos de implante-conector. Após aplicação da carga de 21N com angulação de 45° numa frequência de 10Hz. 29 de 50 conjuntos implante/pilar protético falharam no teste, sendo 18 pilares, 7 implantes e 16 parafusos protéticos.

Tonella (2009) analisou a distribuição das tensões por meio do método de fotoelasticidade em implantes (Sistema Conexão®) de interfaces hexagonal externa, hexagonal interna e cone parafuso em próteses parciais fixas implantossuportadas de três elementos e fixações unitárias parafusadas e cimentadas. O sistema de retenção hexágono externo apresentou pior distribuição das tensões tanto para a aplicação de carga axial quanto para a oblíqua. O implante do tipo hexágono interno apresentou tendência de melhor distribuição de tensões tanto nas próteses cimentadas quanto nas próteses parafusadas de três elementos. Na avaliação dos implantes unitários, o implante que melhor distribuiu as tensões foi o cone parafuso, seguido pelo hexágono interno e externo.

Yao et al. (2011) analisaram a perda de torque nos parafusos protéticos sobre pilares de implantes com interface hexagonal interna. Vinte implantes 3i™ foram divididos em quatro grupos. O primeiro grupo recebeu carga cíclica de 10-100N para 10⁶ ciclos perpendiculares ao longo eixo do implante, o segundo e terceiro grupo recebeu as mesmas condições de cargas, porém aplicadas excentricamente em sentido horário e anti-horário. E o quarto grupo foi deixado sem carregamento cíclico. A diferença entre o torque inicial e o torque de remoção pós-carga foi definida como a perda de torque total. A perda de torque total não apresentou diferença estatística entre os quatro grupos. Na MEV foram

evidenciadas pequenas marcas de compressão nos hexágonos. Observou-se que o pouco efeito da força de torção sentido horário e anti-horário sobre a perda de torque total do sistema de hexágono interno poderia ser atribuído ao seu mecanismo anti-rotacional.

1.3 BIOMECÂNICA NOS SISTEMAS DE IMPLANTES DENTÁRIOS COM INTERFACE PROTÉTICA INTERNA CÔNICA - CONE MORSE

Chapman e Grippo (1996) realizaram um estudo retrospectivo de 1757 implantes cone Morse (Bicon™) para determinar a confiabilidade da retenção do pilar protético friccional. Quinhentos e quatro implantes foram acompanhados ao longo de um período de sete anos e 1.253 implantes por mais de quatro anos. Observaram nove (0,05%) fraturas nos pilares protéticos e 31 (1,7%) pilares soltos, que foram reinstalados sem necessidade de substituição da peça.

Muftu e Chapman (1998) realizaram estudo prospectivo em 168 pacientes no período de 1992 a 1996, onde 432 implantes cone Morse (Bicon™) foram utilizados para reabilitação unitária exclusivamente na região posterior (190 maxilar e 242 mandibular). Foi realizado controle clínico por quatro anos e análises das falhas mecânicas. Dentro de um ano de carga ocorreram 28 perdas de implantes, sendo que a maioria (24) foi em seis meses, alcançando 93,51% de sucesso. Observaram nos 404 implantes (170 na maxila e 234 na mandíbula), três pilares soltos (0,74%), sendo 2 na maxila e 1 na mandíbula e dois pilares fraturados na maxila (0,5%).

Mangano e Bartolucci (2001) avaliaram 80 implantes de interface cone Morse (Mac™) para reabilitações unitárias. Foram instalados seis implantes na região dos incisivos centrais (cinco maxilares e um mandibular); 13 em incisivo lateral (12 maxilares e um mandibular); quatro em canino (maxilar); 29 em pré-molar (20 maxilares e nove mandibulares) e 28 em molar (três maxilares e 25 mandibulares). Fizeram o acompanhamento em média de 3,5 anos e constataram três (3,75%) falhas na osseointegração e três (3,75%) complicações protéticas, sendo duas (2,5%) por fratura do pilar protético (região do molar inferior) e uma (1,25%) por afrouxamento do componente protético na região do pré-molar.

Mangano et al. (2008) realizaram estudo prospectivo multicêntrico com instalação de 314 implantes cone Morse (Leone™) para reabilitação unitária e acompanhados por um ano de cargas funcionais. Os implantes foram inseridos na região anterior (118) e posterior (196) em ambos maxilares em 302 pacientes. O índice de sobrevivência foi de 98,4% onde cinco implantes foram perdidos no período de osseointegração, sendo três na

maxila posterior e dois na mandíbula anterior e somente dois (0,6%) pilares se soltaram na região posterior de mandíbula.

Moon et al. (2009) realizaram um estudo *in vitro* com implantes cone Morse Bicon™ com objetivo de mensurar o comprimento de intrusão do pilar protético ao interior do implante variando a força de ativação. Foram utilizados 10 implantes e 10 pilares protéticos, sendo que o primeiro foi somente acoplado, o segundo foi acionado sob pressão manual, o terceiro sofreu três ativações com martelo e aos demais foram aplicados de uma a nove cargas de 20Kg em máquina de ensaio. Quando as cargas de 20kg foram aplicadas mais de 5-7 vezes, o pilar estabilizou em $0,45 \pm 0,09$ mm de profundidade. Deste modo o aprofundamento do pilar no sistema de implantes cone Morse se apresentou estável após cinco ativações de 20Kg e que o sistema resistiu às cargas aplicadas que simularam a força mastigatória.

Mangano et al. (2010) propuseram avaliar por meio de estudo clínico a soltura de pilares em implantes cone Morse (Leone™) em reabilitações unitárias. Foram instalados 307 implantes, 115 implantes na região anterior e 192 na região posterior, em 295 pacientes com controle clínico e radiográfico por um período de 12 a 48 meses. Observaram duas solturas de pilar protético (0,66%) com índice de sucesso de 98,4%. Concluindo que os implantes cone Morse constituem uma boa solução para restaurações unitárias sobre implantes, com baixa incidência de falhas mecânicas.

Mangano et al. (2011a) realizaram um estudo prospectivo onde avaliaram as complicações protéticas em 2549 implantes cone Morse (Leone™) instalados em 893 pacientes por um período de seis anos. Desses, 462 implantes foram empregados em próteses parciais fixas, 531 implantes em próteses unitárias, 93 em overdentures e 60 em próteses totais fixas. Encontraram um índice de sucesso de 97,25% e 99,05% para maxila e mandíbula, respectivamente. Nesse estudo houve 0,37% de soltura do componente protético em reabilitação unitária na região posterior de mandíbula, que foram reinstalados e não ocorreu mais soltura no período estudado.

Mangano et al. (2011b) realizaram estudo prospectivo multicêntrico durante cinco anos, avaliaram 60 pacientes e um total de 288 implantes cone Morse (Leone™) instalados para retenção de overdentures sobre quatro implantes cada. Os locais de inserção dos implantes foram 38 maxilares (152 implantes) e 34 mandibulares (136 implantes). O índice de sobrevivência média dos implantes foi de 98%, sendo 97,4% para maxila e mandíbula 98,6%. Algumas complicações protéticas foram relatadas, entre elas solturas ou

fraturas do sistema de retenção da prótese, porém nenhuma soltura do pilar protético do implante.

2 PROPOSIÇÃO

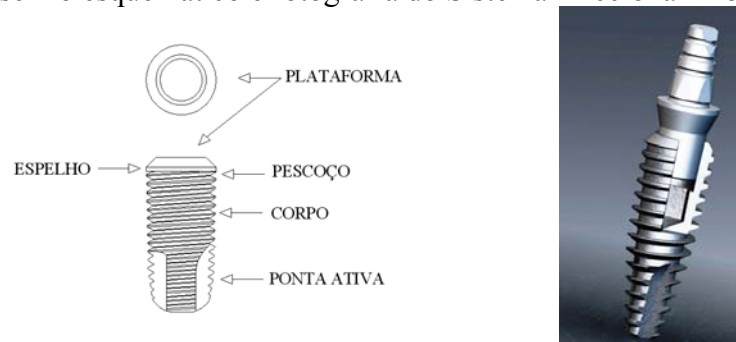
O presente estudo teve como objetivo avaliar, por meio de ensaio mecânico, a força necessária de desacoplamento dos componentes protéticos de implantes dentários endósseos com interface protética cone Morse variando a quantidade de força empregada na ativação do conjunto e a angulação em relação ao longo eixo do implante dentário. Foram realizadas análises da morfologia da superfície retentiva dos implantes e pilares protéticos, antes e após os ensaios mecânicos, por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) com objetivo de avaliar possíveis deformações plásticas, ranhuras, trincas ou fraturas.

3 METODOLOGIA

3.1 CARACTERÍSTICAS DO CONJUNTO IMPLANTE-CONECTOR PROTÉTICO: SISTEMA FRICCIONAL BIOLÓGICO KOPP[®]

O Sistema Friccional Biológico Kopp[®] (Curitiba, Brasil) é um sistema de implante dentário endósseo osseointegrável de duas fases cirúrgicas e interface protética interna cônica tipo cone Morse com ângulo divergente de 2,54° o qual dispõe de dois tamanhos de plataforma interna para conexão protética: 2mm e 3mm de diâmetro. (Figuras 1, 2 e 3)

Figura 1- Desenho esquemático e fotografia do Sistema Friccional Biológico Kopp[®]



Fonte: fornecidas pelo fabricante do sistema de implantes kopp[®]

Figura 2 – Implante com interface interna de 2mm e pilar protético



Fonte: Santos (2011)

Figura 3 - Implante com interface interna de 3mm e pilar protético



Fonte: Santos (2011)

Nos quadros 1 e 2 estão representados as dimensões dos implantes e pilares estudados. As características dos pilares protéticos estudados estão esquematizadas na figura 4. A figura 5 demonstra um desenho esquemático do acionamento do componente protético dentro do implante quando ativado.

Quadro 1 - Dimensões dos Implantes estudados

Grupo	Componentes	n	Diâmetro Externo	Comprimento	Diâmetro Protético	Área de contato
I	Implante	40	3,3mm	11mm	2,0mm	15,12mm ²
II	Implante	40	4,3mm	11mm	3,0mm	21,25mm ²

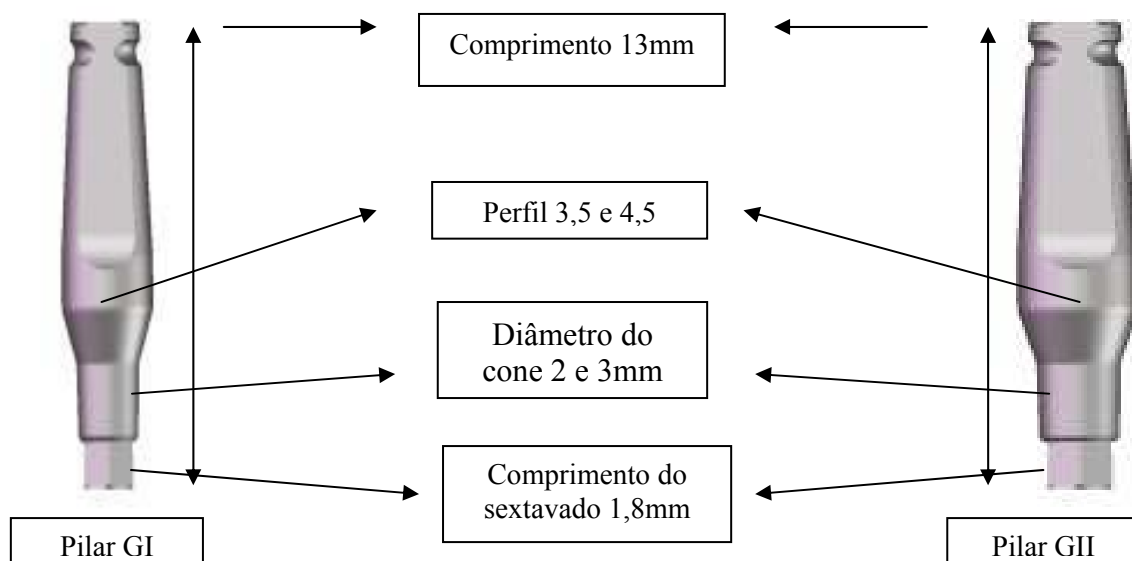
Fonte: Santos (2011)

Quadro 2 - Dimensões dos Pilares Protéticos estudados

Grupo	Componentes	n	Diâmetro Do Perfil	Comprimento	Diâmetro do Cone Maior	Diâmetro do Cone Menor
I	Pilar sólido	40	3,5mm	13mm	2,18mm	2,02mm
II	Pilar sólido	40	4,5mm	13mm	3,04mm	2,88mm

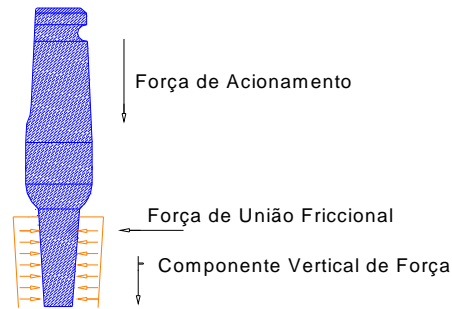
Fonte: Santos (2011)

Figura 4 - Características do componente protético



Fonte: Fornecidas pelo fabricante do sistema de implantes kopp®

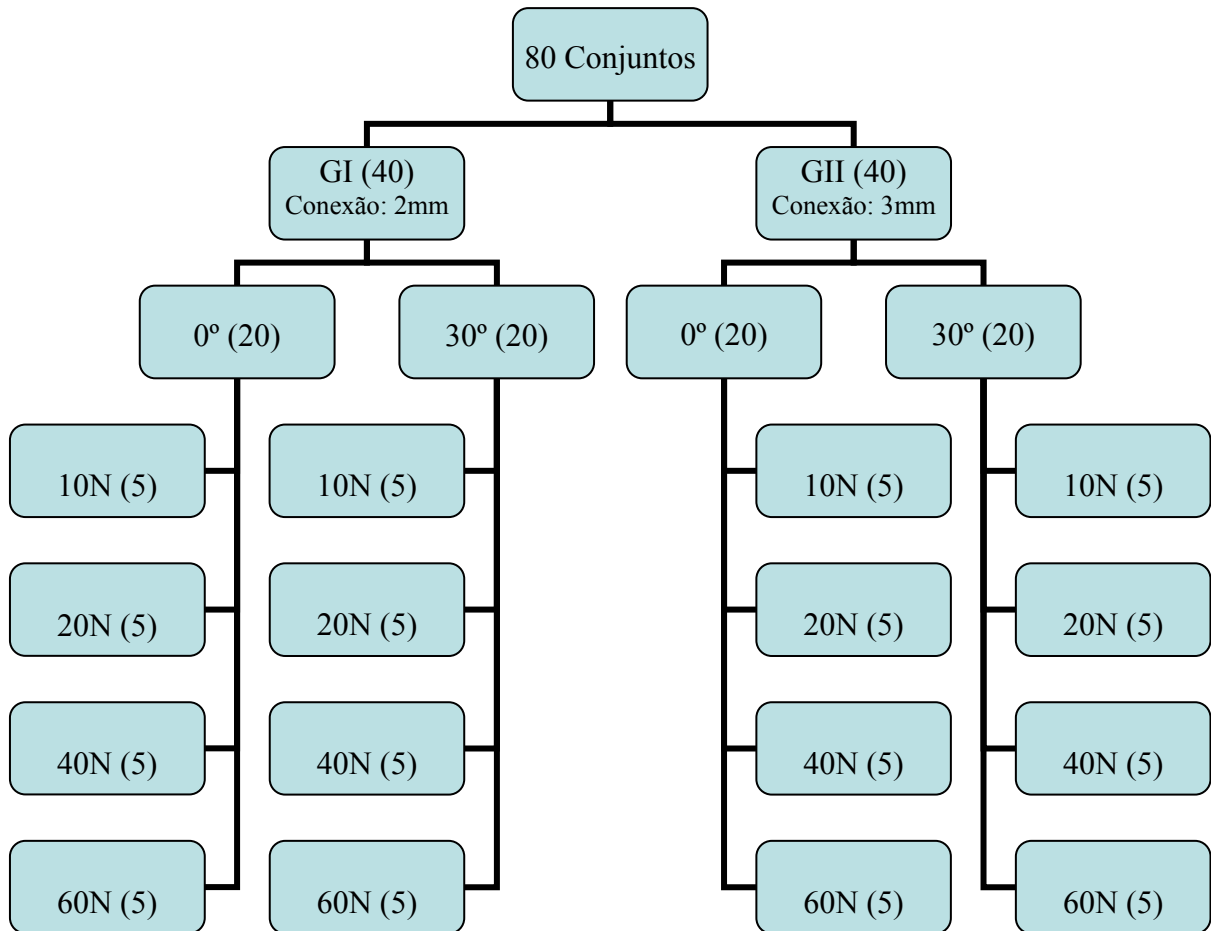
Figura 5 - Desenho esquemático do acionamento do componente protético dentro do implante cone Morse kopp[®]



Fonte: Fornecidas pelo fabricante do sistema de implantes kopp[®]

3.2 AMOSTRAS E VARIÁVEIS

Foram utilizados 80 implantes dentários endósseos osseointegráveis com interface protética cone Morse e 80 pilares protéticos tipo munhão sólido reto do Sistema Friccional Biológico Kopp[®] (Curitiba, Brasil). Os conjuntos foram divididos em dois grupos, sendo 40 do GI com conexão protética 2mm de diâmetro e 40 do GII conexão protética 3mm de diâmetro. As amostras foram subdivididas em 20 conjuntos ativados em 0° e 30°, sendo 5 amostras para cada nível de carga de ativação estudada (10, 20, 40 e 60N). (Fluxograma 1).

Fluxograma 1 - Amostras e Variáveis

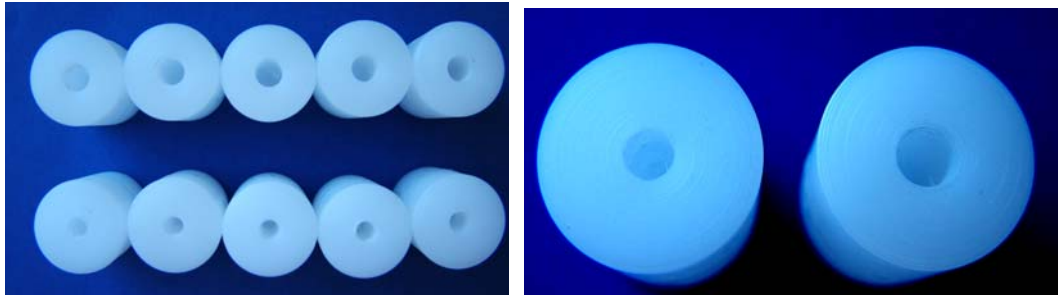
Fonte: Santos (2011)

3.3 CORPO DE PROVA E ENSAIO MECÂNICO

Para a montagem dos implantes e posterior ensaio mecânico, foram utilizados corpos cilíndricos em Poliacetal (Polioximetileno, MGS – Plásticos de Engenharia, Pinhais, Pr) com dimensões de 15mm de diâmetro por 20mm de altura. Foi realizada uma perfuração central em seu longo eixo de 2,8mm de diâmetro por 8mm de profundidade e 3,8mm de diâmetro por 8mm de profundidade para o grupo I e II, respectivamente. (Figura 6). Por meio de uma chave manual os implantes foram instalados no cilindro de Poliacetal a 0° e profundidade de 8mm para simular reabsorção óssea de 3mm segundo critérios da Guidance for Industry and Food and Drug Administration – FDA. (figuras 7 e 8). Os pilares protéticos foram perfurados em sua extremidade superior para realizar os testes de tração e foram acoplados ao implante com leve pressão digital. (Figura 9). As amostras foram acopladas em dispositivo metálico para posicionamento dos conjuntos a 0° e 30°, angulação esta, estipulada

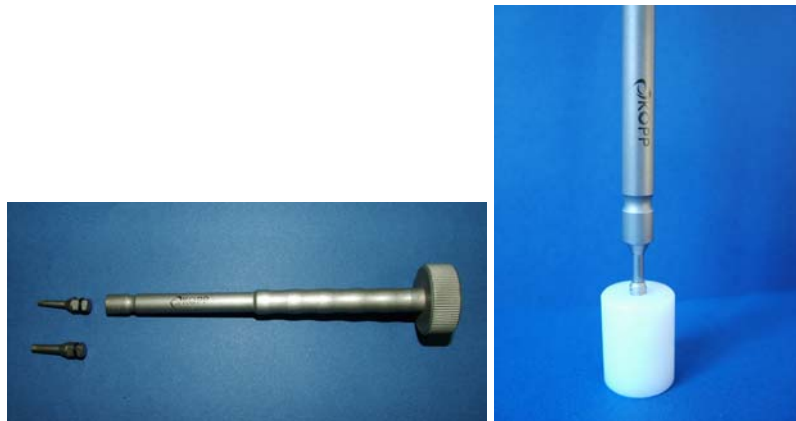
segundo critérios da Guidance for Industry and Food and Drug Administration – FDA, que sugerem ensaios mecânicos que representam no mínimo 30 graus de inclinações. As amostras foram ativadas em máquina de ensaio universal EMIC DL 2000 (São José dos Pinhais, Brasil) numa velocidade de 30mm/min até atingir as cargas de força pré-determinadas para cada subgrupo, repetindo-se três vezes seqüencialmente cada ativação, conforme recomendações do fabricante do sistema de implantes dentários. (Figuras 10 e 11)

Figura 6 - Corpos cilíndricos de Poliacetal perfurado ao centro GI e GII



Fonte: Santos (2011)

Figura 7 – Chave manual dos implantes GI e GII



Fonte: Santos (2011)

Figura 8 - Implantes do GI e GII montados em cilindro de Poliacetal



Fonte: Santos (2011)

Figura 9 - Conjunto implante/pilar do GI e GII



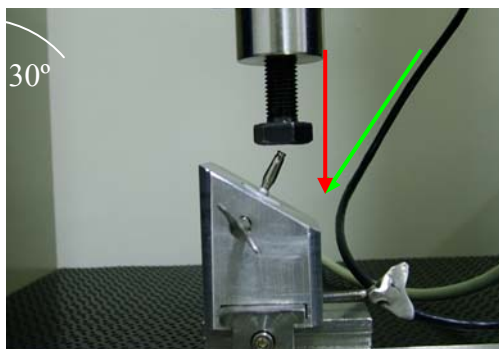
Fonte: Santos (2011)

Figura 10 - Corpo de prova no dispositivo metálico para acionamento a 0°



Fonte: Santos (2011)

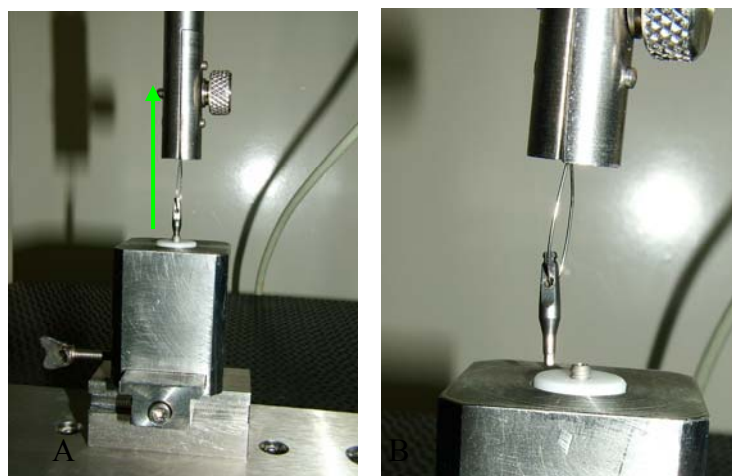
Figura 11 - Corpo de prova no dispositivo metálico para acionamento a 30°



Fonte: Santos (2011)

Após a ativação dos conjuntos implante/pilar protético as amostras foram montadas no dispositivo metálico a 0° e o ensaio de tração foi realizado na máquina de ensaio universal com velocidade de 1mm/min. (Figura 12).

Figura 12 - (A) Ensaio de tração e (B) Desacoplamento do pilar protético



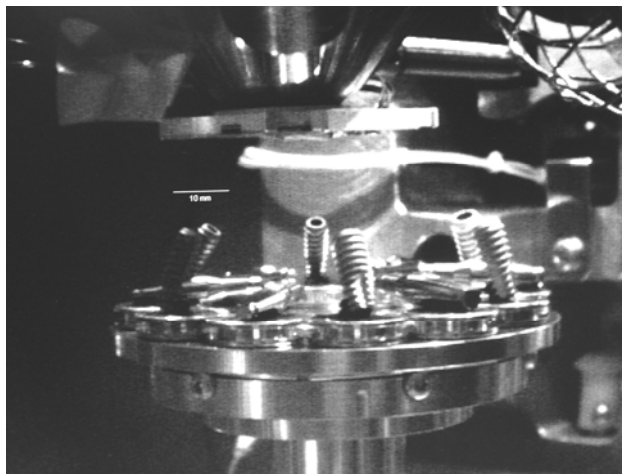
Fonte: Santos (2011)

3.4 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV) DO IMPLANTE E PILAR PROTÉTICO.

Foram selecionados, aleatoriamente, para análise da morfologia das superfícies oito conjuntos implante/pilar sendo quatro do GI (subgrupo 3; 0°; 40N); (subgrupo 4; 0°; 60N); (subgrupo 7; 30°; 40N); e (subgrupo 8; 30°; 60N) e quatro do GII (subgrupo 11; 0°; 40N); (subgrupo 12; 0°; 60N); (subgrupo 15; 30°; 40N); e (subgrupo 16; 30°; 60N). As análises foram realizadas, antes e após os ensaios mecânicos, por meio de Microscopia

Eletrônica de Varredura em um microscópio modelo QUANTA 200, FEI, PHILIPS (Figura 13) com magnificação de 60 vezes com objetivo de avaliar deformações plásticas e possíveis ranhuras, trincas ou fraturas.

Figura 13 - Implante e Pilar Protético em análise na MEV



Fonte: Santos (2011)

3.5 ANÁLISES ESTATÍSTICAS

Para a análise comparativa entre os sistemas de implantes de grupos diferentes, cujas áreas de contato são diferentes os resultados foram obtidos em MegaPascal (MPa), pois equiparam suas áreas de contato. Para a análise entre implantes do mesmo grupo os dados foram analisados em Newtons (N) para comparação de forças absolutas.

Os resultados foram tabulados, obtidos valores médios, desvio padrão e porcentagem de ganho ou perda de força para o desacoplamento do conjunto implante e pilar protético. Devido à distribuição normal e homogeneidade das amostras foi realizado teste estatístico ANOVA para as variáveis implante (área de contato), angulação e força de acionamento. Foi realizado o cálculo do valor crítico de Tukey ($\alpha=0,05$) para análise das diferenças estatísticas.

4 RESULTADOS

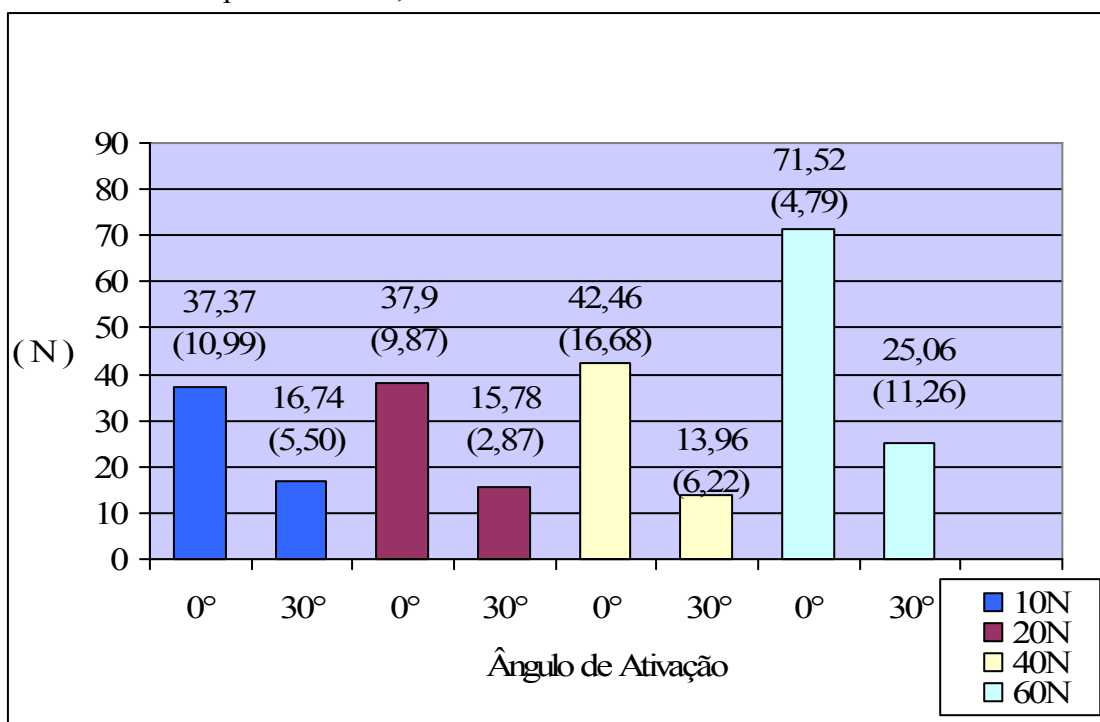
4.1 ENSAIOS DE TRAÇÃO

As planilhas com valores de força de desacoplamento dos conjuntos testados encontram-se em Anexos A e B.

4.1.1 Avaliação da Força de Desacoplamento em Newtons (N)

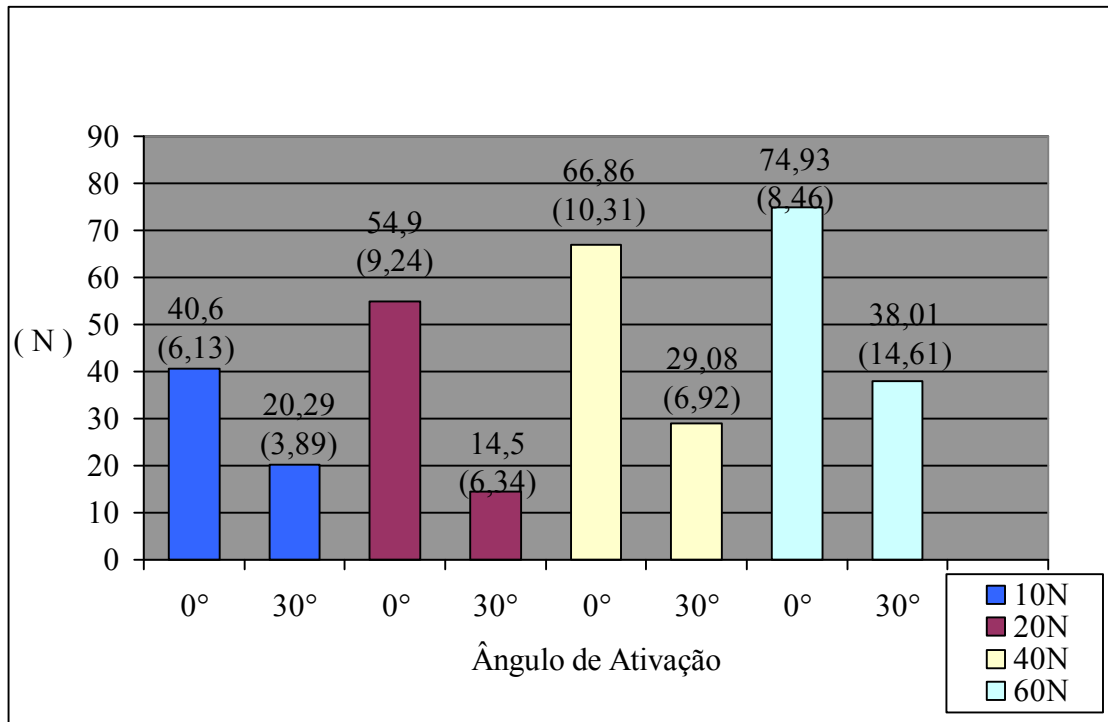
Os gráficos 1, 2 e 3 apresentam os valores médios em Newtons e respectivo desvio-padrão (DP) da resistência ao desacoplamento entre os subgrupos acionados com suas respectivas cargas e angulações. Observa-se maior retenção friccional com o aumento da força de ativação ao longo eixo do implante em ambos os grupos e uma menor resistência ao desacoplamento quando acionados em inclinação de 30°. Os maiores valores absolutos de retenção protética foram constatados a 0° e 60N para os grupos GI (71,52N) e GII (74,93N). Os menores valores foram para os implantes ativados a 30°; 40N do grupo GI (13,96N) e 30°; 20N do GII (14,50N).

Gráfico 1 - Média da resistência ao desacoplamento e Desvio Padrão em N entre implantes do GI, com acionamentos de 10N a 60N a 0° e 30°.



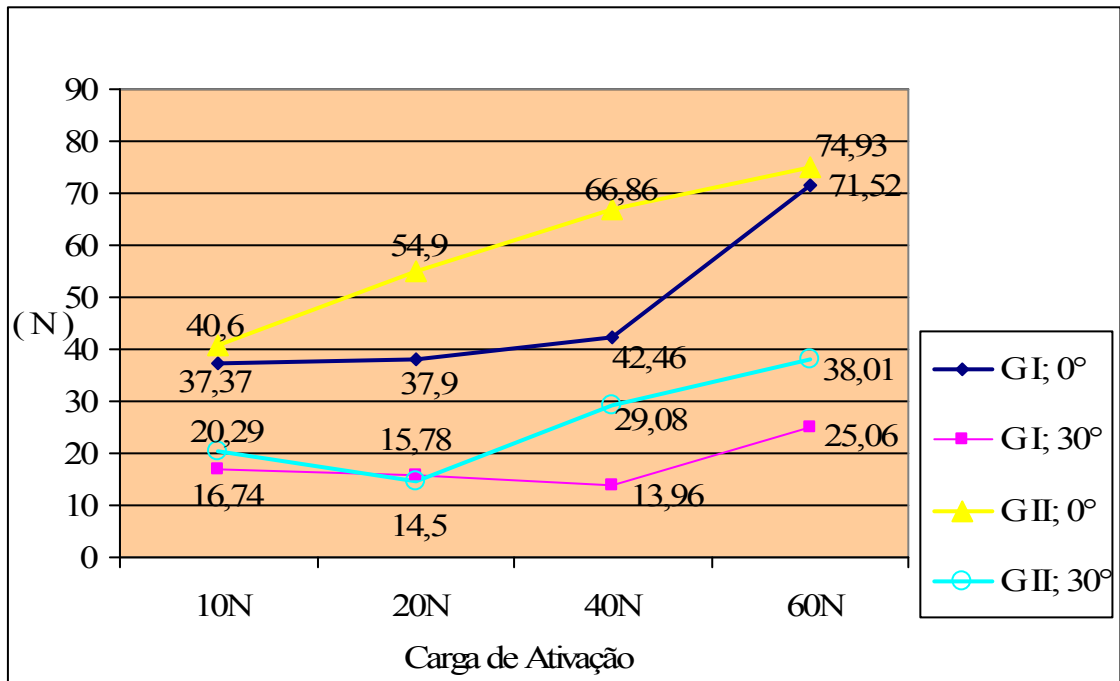
Fonte: Santos (2011)

Gráfico 2 - Média da resistência ao desacoplamento e Desvio Padrão em N entre implantes do GII, com acionamentos de 10N a 60N a 0° e 30°.



Fonte: Santos (2011)

Gráfico 3 - Média da resistência ao desacoplamento em N dos implantes do GI e GII, com acionamentos de 10N a 60N a 0° e 30°.



Fonte: Santos (2011)

O quadro 3 apresenta os grupos I e II com os respectivos subgrupos com variação da carga aplicada e angulação, bem como o valor médio da carga, desvio-padrão e a quantidade de força necessária para o deslocamento do componente protético do interior do implante em porcentagem da carga aplicada, onde 100% representa a carga inicial de acionamento e os resultados acima demonstram ganho na retenção protética e valores abaixo evidenciam menor resistência ao desacoplamento do pilar protético.

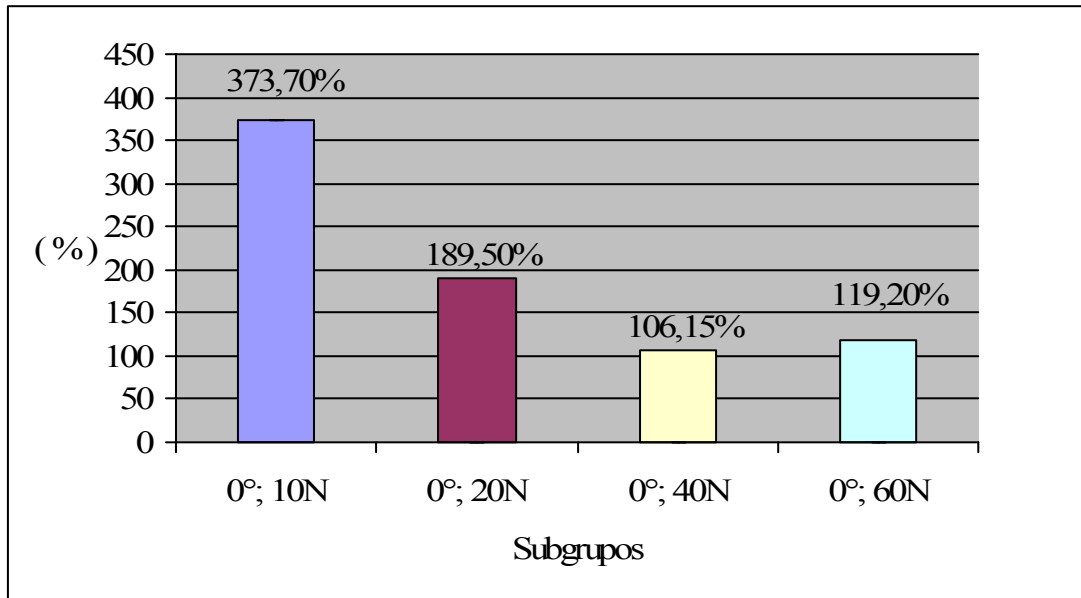
Quadro 3 - Valores médios da força, desvio-padrão e a porcentagem de força necessária para o deslocamento do componente protético do interior do implante.

Grupo	Subconjunto / Angulação / Carga aplicada			n	Média da força de Desacoplamento (N) / Desvio- padrão	Força Necessária ao desacoplamento em Porcentagem
Grupo I	1	0°	10N	5	37,37N (±10,99)	373,70%
	2	0°	20N	5	37,90N (±9,87)	189,50%
	3	0°	40N	5	42,46N (±16,68)	106,15%
	4	0°	60N	5	71,52N (±4,79)	119,20%
	5	30°	10N	5	16,74N (±5,50)	167,40%
	6	30°	20N	5	15,78N (±2,87)	78,90%
	7	30°	40N	5	13,96N (±6,22)	34,90%
	8	30°	60N	5	25,06N (±11,26)	41,77%
Grupo II	9	0°	10N	5	40,60N (±6,13)	406,00%
	10	0°	20N	5	54,90N (±9,24)	274,50%
	11	0°	40N	5	66,86N (±10,31)	167,15%
	12	0°	60N	5	74,93N (±8,46)	124,88%
	13	30°	10N	5	20,29N (±3,89)	202,90%
	14	30°	20N	5	14,50N (±6,34)	72,50%
	15	30°	40N	5	29,08N (±6,92)	72,70%
	16	30°	60N	5	38,01N (±14,61)	63,35%

Fonte: Santos (2011)

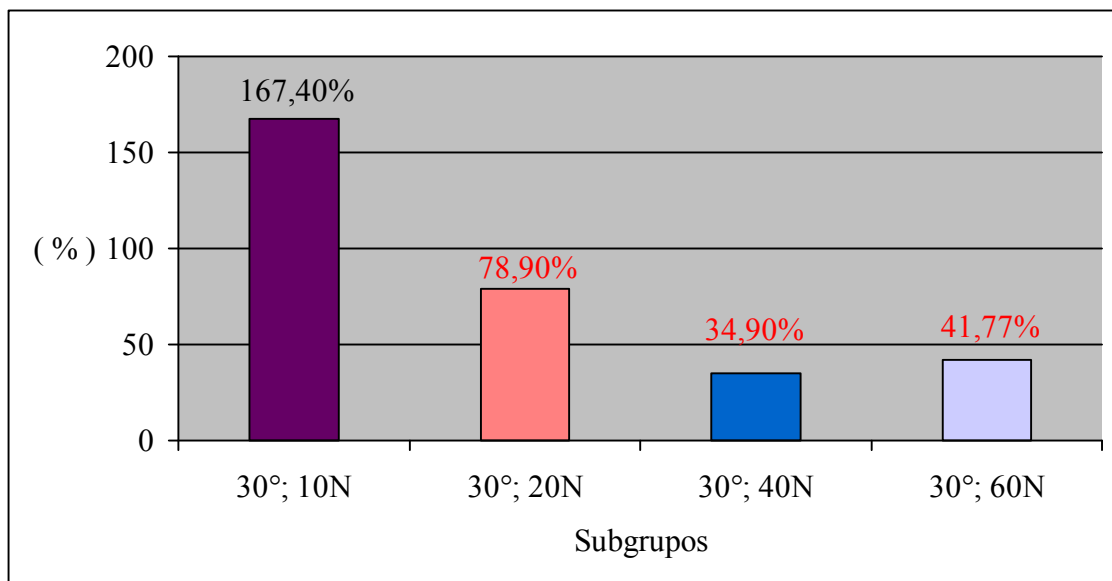
Os resultados evidenciaram maior força ao desacoplamento, em porcentagem, frente à carga de acionamento nas amostras do GI e GII a 0° quando comparadas às amostras ativadas a 30°. (Gráficos 4, 5, 6 e 7).

Gráfico 4 - Quantidade de força necessária para o deslocamento do componente protético do interior do implante em porcentagem da carga aplicada no GI acionado a 0°.



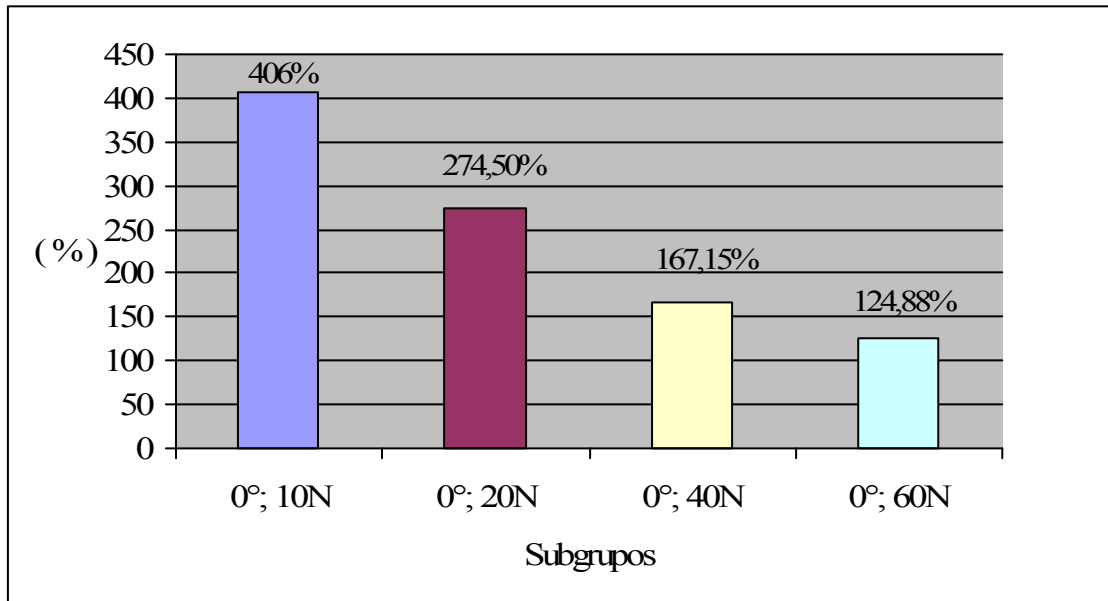
Fonte: Santos (2011)

Gráfico 5 - Quantidade de força necessária para o deslocamento do componente protético do interior do implante em porcentagem da carga aplicada no GI acionado a 30°.



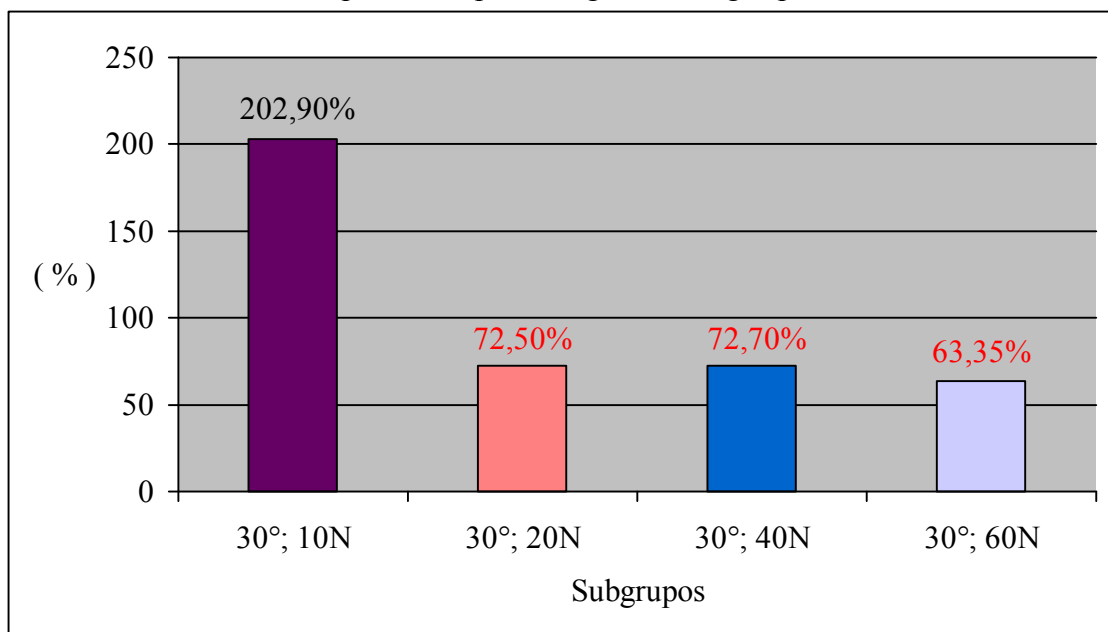
Fonte: Santos (2011)

Gráfico 6 - Quantidade de força necessária para o deslocamento do componente protético do interior do implante em porcentagem da carga aplicada no GII acionado a 0°.



Fonte: Santos (2011)

Gráfico 7 - Quantidade de força necessária para o deslocamento do componente protético do interior do implante em porcentagem da carga aplicada no GII acionado a 30°.



Fonte: Santos (2011)

A carga média de ativação com os valores da força de desacoplamento obtidos, quando comparado o desempenho do GI com o GII, bem como os resultados destes dois conjuntos nas diferentes angulações de 0° e 30°, em todas as análises houve diferença estatística significativa ($p = 0,0000$). (Tabela 1).

Tabela 1 - Média e desvio padrão (DP) da resistência à tração em N e valores de P ($\alpha=0,05$) para as cargas de ativação.

Grupo	n	Resistência ao Desacoplamento	Valores P ($\alpha=0,05$)
		Média e (DP) em N	
I	40	32,60 ($\pm 20,19$)	0,0000
II	40	42,40 ($\pm 22,00$)	
0°	40	53,32 ($\pm 17,59$)	0,0000
30°	40	21,68 ($\pm 10,87$)	

Fonte: Santos (2011)

Os valores encontrados para a média e desvio padrão (DP) no ensaio de tração estão representados na tabela 2. Para os valores de P ($\alpha=0,05$) a carga de 10N não apresentou diferença estatística com a de 20N, mas, houve diferença com as de 40 e 60N. A carga de 20N não apresentou diferença estatística com a de 40N, porém constatou-se diferença com a de 60N. E a carga de 40N apresentou diferença estatística com a de 60N.

Tabela 2 - Média e desvio padrão (DP) da resistência a tração em N e valores de P ($\alpha=0,05$) para as cargas de ativação.

Sub-grupo	n	Resistência ao Desacoplamento	Valores P ($\alpha=0,05$)
		Média e (DP) em N	
10 N	20	28,75 ($\pm 12,50$)	20N (0,8980) 40N (0,0104) 60N (0,0000)
20 N	20	30,77 ($\pm 18,55$)	40N (0,0648) 60N (0,0000)
40 N	20	38,09 ($\pm 22,29$)	60N (0,0000)
60 N	20	52,38 ($\pm 23,93$)	-

Fonte: Santos (2011)

Na tabela 3 é apresentada a média e desvio padrão (DP) da resistência à tração em Newtons e valores de P ($\alpha=0,05$) entre implantes, ângulo e carga de ativação comparada entre os subgrupos GI e entre os subgrupos GII.

Tabela 3 - Média e desvio padrão (DP) da resistência ao desacoplamento em N e valores de P ($\alpha=0,05$) para Implantes, ângulo e carga de ativação comparada entre subgrupos.

Sub-grupos	n	Força de ativação (N)	Resistência ao Desacoplamento Média e (DP) em N	Valores P ($\alpha=0,05$)
GI (0°)	5	10	37,37 ($\pm 10,99$)	GI; 0° 20N (1,0000) GI; 0° 40N (0,9999) GI; 0° 60N (0,0001) GI; 30°10N(0,0504) GI; 30°20N(0,0316) GI; 30°40N(0,0124) GI; 30°60N(0,7414)
GI (0°)	5	20	37,90 ($\pm 9,87$)	GI; 0° 40N (1,0000) GI; 0° 60N (0,0001) GI; 30°10N(0,0392) GI; 30°20N(0,0243) GI; 30°40N(0,0094) GI; 30°60N(0,6819)
GI (0°)	5	40	42,46 ($\pm 16,68$)	GI; 0° 60N (0,0005) GI; 30°10N(0,0035) GI; 30°20N(0,0020) GI; 30°40N(0,0007) GI; 30°60N(0,1964)
GI (0°)	5	60	71,52 ($\pm 4,79$)	GI; 30°10N(0,0000) GI; 30°20N(0,0000) GI; 30°40N(0,0000) GI; 30°60N(0,0000)
GI (30°)	5	10	16,74 ($\pm 5,50$)	GI; 30°20N(1,0000) GI; 30°40N(1,0000) GI; 30°60N(0,9856)
GI (30°)	5	20	15,78 ($\pm 2,87$)	GI; 30°40N(1,0000) GI; 30°60N(0,9619)
GI (30°)	5	40	13,96 ($\pm 6,22$)	GI; 30°60N(0,8584)
GI (30°)	5	60	25,06 ($\pm 11,26$)	-
GII (0°)	5	10	40,60 ($\pm 6,13$)	GII; 0° 20N (0,5060) GII; 0° 40N (0,0025) GII; 0° 60N (0,0001) GII; 30°10N (0,0584) GII; 30°20N (0,0028) GII; 30°40N (0,8218) GII; 30°60N (1,0000)
GII (0°)	5	20	54,90 ($\pm 9,24$)	GII; 0° 40N (0,7781) GII; 0° 60N (0,0663) GII; 30° 10N(0,0001) GII; 30° 20N (0,0000) GII; 30° 40N (0,0033) GII; 30° 60N (0,2358)

G II (0°)	5	40	66,86 (±10,31)	GII; 0° 60N (0,9892) GII; 30° 10N (0,0000) GII; 30° 20N (0,0000) GII; 30° 40N (0,0000) GII; 30° 60N (0,0006)
G II (0°)	5	60	74,93 (±8,46)	GII; 30° 10N (0,0000) GII; 30° 20N (0,0000) GII; 30° 40N (0,0000) GII; 30° 60N (0,0000)
G II (30°)	5	10	20,29 (±3,89)	GII; 30° 20N (0,9997) GII; 30° 40N (0,9761) GII; 30° 60N(0,1741)
G II (30°)	5	20	14,50 (±6,34)	GII; 30° 40N (0,4718) GII; 30° 60N (0,0118)
G II (30°)	5	40	29,08 (±6,92)	GII; 30° 60N (0,9727)
G II (30°)	5	60	38,01 (±14,61)	-

Fonte: Santos (2011)

4.1.2 Avaliação da Força de Desacoplamento em Megapascal (MPa)

Na análise da força de desacoplamento em MPa os conjuntos GI e GII não apresentaram diferença estatística significativa ($p = 0,1839$), porém quando comparadas as angulações de 0° e 30° houve diferença estatística ($p = 0,0000$). (Tabela 4).

Tabela 4 - Média e desvio padrão (DP) da resistência ao desacoplamento em MPa e valores de P ($\alpha=0,05$).

Grupo	n	Resistência ao Desacoplamento Média e (DP) em MPa	Valores P ($\alpha=0,05$)
I	40	2,15 (±1,33)	0,1839
II	40	1,99 (±1,03)	
0°	40	2,95 (±0,98)	0,0000
30°	40	1,19 (±0,54)	

Fonte: Santos (2011)

Equiparando-se a área de contato entre os grupos GI e GII, os valores encontrados para a média e desvio padrão (DP) no ensaio de tração estão representados na tabela 5. Para os valores de P ($\alpha=0,05$) a carga de 10N não apresentou diferença estatística com a de 20N, mas apresentou diferença estatística com as de 40 e 60N. A carga de 20N não

apresentou diferença estatística com a de 40N, porém teve diferença estatística com a de 60N. A carga de ativação de 40N apresentou diferença estatística com a de 60N.

Tabela 5 - Média e desvio padrão (DP) da resistência ao desacoplamento em MPa e valores de P ($\alpha=0,05$) para as cargas de ativação dos grupos GI e GII realizando-se o cálculo da resistência à tração pela área de contato.

Sub-grupo	n	Resistência à tração	
		Média e (DP) em MPa	Valores P ($\alpha=0,05$)
10 N	20	1,61 ($\pm 0,74$)	20N (0,9478) 40N (0,0462) 60N (0,0000)
20 N	20	1,70 ($\pm 0,96$)	40N (0,1560) 60N (0,0000)
40 N	20	2,06 ($\pm 1,13$)	60N (0,0000)
60 N	20	2,92 ($\pm 1,40$)	-

Fonte: Santos (2011)

Na tabela 6 estão os valores de P ($\alpha=0,05$) para a resistência a tração em MPa nas variáveis implante, ângulo e carga de ativação comparadas entre subgrupos GI e GII. Para o teste de desacoplamento dos pilares protéticos foi observado que conjuntos (GI; 0°; 10N, 20N e 40N) não apresentaram diferença estatística com os conjuntos (GII; 0°; 10N, 20N, 40N). Porém apresentaram diferença estatística quando comparados os conjuntos (GI; 0°; 60N) e (GII; 0° 60N). Entre os subgrupos do GI e GII com acionamentos angulados não apresentaram diferença estatística.

Tabela 6 – Média e Desvio Padrão (DP) da resistência ao desacoplamento em Mpa e valores de P (0,05) para implantes, ângulo e carga de ativação comparadas entre GI e GII.

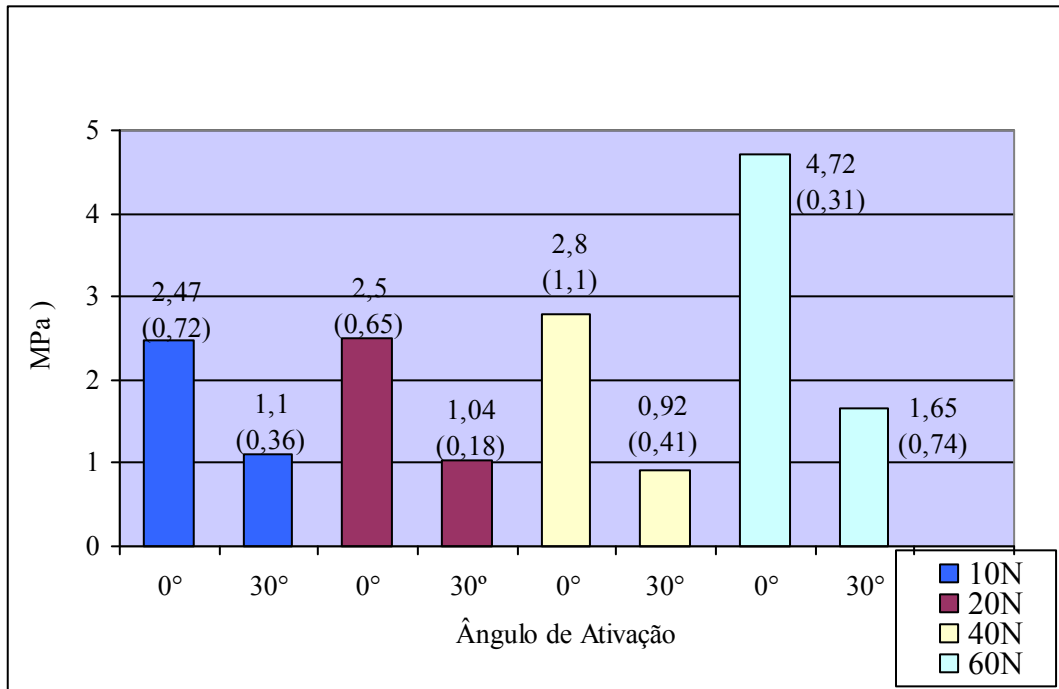
Sub-grupos	n	Força de ativação (N)	Resistência ao Desacoplamento, Média e (DP) em Mpa		Valores P ($\alpha=0,05$)
			G I	G II	
GI (0°)	5	10	2,47 ($\pm 0,72$)	1,91 ($\pm 0,28$)	GII; 0° 10N (0,9469) GII; 0° 20N (1,0000) GII; 0° 40N (0,8140) GII; 0° 60N (0,1479)
GI (0°)	5	20	2,50 ($\pm 0,65$)	2,58 ($\pm 0,43$)	GII; 0° 10N (0,9172) GII; 0° 20N (1,0000) GII; 0° 40N (0,8649) GII; 0° 60N (0,1851)
G I (0°)	5	40	2,80 ($\pm 1,10$)	3,14 ($\pm 0,48$)	GII; 0° 10N (0,3796)

					GII; 0° 20N (1,0000) GII; 0° 40N (0,9996) GII; 0° 60N (0,7288)
GI (0°)	5	60	4,72 (±0,31)	3,52 (±0,39)	GII; 0° 10N (0,0000) GII; 0° 20N (0,0000) GII; 0° 40N (0,0015) GII; 0° 60N (0,0506)
GI (30°)	5	10	1,10 (±0,36)	0,95 (±0,18)	GII; 30° 10N (1,0000) GII; 30° 20N (0,9956) GII; 30° 40N (1,0000) GII; 30° 60N (0,8042)
GI (30°)	5	20	1,04 (±0,18)	0,68 (±0,30)	GII; 30° 10N (1,0000) GII; 30° 20N (0,9993) GII; 30° 40N (0,9998) GII; 30° 60N (0,6816)
GI (30°)	5	40	0,92 (±0,41)	1,36 (±0,32)	GII; 30° 10N (1,0000) GII; 30° 20N (1,0000) GII; 30° 40N (0,9936) GII; 30° 60N (0,4377)
GI (30°)	5	60	1,65 (±0,74)	1,78 (±0,68)	GII; 30° 10N (0,7696) GII; 30° 20N (0,2430) GII; 30° 40N (1,0000) GII; 30° 60N (1,0000)

Fonte: Santos (2011)

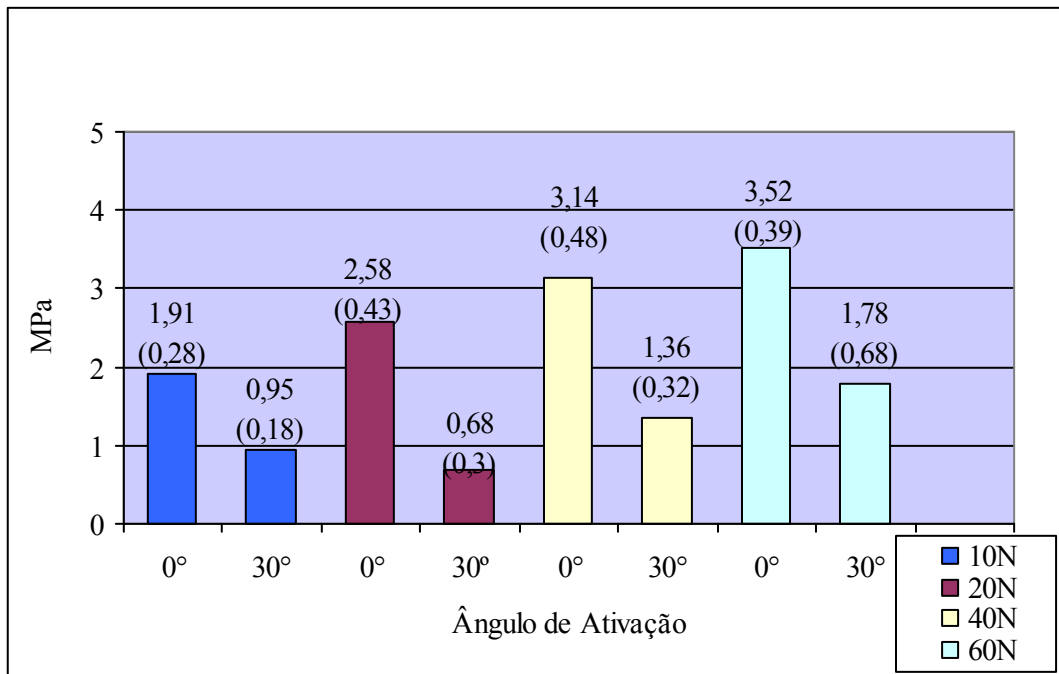
Os gráficos 8, 9 e 10 apresentam os valores médios e Desvio Padrão (DP) em MegaPascal da resistência ao desacoplamento entre os subgrupos acionados com suas respectivas cargas e angulações. Observou-se maior retenção friccional com o aumento da força de ativação em ambos os grupos e uma menor resistência ao desacoplamento quando acionado fora do longo eixo do implante. Os maiores valores de retenção do pilar protético foram constatados a 0° e 60N para os grupos GI (4,72 MPa) e GII (3,52 MPa). Os menores valores foram para os implantes ativados a 30°; 40N do grupo GI (0,92 MPa) e 30°; 20N do GII (0,68 MPa).

Gráfico 8 - Média da resistência ao desacoplamento em MPa e Desvio Padrão (DP) entre implantes do GI, com acionamentos de 10N a 60N a 0° e 30°.



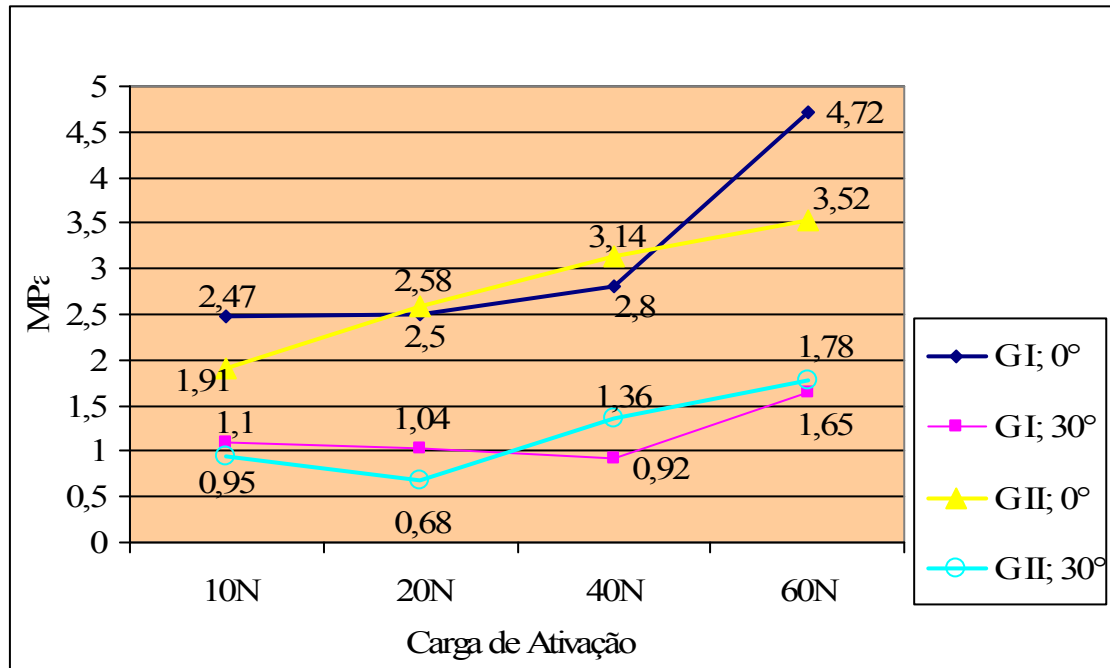
Fonte: Santos (2011)

Gráfico 9 - Média da resistência ao desacoplamento em MPa e Desvio Padrão (DP) entre implantes do GII, com acionamentos de 10N a 60N a 0° e 30°.



Fonte: Santos (2011)

Gráfico 10 - Média da resistência ao desacoplamento em MPa dos implantes do GI e GII, com acionamentos de 10N a 60N a 0° e 30°.

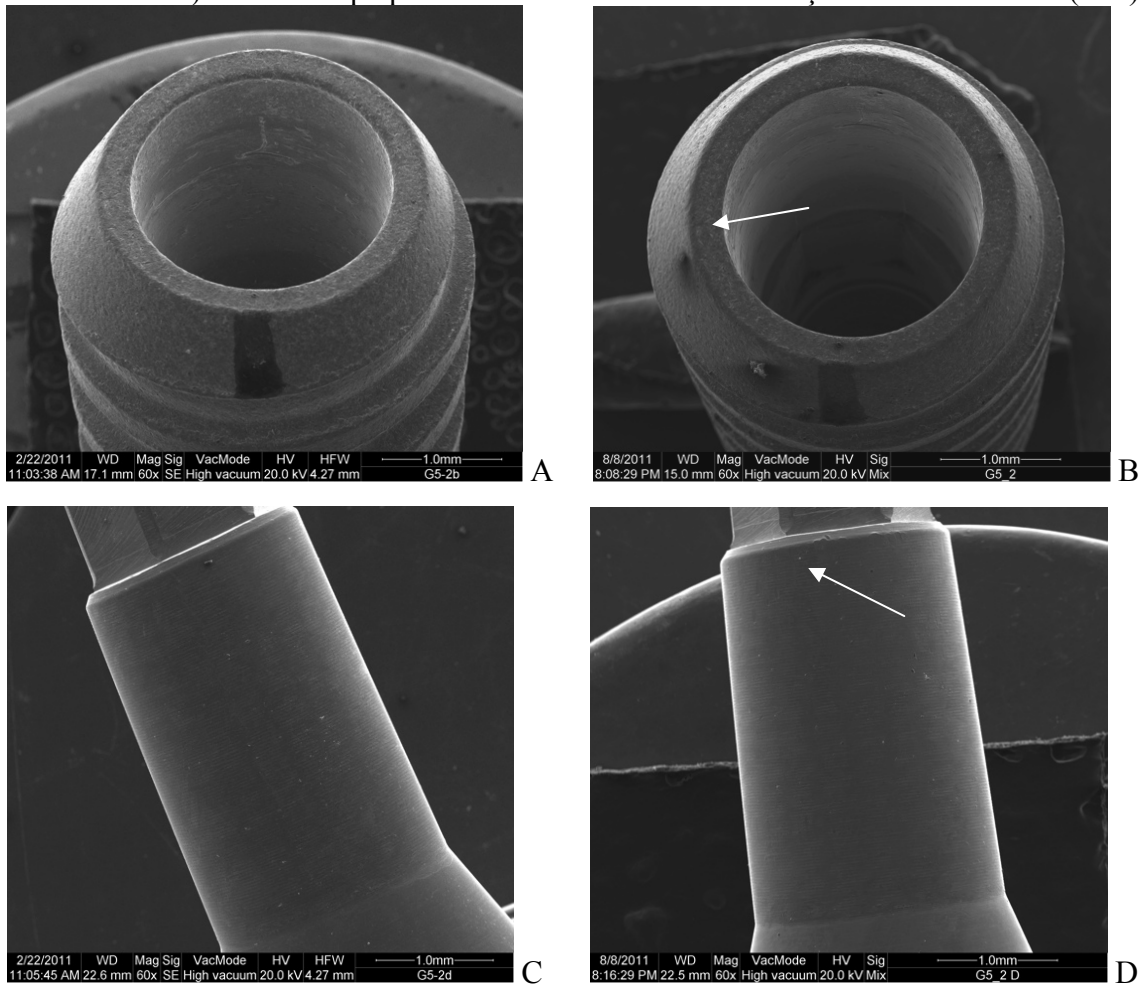


Fonte: Santos (2011)

4.2 ANÁLISE DAS ALTERAÇÕES DIMENSIONAIS NA REGIÃO DE RETENÇÃO DA CONEXÃO CONE MORSE POR MEIO DA MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)

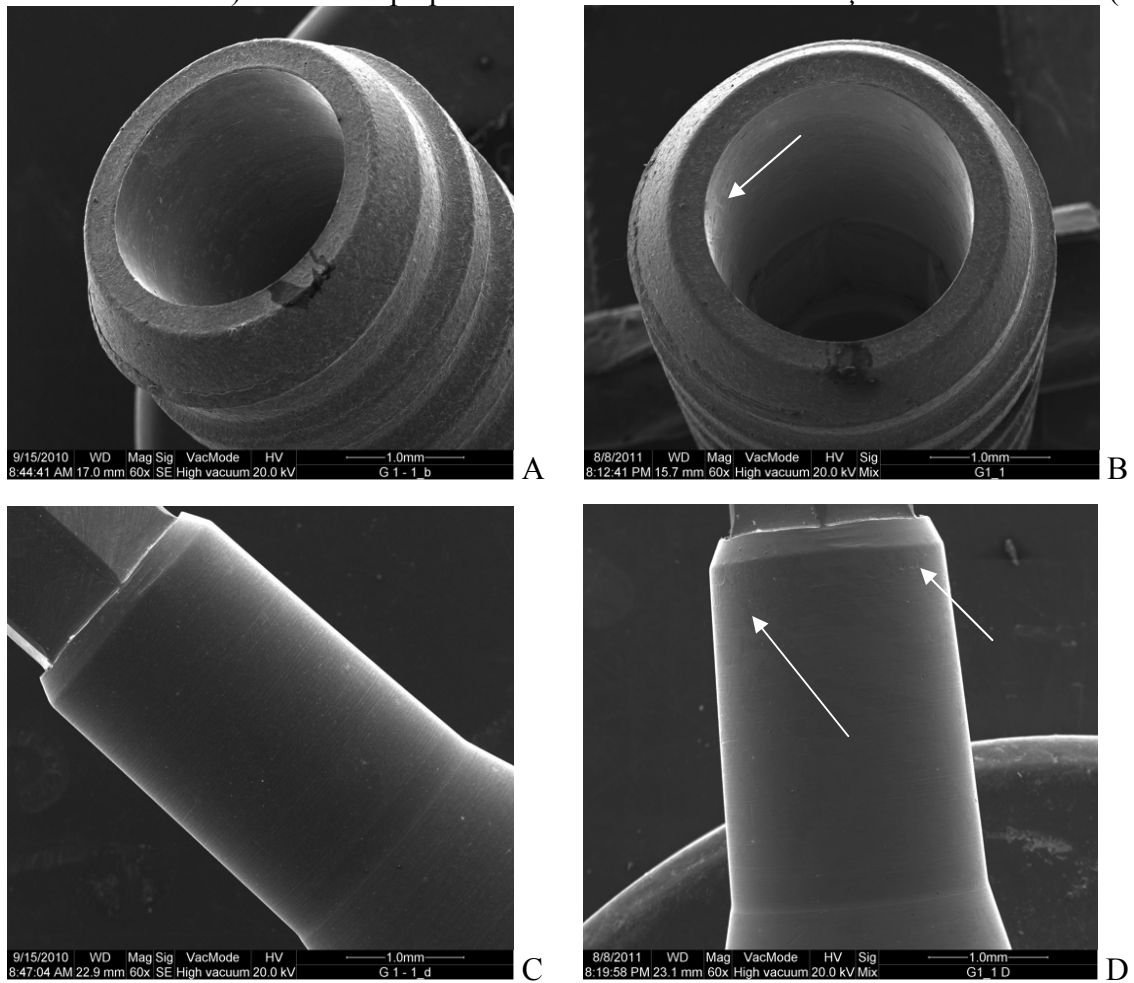
A comparação entre as microscopias dos implantes e pilares protéticos antes e após os testes mecânicos revelou discretas marcas de contato na direção de acionamento, porém não foram evidenciadas deformações significativas, trincas ou fraturas na estrutura do implante ou pilar protético. Nos acionamentos a 0° observou-se que as marcas de contato se localizavam ao longo da superfície do cone de retenção interno do implante e no cone de retenção dos pilares protéticos. Nos acionamentos angulados a 30° observou-se que as marcas de contato se localizavam principalmente na extremidade do cone de retenção dos implantes e dos pilares protéticos. (Figuras 14 a 21).

Figura 14 - Fotomicroscopia eletrônica de varredura do implante (A; B) e do pilar protético (C; D) antes (A; C) e após (B; D) os testes mecânicos no GI, subgrupo 3 (0°; 40N). Notam-se pequenas marcas de contato na direção do acionamento (seta).



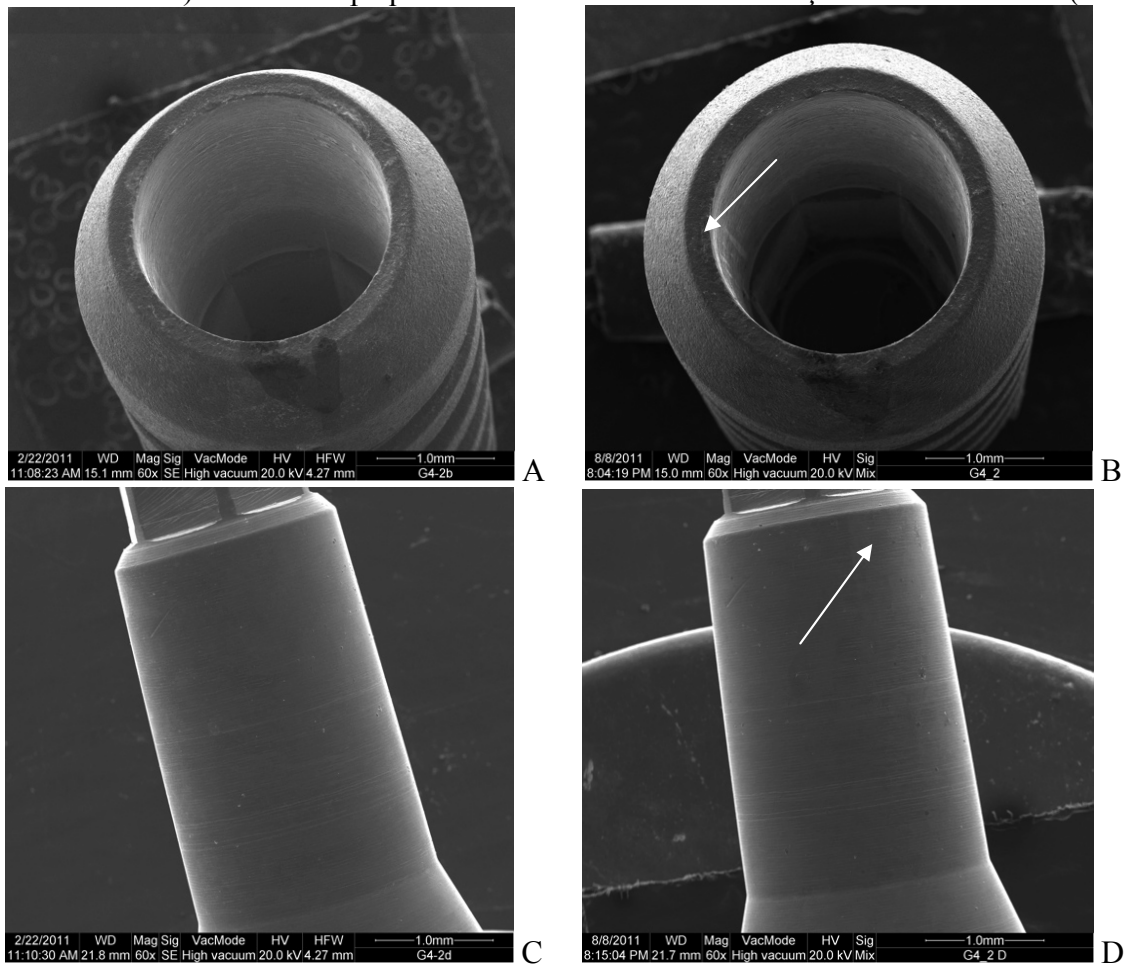
Fonte: Santos (2011)

Figura 15 - Fotomicroscopia eletrônica de varredura do implante (A; B) e do pilar protético (C; D) antes (A; C) e após (B; D) os testes mecânicos no GI, subgrupo 4 (0°; 60N). Notam-se pequenas marcas de contato na direção do acionamento (seta).



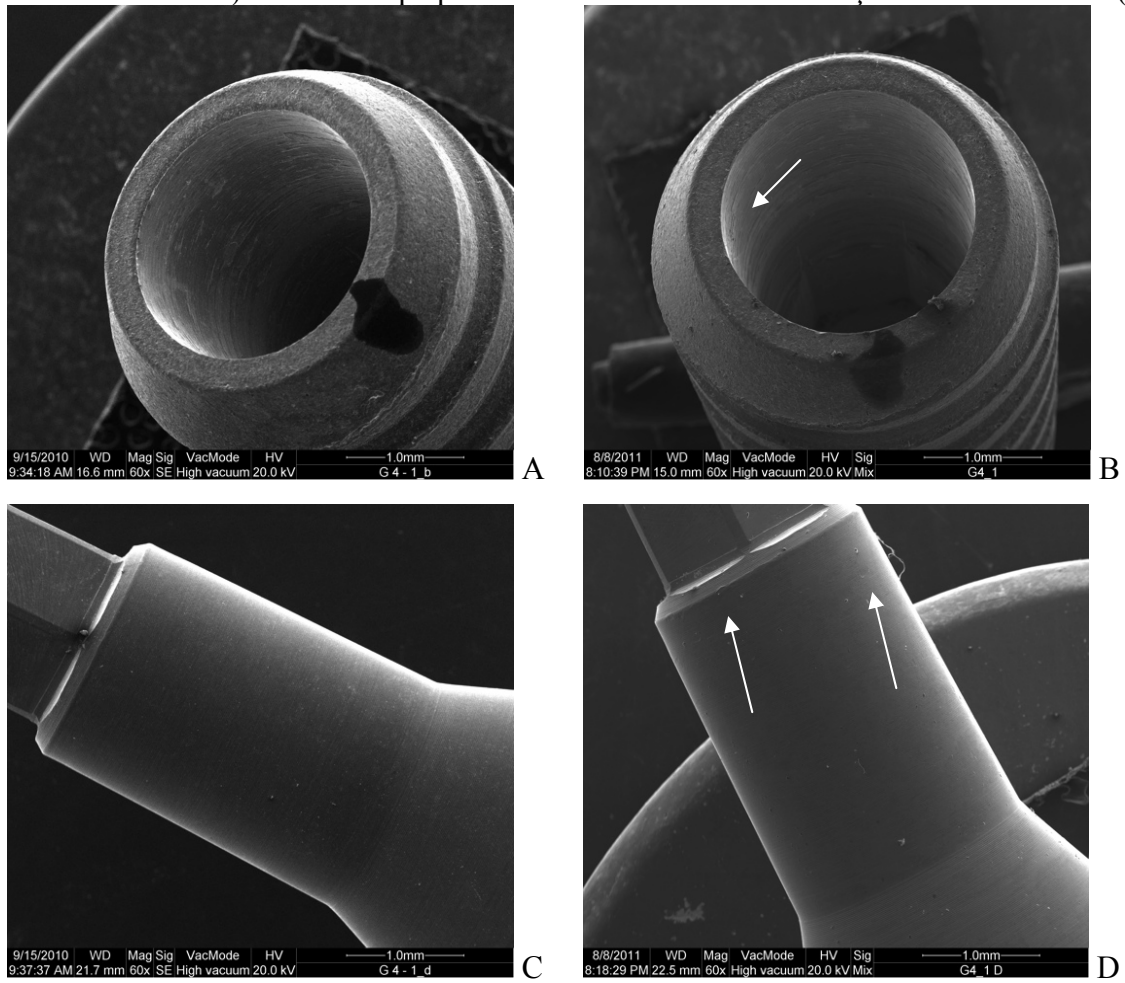
Fonte: Santos (2011)

Figura 16 - Fotomicroscopia eletrônica de varredura do implante (A; B) e do pilar protético (C; D) antes (A; C) e após (B; D) os testes mecânicos no GI, subgrupo 7 (30°; 40N). Notam-se pequenas marcas de contato na direção do acionamento (seta).



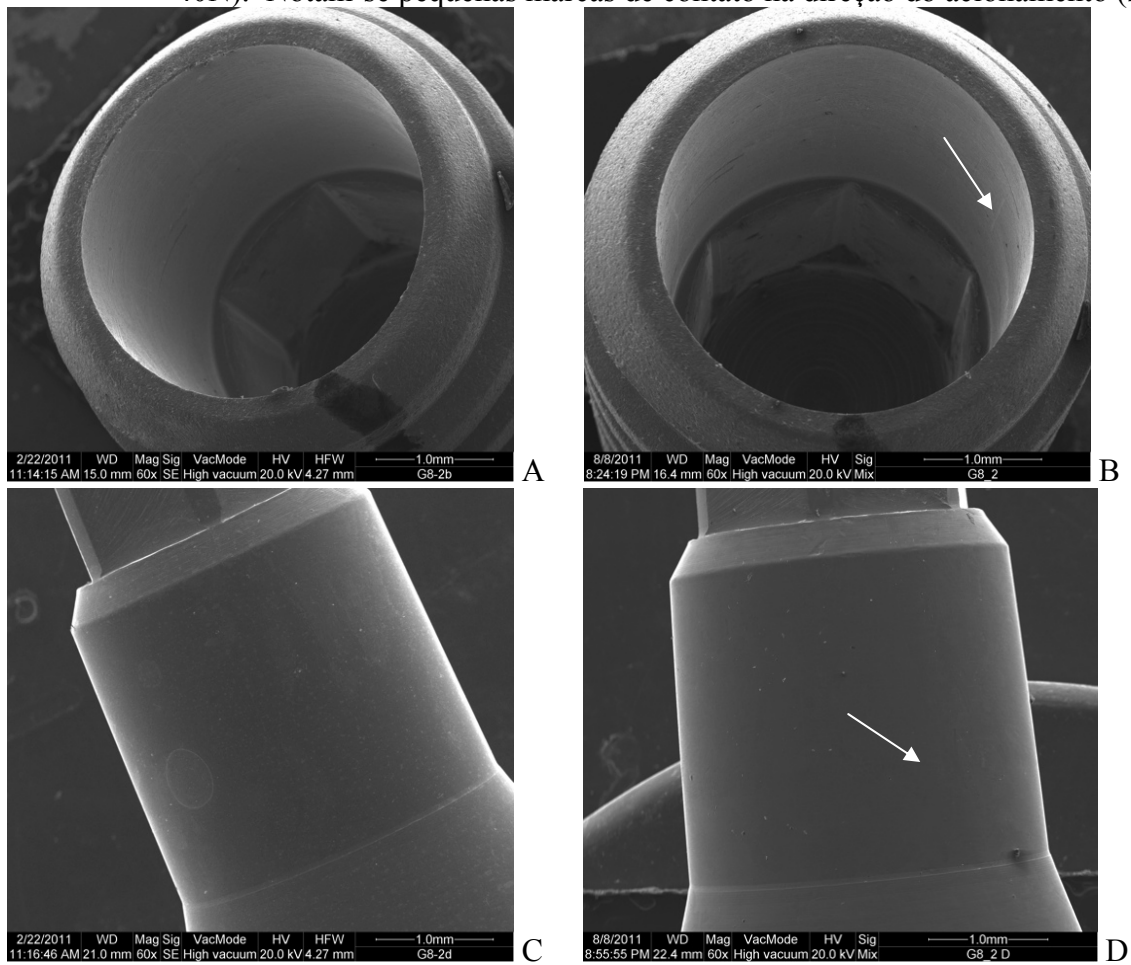
Fonte: Santos (2011)

Figura 17 - Fotomicroscopia eletrônica de varredura do implante (A; B) e do pilar protético (C; D) antes (A; C) e após (B; D) os testes mecânicos no GI, subgrupo 8 (30°; 60N). Notam-se pequenas marcas de contato na direção do acionamento (seta).



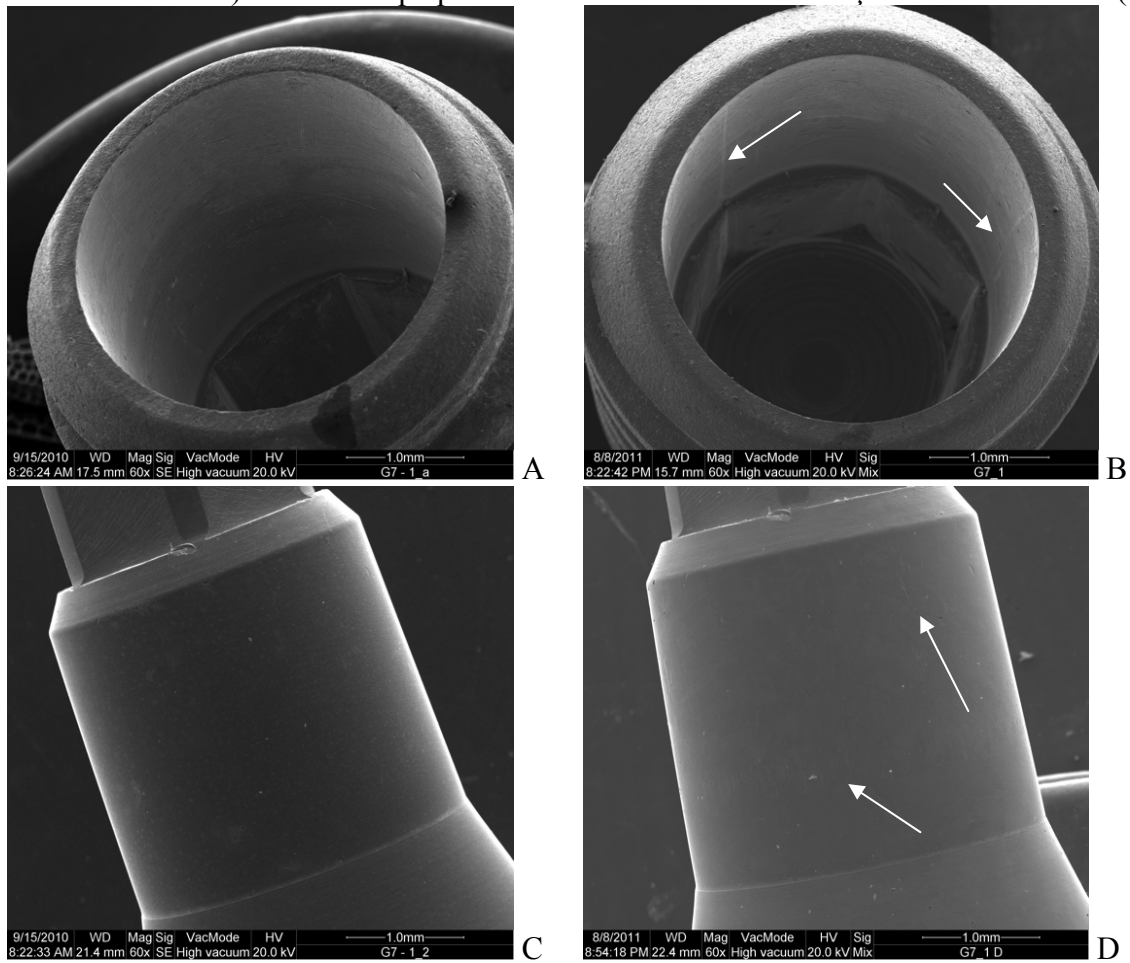
Fonte: Santos (2011)

Figura 18 - Fotomicroscopia eletrônica de varredura do implante (A; B) e do pilar protético (C; D) antes (A; C) e após (B; D) os testes mecânicos no GII, subgrupo 11 (0°; 40N). Notam-se pequenas marcas de contato na direção do acionamento (seta).



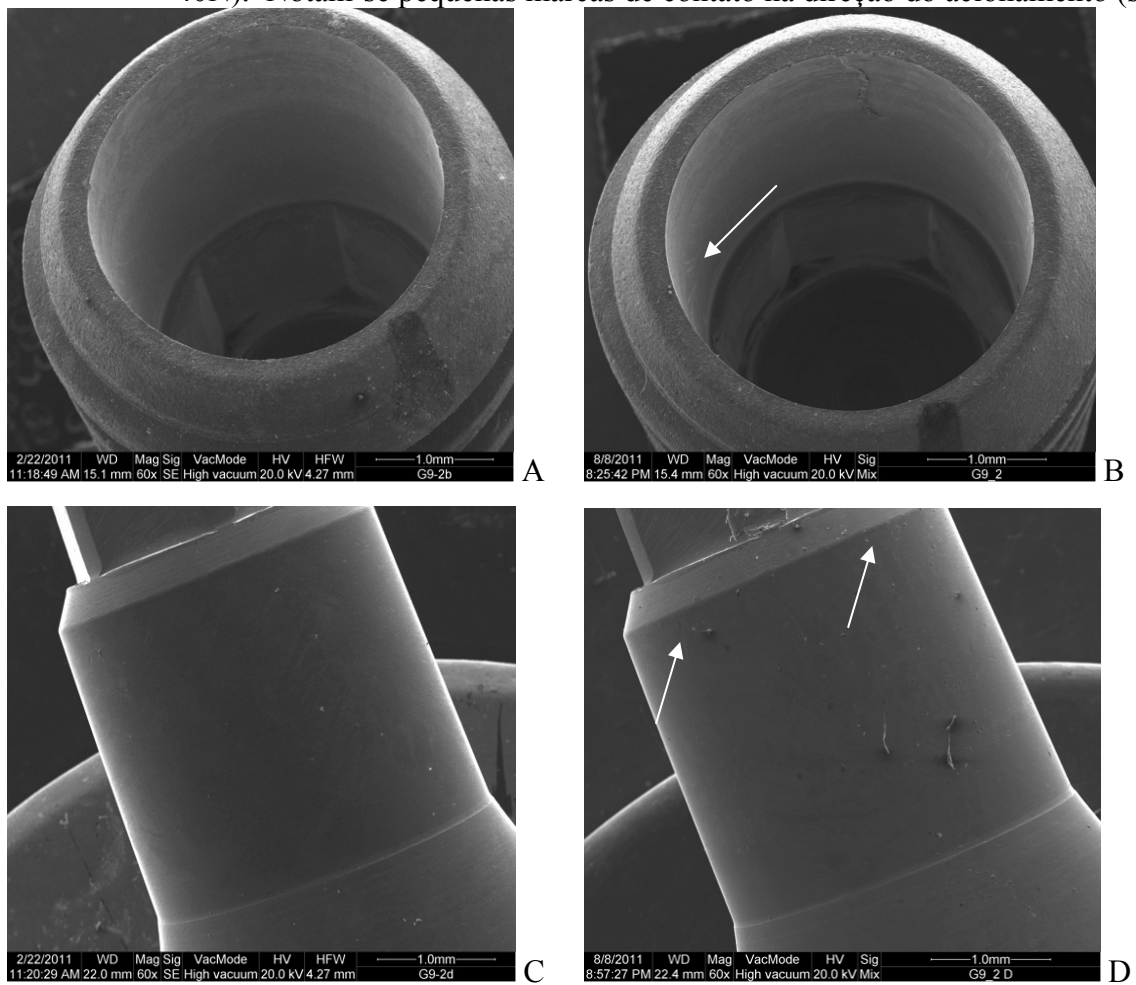
Fonte: Santos (2011)

Figura 19 - Fotomicroscopia eletrônica de varredura do implante (A; B) e do pilar protético (C; D) antes (A; C) e após (B; D) os testes mecânicos no GII, subgrupo 12 (0°; 60N). Notam-se pequenas marcas de contato na direção do acionamento (seta).



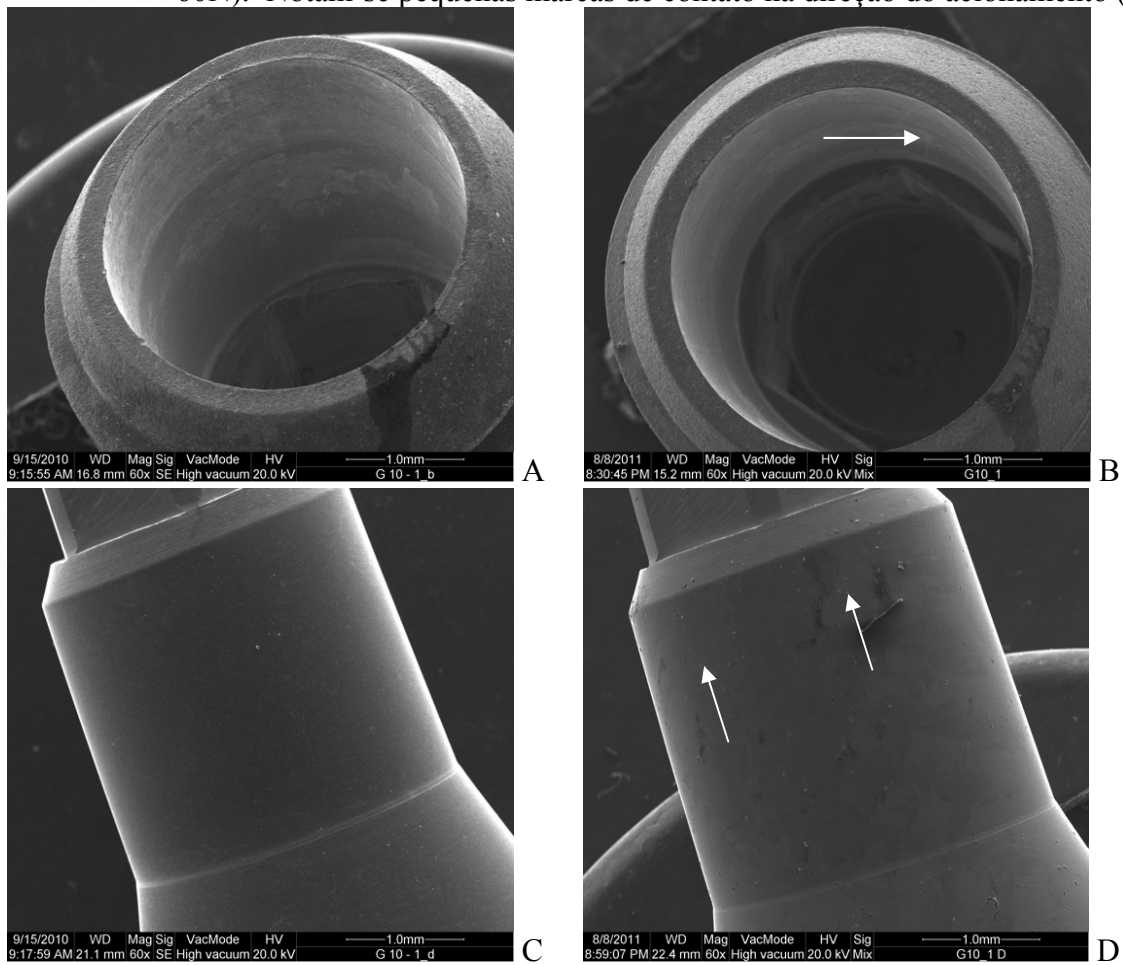
Fonte: Santos (2011)

Figura 20 - Fotomicroscopia eletrônica de varredura do implante (A; B) e do pilar protético (C; D) antes (A; C) e após (B; D) os testes mecânicos no GII, subgrupo 15 (30°; 40N). Notam-se pequenas marcas de contato na direção do acionamento (seta).



Fonte: Santos (2011)

Figura 21 - Fotomicroscopia eletrônica de varredura do implante (A; B) e do pilar protético (C; D) antes (A; C) e após (B; D) os testes mecânicos no GII, subgrupo 16 (30°; 60N). Notam-se pequenas marcas de contato na direção do acionamento (seta).



Fonte: Santos (2011)

5 DISCUSSÃO

A evolução da implantodontia nas últimas décadas colaborou grandemente para obtenção previsível e duradoura da osseointegração, reconstrução dos processos alveolares, desenvolvimento de novas superfícies, entre outros fatores, tornando a reabilitação oral por meio de implantes dentários uma alternativa de tratamento, que quando bem indicada e conduzida, traz benefícios incontestáveis aos pacientes. Porém, diversos fatores podem conduzir a insucessos biomecânicos e ainda são objetos de estudo e questionamento, entre esses, os tipos de sistemas que irão conectar o implante endósseo à prótese dentária. As falhas mecânicas na implantodontia variam de afrouxamento dos parafusos à quebra de componentes protéticos e implantes. Jemt (1991); Jemt; Lindén e Lekholm (1992) encontraram 30,7% a 49% de desapertos em parafusos protéticos de implantes de interface externa. Andersson et al. (1994); Balshi (1996); Blanes et al. (2007); Coppédê (2007); Quek et al. (2008); Lee et al. (2009) e Semper et al. (2010) comprovaram que o parafuso protético é o elo mais fraco de todo conjunto implante-prótese, sobretudo em próteses unitárias, pois as mesmas recebem altas cargas oblíquas durante a mastigação tornando-se uma grande preocupação nas reabilitações.

Steiner et al. (2009) relataram que em condições fisiológicas as magnitudes das forças mastigatórias em dentes naturais variam de 10 a 120N, porém as forças máximas são consideravelmente mais elevadas e variam de 190N a 290N nos dentes anteriores e de 200N a 360N na região dos molares. Para Ferrario et al. (2004) a magnitude da força mastigatória em dentes unitários variou entre gênero e localização dental e houve uma progressão na magnitude da força mastigatória dos incisivos para os molares, variando de 95,75N a 234,46N nas mulheres e 139,3N a 306,07N nos homens. Para Fontijn-Tekamp et al. (2000) as forças máximas exercidas nos implantes que eram suporte protético foram na região de pré-molar, 70N; canino, 45N; e incisivos, 40N. No entanto, para Morneburg e Pröschel (2002) o pilar protético pode receber força de até 450N. Coppédê et al. (2009) mencionaram que apesar de a força mastigatória gerar movimentos oclusais de flexão e tração, que podem interferir negativamente com a retenção do pilar protético, a força oclusal de compressão atua na direção de inserção do pilar, favorecendo uma auto-ativação em implantes de interface cônica.

A biomecânica dos implantes de interface hexagonal externa ou interna e implantes de interface cone parafuso e cone Morse são diferentes. Norton (1997; 2000; 2001); Khraisat et al. (2002); Zipprich et al. (2007) e Gil et al. (2009) asseguraram que nas conexões

protéticas hexagonais externas e internas e interfaces cone parafuso a pré-carga do parafuso é fator determinante para sua retenção, pois a relação do implante e pilar protético se dá por sobreposição das conexões. Segundo ABNT (1997) as conexões mecânicas, de modo geral, que utilizam encaixes inferiores a $3,014^\circ$ são denominadas cone Morse oferecendo retenção por fricção entre suas paredes internas. Portanto implantes que utilizam interfaces cone Morse são desprovidos de parafuso entre implante e pilar protético por apresentar angulação interna menor que $3,014^\circ$ e na instalação do pilar junto ao implante promover uma íntima adaptação entre suas superfícies originando contato friccional, responsável pela retenção de todo o conjunto. Estudos de Chapman e Grippo (1996); Muftu e Chapman (1998); Urdaneta e Marincola (2007); Mangano et al. (2009; 2010; 2011a) os quais avaliaram reabilitações protéticas unitárias, utilizando implantes de interfaces cone Morse, evidenciaram maior estabilidade e menor porcentagem de desacoplamento protético variando de 0,37% a 1,7%.

No planejamento de reabilitações protéticas sobre implantes dentários, principalmente unitários, busca-se maior previsibilidade no tratamento com objetivo de se conseguir estabilidade e resistência frente às forças mastigatórias. Norton (1999) associou a área de contato de implantes cônicos com a retenção protética, onde área de retenção maior observou-se maior resistência ao desacoplamento. Neste estudo, buscou-se avaliar a retenção mecânica entre o componente protético e implantes dentários cone Morse notando-se que a área de contato friccional também teve relação com a retenção protética em diferentes cargas e angulações de ativação. Para a análise entre implantes do mesmo grupo os dados foram obtidos e analisados em Newtons para comparação de forças absolutas. Para avaliação equitativa do desempenho dos grupos com diferentes diâmetros de acoplamento protético, os quais conseqüentemente apresentam áreas de contatos diferentes, os resultados foram obtidos e analisados em MegaPascal. A análise em MPa permite realizar o cálculo da força necessária para o deslocamento a partir da área de contato de retenção friccional, ou seja, a força necessária proporcional a área de contato. Os resultados absolutos obtidos em Newtons no grupo de implantes de maior área de contato ($21,25 \text{ mm}^2$) foram observados maior resistência ao desacoplamento, enquanto no grupo de menor área ($15,12 \text{ mm}^2$) apresentou menor retenção friccional. Porém na análise dos grupos em MegaPascal (equiparando suas áreas de contato) não foi observado diferença estatística significativa para o deslocamento dos componentes protéticos entre os mesmos. Por meio desses resultados, pode-se supor que os implantes de ambos os grupos possuem desempenho semelhante, proporcional a área de contato dos mesmos, conseqüentemente poderiam ser planejados em regiões que requerem maior necessidade de esforço mastigatório. No entanto devido a maior carga mastigatória de

flexão a qual o conjunto está sujeito, tal como em reabilitações unitárias de molares, maior a necessidade de resistência mecânica, desta forma evita-se os componentes protéticos de menor diâmetro e possíveis fraturas destes componentes.

A retenção por fricção nos implantes de interface cone Morse está relacionada com o fenômeno da solda fria, pois ocorre um embricamento entre as superfícies do pilar protético e implante originando uma íntima relação de união e, por conseguinte maior retenção e estabilidade da prótese dental. O fenômeno de solda fria foi estudado por Norton (1999) e Coppedê et al. (2009) em implantes de cone parafuso revelando que o torque de afrouxamento esteve abaixo do torque de aperto, não observando solda fria nestes implantes, possivelmente por que a sua porção apical em forma de parafuso impediu a ocorrência de parte dos movimentos compressivos, reduzindo a pressão potencial de intrusão no implante. Em pilares protéticos com parafuso trespassante o torque para o afrouxamento do parafuso foi de 62,8% demonstrando pouca influência em sua retenção e ausência de solda fria, entretanto para remover somente o pilar do implante foi de 139%, provavelmente pela pressão potencial de intrusão no implante.

Nos implantes do grupo I e II observou-se presença de solda fria quando acionados a 0° variando 106,15% a 373,70% e 124,88% a 406% da força de remoção do pilar protético em relação a carga de acionamento, respectivamente. Ainda, notou-se maior retenção do pilar protético com o aumento da carga de ativação nestes conjuntos. Ao contrário do que se esperava o aumento da força de acionamento não foi proporcional ao desacoplamento em porcentagem, talvez por existir no cone interno do implante um limitador (câmara de compensação) para o pilar protético e devido à ocorrência do embricamento máximo entre as superfícies do implante e pilar protético. Nos implantes do grupo I e II a 30° não se constatou presença de solda fria, onde a força de remoção do pilar protético em relação a carga de acionamento variou de 34,90% a 78,90% e 63,35% a 72,70%, respectivamente. Além disso, houve menor força para o desacoplamento do conjunto quando se aplicava maior carga de acionamento, caracterizando um risco maior de complicações mecânicas como soltura de componente protético, principalmente em reabilitações unitárias. O único conjunto testado a 30° que alcançou maior força de desacoplamento em relação ao de acionamento foi o subgrupo ativado a 10N, sendo 167,40% para o grupo GI e 202,90% para o GII.

A angulação utilizada para os testes mecânicos deste estudo foi determinada segundo critérios da Guidance for Industry and Food and Drug Administration – FDA, que sugerem ensaios mecânicos que representam no mínimo 30 graus de inclinações. O direcionamento da força de ativação em implantes dentários cone Morse demonstrou-se

sensível a esta angulação, evidenciando que uma sub-ativação poderá ocasionar maior índice de falha mecânica, como soltura de próteses unitárias, onde conjuntos submetidos à carga 30° demonstraram perda média de 48,14% e 30,48% para o GI e GII, respectivamente. No entanto, observou-se que quanto maior a força de ativação a 0° em ambos os grupos houve um maior embricamento do pilar protético ao implante e conseqüentemente maior resistência ao desacoplamento do conjunto. Esses resultados demonstram a necessidade de posicionar o dispositivo de ativação de forma correta intra-bucal nestes tipos de implantes. Desta forma, Urdaneta e Marincola (2007) salientaram a necessidade de confeccionar um dispositivo intra-bucal (“jig”) para direcionar a força de acionamento dos componentes protéticos ou coroas dentárias ao longo eixo do implante, evitando assim ativações incorretas e, por conseguinte perdas de retenção ao conjunto implante/pilar nos sistemas de implantes dentários endósseos que utilizam a interface protética cônica cone Morse.

As cargas estudadas para o acionamento dos conjuntos implante/pilar protético foram definidas, primeiro valores de força que pudessem ser reproduzidos com relativa segurança no meio intra-bucal, segundo, a literatura e os próprios fabricantes dos sistemas de implantes cone Morse não sugerem uma padronização da carga de acionamento, sendo única orientação quanto à quantidade de ativações. Por meio de testes pilotos evidenciou-se que além da força de acionamento ao conjunto a velocidade e a frequência de repetição da ativação interferiam na retenção do pilar protético ao implante, portanto, estipulou-se cargas de 10N, 20N, 40N e 60N, velocidade de 30 mm/min e três ativações seqüenciais numa máquina de ensaio universal. Os implantes com variações na carga de ativação de 10 a 60N ao longo eixo do conjunto apresentaram as maiores forças para o deslocamento do pilar protético em ambos os grupos estudados, onde os conjuntos ativados a 60N proporcionaram maior retenção protética em valores absolutos para o grupo GI, porém para o grupo GII implantes acionados a 20N, 40N e 60N não apresentaram diferença estatística.

Nas amostras avaliadas em microscopia eletrônica de varredura, após os testes mecânicos, foram evidenciadas pequenas marcas na área retentiva advindo do atrito do cone do pilar protético com o implante que, possivelmente não interferem na reinsertão do pilar protético caso haja necessidade de reinstalação do mesmo. Nos conjuntos avaliados, tanto os implantes quanto os pilares protéticos, quando acionados ao longo eixo do implante, apresentaram marcas de contato ao longo da superfície do cone de retenção, contudo nos grupos acionados a 30° observou-se que essas marcas se localizavam mais apicalmente ao cone de retenção evidenciando perda de contato do embricamento que ocorreria em toda a

superfície de retenção levando a perda de resistência do pilar protético e possivelmente desacoplamento dental.

Atualmente os sistemas de implantes de interface cone Morse utilizam um dispositivo para ativação dos componentes protéticos por propulsão manual (martelo ou bate-conexão) e não possibilitam a padronização e aferição da força real de ativação. De certa forma, os sistemas de interface protética externa, inicialmente, também foi questionado quanto ao correto aperto dos parafusos protéticos, onde Gross et al. (1999) relataram que o torque manual em parafusos de pilares protéticos de implantes de interface externa mostraram variabilidade para o mesmo operador, entre os diferentes operadores e entre os sistemas de implantes estudados. Diante da escassez na literatura mundial, evidencia-se a importância de estudar e elaborar um modelo de dispositivo, que possibilite uma padronização e aferição destas forças, tornando-as mensuráveis e de menor variabilidade entre operadores.

6 CONCLUSÃO

A partir da metodologia utilizada conclui-se:

1. Ativação ao longo eixo demonstrou ser ideal para se alcançar maior retenção dos componentes protéticos dos implantes cone Morse;
2. Para o GI a carga de ativação que determinou maior resistência ao desacoplamento foi de 60N;
3. Para o GII a carga de ativação que determinou maior resistência ao desacoplamento estaria entre 20N a 60N;
4. Na MEV não foram evidenciadas trincas, fraturas ou deformidades estruturais relevantes após ativação e desacoplamento nos conjuntos estudados.

REFERÊNCIAS

- AKÇA, K.; ÇEHRELI, M. C. A Photoelastic and Strain-Gauge Analysis of Interface Force Transmission of Internal-Cone Implants. **Int. J. Periodontics Restor. Dent.**, Chicago, v.28, p.391-9, 2008.
- ALBREKTSSON, T. et al. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.1, n.1, p.11-25, 1986.
- ALBREKTSSON, T.; ZARB G. A. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.6, n.2, p.95-105, 1993.
- AL JABBARI, Y. S. A. et al. 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.**, Philadelphia, v.17, p.168–80, 2008.
- ALLUM, S. R.; TOMLINSON, R. A.; JOSHI, R. The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: a comparative laboratory. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v.19, p.553-9, 2008.
- ANDERSSON, B. et al. Mechanical Testing of Superstructures on the CeraOne Abutment in the Brånemark System. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 9, p. 665-72, 1994.
- ARITA, C. A. Componentes Protéticos em Implantodontia – Como Escolher e Obter os Melhores Resultados Estéticos e Biomecânicos. In: CARVALHO, Paulo Sérgio Perri de. (Coord.). **Osseointegração – Visão Contemporânea da Implantodontia**. São Paulo: Quintessence, 2009. p.143-164.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT) – Equipamento de Séries de Ângulos e de Conicidades, Normativa 1119, 1997.
- BALSHI, T. J. An Analysis and Management of Fractured Implants: A Clinical Report **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.11, p. 606-66, 1996.
- BINON, P. P. Implants and components: entering the new millennium **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.15, n.1, p.76-94, 2000.
- BLANES, R. J. et al. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 18, p. 707-14, 2007.
- BRÄGGER, U. et al. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v.12, p. 26-34, 2001.

CAPELLI, M. et al. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: A multicenter clinical study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.22, n.4, p. 639-44, 2007.

CHAPMAN, R. J.; GRIPPO, W. The locking taper attachment for implant abutments: use and reliability. **Implant Dent.**, Baltimore, v.5, n.4, p.257-61, 1996.

CHEE, W.; JIVRAJ, S. Failures in implant dentistry. **Br. Dent. J.**, London, v.202, p.123-9, 2007.

CHUANG, S. K. et al. Risk Factors for Dental Implant Failure: A Strategy for the Analysis of Clustered Failure-time Observations. **J. Dent. Res.**, Washington, v.81, n.8, p.572-7, 2002.

COPPEDÊ, A. R. **Estudo Biomecânico da Conexão Implante/Pilar Protético em Implantes do Sistema Cone Morse**. 2007. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP, Ribeirão Preto, São Paulo.

COPPEDÊ, A. R. et al. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 20, p.624–32, 2009.

FERRARIO, V. F. et al. Single Tooth Bite Forces in Healthy Young Adults. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 31, p. 18–22, 2004.

FICKL, S. et al. Peri-Implant Bone Level Around Implants with Platform-Switched Abutments **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 25, p. 577–81, 2010.

FONTIJN-TEKAMP, F. A. et al. Biting and Chewing in Overdentures, Full Dentures, and Natural Dentitions. **J. Dent. Res.**, Washington, v.79, n.7, p.1519-24, 2000.

GIL, F. J. et al. 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**, Lombard, v.24, p.583–90, 2009.

GROSS, M. et al. Manual Closing Torque in Five Implant Abutment Systems: An in Vitro Comparative Study. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n.5, p.574-8, 1999.

GUIDANCE for Industry and FDA Staff Class II Special Controls Guidance Document: Root-form Endosseous Dental Implants and Endosseous Dental Implant Abutments Document issued on: May 12, 2004. Disponível em: <<http://www.fda.gov/downloads/medicaldevices/deviceregulationandguidance/guidancedocuments/ucm072444.pdf>> Acesso em: 12 Mar. 2010.

JEMT, T. Failures and Complications in 391 Consecutively Inserted Fixed Prostheses Supported by Brånemark Implants in Edentulous Jaws: A Study of Treatment From the Time of Prosthesis Placement to the First Annual Checkup. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.6, p. 270-6, 1991.

JEMT, T.; LINDÉN, B.; LEKHOLM U. Failures and Complications in 127 Consecutively Placed Fixed Partial Prostheses Supported by Brånemark Implants: From Prosthetic

Treatment to First Annual Check up. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.7, p.40-4, 1992.

KHRAISAT, A. et al. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.88, n.6, p.604-10, Dec., 2002.

LEE, C. K.; KARL, M.; KELLY, J. R. Evaluation of Test Protocol Variables for Dental Implant Fatigue Research. **Dent. Mater.**, Washington, v.25, p.1419–1425, 2009.

LEVINE, R. et al. A multicenter retrospective analysis of the ITI. implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at six or more months of loading. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 12 (2), p. 237–242. 1997.

MAEDA, Y. et al. Biomechanical Analysis on Platform Switching: is There any Biomechanical Rationale? **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 18, p. 581-4, 2007.

MANGANO, C.; BARTOLUCCI, E. C. Single tooth replacement by Morse taper connection implants: a retrospective study of 80 implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.16, n.5, p. 675-80, Sep., 2001.

MANGANO, C. et al. Single-tooth Morse taper connection implants after 1 year of functional loading: a multicentre study on 302 patients. **Eur. J. Oral Implantol.**, Berlin, v.1, n.4, p.305-15, 2008.

MANGANO, C. et al. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 20, p. 254–61, 2009.

MANGANO, C. et al. Prospective Clinical Evaluation of 307 Single-Tooth Morse Taper–Connection Implants: A Multicenter Study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 25, p. 394–400, 2010.

MANGANO, C. et al. Prospective Evaluation of 2.549 Morse Taper Connection Implants: 1- to 6-Year Data. **J. Periodontol.**, Indianapolis, v.82, p.52- 61, 2011a.

MANGANO, C. et al. Morse taper connection implants supporting “planned” maxillary and mandibular bar-retained overdentures: a 5-year prospective multicenter study. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 22, p.1117–24, 2011b.

MCGLUMPHY, E. A.; ROBINSON, D. M.; MENDEL, D. A. Implant Superstructures: A Comparison of Ultimate Failure Force. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 7, p. 35-9, 1992.

MERICSKE-STERN, R. et al. Clinical evaluation and prosthetic complications of single tooth replacements by non-submerged implants. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 12, p. 309-318. 2001.

MÖLLERSTEN, L; LOCKOWANDT, P; LINDEN, L. A. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: An in vitro test. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.78, p.582–591, 1997.

MOON, S. J. et al. Sinking and fit of abutment of locking taper implant system. **J. Adv. Prosthodont.**, Korea, v.1, p.97-101, 2009.

MORNEBURG, T. R.; PRÖSCHEL, P. A. Measurement of Masticatory Forces and Implant Loads: A Methodologic Clinical Study. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.15, n. 1, p. 20-7, 2002.

MUFTU, A.; CHAPMAN, R. J. Replacing Posterior Teeth With Freestanding Implants: Four-Year Prosthodontic Results of a Prospective Study. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.129, Aug., 1998.

NENTWIG, G. H. The Ankylos implant system: concept and clinical application. **J. Oral Implantol.**, Abingdon, v.30, n.3, p.171-7, 2004.

NGUYEN, H. Q.; TAN, K. B.; NICHOLLS, J. I. Load Fatigue Performance of Implant-Ceramic Abutment Combinations. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.24, n.4, p.636-46, 2009.

NORTON, M. R. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v.8, n.4, p. 290-8, 1997.

NORTON, M. R. Assessment of Cold Welding Properties of the Internal Conical Interface of Two Commercially Available Implant Systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.81, n.2, p.159-166, 1999.

NORTON, M. R. An in Vitro Evaluation of the Strength of the Conical Implant-to-Abutment Joint in Two Commercially Available Implant Systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.83, n.5, p.567-71, 2000.

NORTON, M. R. Biologic and Mechanical Stability of Single-Tooth Implants: 4-to-7-year Follow-up. **Clin. Implant. Dent. Relat. Res.**, Hamilton, v. 4, p. 214-20. 2001.

PELLIZZER, E. P.; VERRI, F. R.; FALCÓN-ANTENUCCI, R. M.; NORITOMI, P. Y. A Visão Biomecânica dos Implantes de Encaixe Externo e Interno. In: CARVALHO, Paulo Sérgio Perri de. (Coord.). **Osseointegração – Visão Contemporânea da Implantodontia**. São Paulo: Quintessence, 2009. p.165-184.

QUEK, H. C.; TAN, K. B.; NICHOLLS, J. I. Load Fatigue Performance of Four Implant-Abutment Interface Designs: Effect of Torque Level and Implant System. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.23, p.253-62, 2008.

SCHWARZ, M. S. Mechanical complications of dental implants. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v.11, p. 156-158, 2000.

SEMPER, W. et al. Impact of Abutment Rotation and Angulation on Marginal Fit: Theoretical Considerations. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 25, p. 752-58, 2010.

STEINER, M. et al. In vitro Evaluation of a Mechanical Testing Chewing Simulator. **Dent. Mater.**, Washington, v.25, p.494-9, 2009.

STEINEBRUNNER, L. et al. Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v.19, p.1276 -84, 2008.

THEOHARIDOU, A. et al. Abutment Screw Loosening in Single-Implant Restorations: A Systematic Review. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 23, p. 681-90, 2008.

TONELLA, B. P. **Análise fotoelástica da distribuição de tensões em próteses implantossuportadas cimentadas ou parafusadas em implantes de hexágono externo, interno ou cone-morse.** 2009. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade Estadual Paulista; Araçatuba, São Paulo.

URDANETA, R. A.; MARINCOLA. The Integrated Abutment Crown™, a Screwless and Cementless Restoration for Single-Tooth Implants: A Report on a New Technique. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 16, p. 311-8, 2007.

URDANETA, R. A. et al. The Effect of Increased Crown-to-Implant Ratio on Single-Tooth Locking-Taper Implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 25, n. 4, p. 729-43, 2010.

ZIPPRICH, H. et al. Micromovements at the implant-abutment inter-face: measurement, causes and consequences. **Orale Implantol.**, Bremen, v.15, n.1, p.31-46, Mar., 2007.

WEIGL, P. Prosthetic Restorative Features Of He Ankylos Implant System. **J. Oral Implantol.**, Abingdon, v.30, n.3, p.178-88, 2004.

YAO, K.T. et al. The effect of clockwise and counterclockwise twisting moments on abutment screw loosening. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, Aug., p. 1–6. 2011.

ANEXOS

ANEXO A
Força de tração em Newtons e MegaPascal do Grupo I

Sub grupo	n	Implante	Lote	Munhão	Área de contato (mm ²)	Lote	Ângulo	Acionamento (N)	Força de Tração (N)	Força de Tração (MPa)
1	1	3,3	1756	3,5	15,12	1706	0°	10	32,61	2,16
	2	3,3	1756	3,5	15,12	1706	0°	10	45,6	3,01
	3	3,3	1756	3,5	15,12	1706	0°	10	20,4	1,35
	4	3,3	1756	3,5	15,12	1706	0°	10	41,55	2,75
	5	3,3	1756	3,5	15,12	1706	0°	10	46,71	3,09
2	1	3,3	1756	3,5	15,12	1799	0°	20	35,31	2,33
	2	3,3	1756	3,5	15,12	1799	0°	20	47,91	3,17
	3	3,3	1756	3,5	15,12	1799	0°	20	22,84	1,51
	4	3,3	1756	3,5	15,12	1799	0°	20	38,06	2,52
	5	3,3	1756	3,5	15,12	1799	0°	20	45,38	3
3	1*	3,3	1492	3,5	15,12	1706	0°	40	28,8	1,9
	2	3,3	2029	3,5	15,12	2129	0°	40	46	3,04
	3	3,3	2029	3,5	15,12	2129	0°	40	53,45	3,53
	4	3,3	2029	3,5	15,12	2129	0°	40	22,11	1,46
	5	3,3	2029	3,5	15,12	2129	0°	40	61,94	4,09
4	1*	3,3	1462	3,5	15,12	1706	0°	60	65,73	4,34
	2	3,3	1756	3,5	15,12	1799	0°	60	70,89	4,68
	3	3,3	1756	3,5	15,12	1799	0°	60	70,37	4,65
	4	3,3	1756	3,5	15,12	1799	0°	60	71,59	4,73
	5	3,3	1756	3,5	15,12	1799	0°	60	79,04	5,22

5	1	3,3	2029	3,5	15,12	2129	30°	10	19,16	1,27
	2	3,3	2029	3,5	15,12	2129	30°	10	21,34	1,41
	3	3,3	2029	3,5	15,12	2129	30°	10	11,19	0,74
	4	3,3	2029	3,5	15,12	2129	30°	10	21,59	1,43
	5	3,3	2029	3,5	15,12	2129	30°	10	10,43	0,69
6	1	3,3	2029	3,5	15,12	2129	30°	20	11,66	0,77
	2	3,3	2029	3,5	15,12	2129	30°	20	18,99	1,25
	3	3,3	2029	3,5	15,12	2129	30°	20	14,23	0,94
	4	3,3	2029	3,5	15,12	2129	30°	20	17,39	1,15
	5	3,3	2029	3,5	15,12	2129	30°	20	16,61	1,1
7	1*	3,3	1594	3,5	15,12	1706	30°	40	8,28	0,55
	2	3,3	2029	3,5	15,12	2129	30°	40	18,42	1,22
	3	3,3	2029	3,5	15,12	2129	30°	40	8,66	0,57
	4	3,3	2029	3,5	15,12	2129	30°	40	12,06	0,8
	5	3,3	2029	3,5	15,12	2129	30°	40	22,39	1,48
8	1*	3,3	1462	3,5	15,12	1706	30°	60	24,04	1,59
	2	3,3	2029	3,5	15,12	2129	30°	60	15,85	1,05
	3	3,3	2029	3,5	15,12	2129	30°	60	20,8	1,37
	4	3,3	1594	3,5	15,12	1799	30°	60	44,52	2,94
	5	3,3	1594	3,5	15,12	1799	30°	60	20,09	1,33

ANEXO B

Força de tração em Newtons e MegaPascal do Grupo II.

Sub grupo	n	Implante	Lote	Munhão	Área de contato (mm ²)	Lote	Ângulo	Acionamento (N)	Força de Tração (N)	Força de Tração (MPa)
9	1	4,3	2073	4,5	21,25	1843	0°	10	45,88	2,16
	2	4,3	2073	4,5	21,25	1843	0°	10	42,6	2
	3	4,3	2073	4,5	21,25	1843	0°	10	38,44	1,81
	4	4,3	2073	4,5	21,25	1843	0°	10	30,94	1,46
	5	4,3	2073	4,5	21,25	1843	0°	10	45,14	2,12
10	1	4,3	2073	4,5	21,25	1843	0°	20	63,47	2,99
	2	4,3	2073	4,5	21,25	1843	0°	20	56,74	2,67
	3	4,3	2073	4,5	21,25	1843	0°	20	43,19	2,03
	4	4,3	2073	4,5	21,25	1843	0°	20	47,59	2,24
	5	4,3	2073	4,5	21,25	1843	0°	20	63,49	2,99
11	1*	4,3	1728	4,5	21,25	1809	0°	40	76,65	3,61
	2	4,3	2073	4,5	21,25	1843	0°	40	74,42	3,5
	3	4,3	2073	4,5	21,25	1843	0°	40	58,14	2,74
	4	4,3	2073	4,5	21,25	1843	0°	40	71,47	3,36
	5	4,3	2073	4,5	21,25	1843	0°	40	53,64	2,52
12	1*	4,3	1728	4,5	21,25	1809	0°	60	83,58	3,93
	2	4,3	1992	4,5	21,25	1809	0°	60	73,87	3,48
	3	4,3	1992	4,5	21,25	1809	0°	60	73,35	3,45
	4	4,3	1992	4,5	21,25	1809	0°	60	62,18	2,93
	5	4,3	1992	4,5	21,25	1809	0°	60	81,68	3,84
13	1	4,3	2073	4,5	21,25	1843	30°	10	22,7	1,07
	2	4,3	2073	4,5	21,25	1843	30°	10	22,28	1,05
	3	4,3	2073	4,5	21,25	1843	30°	10	20,13	0,95
	4	4,3	2073	4,5	21,25	1843	30°	10	22,73	1,07
	5	4,3	2073	4,5	21,25	1843	30°	10	13,59	0,64
14	1	4,3	2073	4,5	21,25	1809	30°	20	11,12	0,52
	2	4,3	1992	4,5	21,25	1809	30°	20	21,47	1,01
	3	4,3	1992	4,5	21,25	1809	30°	20	21,01	0,99
	4	4,3	1992	4,5	21,25	1809	30°	20	7,52	0,35
	5	4,3	1992	4,5	21,25	1809	30°	20	11,37	0,53
15	1*	4,3	1728	4,5	21,25	1809	30°	40	32,79	1,54
	2	4,3	1992	4,5	21,25	1809	30°	40	21,13	0,99
	3	4,3	1992	4,5	21,25	1809	30°	40	22,04	1,04
	4	4,3	1728	4,5	21,25	1809	30°	40	35,5	1,67
	5	4,3	1728	4,5	21,25	1809	30°	40	33,94	1,6
16	1*	4,3	1728	4,5	21,25	1809	30°	60	44,33	2,09
	2	4,3	1992	4,5	21,25	1809	30°	60	22,25	1,05
	3	4,3	1728	4,5	21,25	1843	30°	60	47,28	2,22
	4	4,3	1992	4,5	21,25	1809	30°	60	22,61	1,06
	5	4,3	1992	4,5	21,25	1809	30°	60	53,57	2,52