



FACULDADE  
**ILAPEO**

Rafael Demeterco Reggiani

**Análise das estruturas geométricas anti rotacionais: chave/parafuso de  
componentes protéticos. Estudo *in vitro***

CURITIBA  
2018

Rafael Demeterco Reggiani

Análise das estruturas geométricas anti rotacionais: chave/parafuso de  
componentes protéticos. Estudo *in vitro*

Dissertação apresentada à Faculdade ILAPEO, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia – área de concentração Implantodontia.

Orientador : Prof. Dr. Luis Eduardo Marques Padovan  
Co-orientadores: Prof. Dr. Geninho Thomé  
Prof. Dra. Larissa Trojan

CURITIBA  
2018

R334a Reggiani, Rafael Demeterco  
Análise das estruturas geométricas anti rotacionais: conexão  
chave/parafuso de componentes protéticos. Estudo *in vitro*

85 f : il. ; 31 cm

Dissertação (mestrado) – Faculdade Ilapeo – Programa de Pós -  
Graduação em Odontologia - Área de Concentração: Implantodontia.  
Curitiba, 2018

Orientador: Prof Dr. Luis Eduardo Marques Padovan.

Co-Orientadora: Prof Dr. Geninho Thomé, Prof. Dra. Larissa Trojan.

Bibliografia

1. Implante dentário. 2. Torque. 3. Prótese dentária fixada por  
implante. I. Título.

Rafael Demeterco Reggiani

Análise das estruturas geométricas anti rotacionais: conexão chave/parafuso de componentes protéticos. Estudo in vitro

Presidente da banca (Orientador): Prof. Dr. Luis Eduardo Marques Padovan

BANCA EXAMINADORA

Prof<sup>a</sup>. Dra. Ivete Sartori

Prof. Dr. Vitor Coró

Aprovada em: 28/05/2018

## **Dedicatória**

Dedico este trabalho à minha família.

Primeiramente ao maior amor existente, minha filha Laura. Por você e para você, sempre.

Minha amada, companheira e compreensiva esposa, Maryana. Obrigado pela ajuda e compreensão por todo este período de investimento em todos os sentidos. Sem você tudo teria sido mais difícil.

Aos meus pais, Claudanir e Frances, pelo amor incondicional e apoio. O homem que sou hoje e amanhã é fruto de todos os ensinamentos passados por vocês. Vocês são meu porto seguro.

À minha carinhosa irmã Celeste, meu sangue 100%. Obrigado por ser minha cúmplice, apoiadora e incentivadora em tudo.

## **Agradecimentos**

Agradeço a Deus por sempre olhar por mim e pelos meus.

Ao professor Dr. Luis Eduardo Marques Padovan pela orientação e ensinamentos bem vindos , sempre no momento certo e pelo incentivo ao estudo e pesquisa.

Ao professor Geninho Thomé por seus conselhos e ideias. A professora Larissa Trojan pela coorientação, tranquilidade e boas ideias para o desenvolvimento.

Ao engenheiro Rafael Sallatti pelo esforço, competência e disposição para solucionar todos os passos deste trabalho.

A Elington Rodrigues, funcionário do laboratório de pesquisa da empresa Neodent, suas ideias , atitudes rápidas e disponibilidade foram de extrema valia.

A todos do laboratório de pesquisa da empresa Neodent, obrigado por terem sido tão prestativos e competentes.

À empresa Neodent por abrir as portas para pesquisa o que mostra a competência e dedicação às melhorias, visando uma implantodontia de excelência.

Aos professores da Faculdade Ilapeo, extremamente competentes. Cada um com sua forma de passar conhecimento e sempre incentivando o estudo.

À Faculdade Ilapeo por ser uma instituição organizada, competente que fornece as ferramentas para o crescimento profissional e pessoal .Aos funcionários do Ilapeo pelo primor de atendimento. Pessoas amistosas, educadas e prestativas. Aos bibliotecários Tânia e saudoso Vitor, seus esforços, profissionalismo, dedicação e alegria foram muito importantes para a conclusão deste trabalho. Aos colegas de turma, especialmente à Fernando e Angel por toda parceria e amizade durante todo curso.

A todos que diretamente ou indiretamente fizeram parte desta minha etapa profissional e pessoal.

## Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução.....	10
2. Revisão de Literatura.....	12
3. Proposição.....	24
4. Materiais e métodos .....	25
5. Artigos Científicos.....	32
6. Referências.....	80
7. Anexo.....	85

## Lista de Figuras

Figura 01: Amostras do grupo 01 (1A) e Secção axial do conjunto chave/parafuso (1B).....	26
Figura 02: Amostras grupo 02 (2A) e Secção axial do conjunto chave/parafuso (2B).....	26
Figura 03: Morsa e posicionamento do implante.....	27
Figura 04: Máquina torcional multifuncional.....	27
Figura 05: Máquina torcional multifuncional, porção mecânica.....	28
Figura 06: Detalhe aproximado do corpo de prova em posição.....	28
Figura 07: Máquina torcional multifuncional para análise de liberdade rotacional.....	29
Figura 08: Aproximação da adaptação de duas catracas torquímetro e marcação de 5 Ncm.....	30
Figura 09: Amostras grupo A1 e A2, conjunto GM, parafuso estrela modificada 1,35 mm.....	31
Figura 10: Amostras grupo B1 e B2, conjunto CM, parafuso hexagonal 0,9 mm .....	31

## **Lista de Abreviaturas**

GM – grand Morse

CM – cone Morse

Mm - milímetro

Ncm – newton centímetro

Hz – hertz

DLC – Diamond like carbon

Mpa – mega pascal

RPM – rotações por minuto

## Resumo

O objetivo deste estudo foi avaliar geometrias internas do topo de parafusos protéticos estrela modificada 1,35 mm e hexagonais 0,9 mm, de componentes de implantes com junções cônicas; um, segundo a deformação destes sobre tensão em ensaios mecânicos estáticos e cíclicos. Foram realizados 2 ensaios: o primeiro foi mecânico estático comparativo entre dois grupos, utilizando torque máximo até o espanamento, onde no grupo 01 foram utilizados dez munhões com parafuso passante de geometria estrela modificada 1,35 mm e seus respectivos análogos e chaves. No grupo 02 foram utilizados dez munhões com parafuso passante de geometria hexagonal 0,9 mm, e seus respectivos análogos e chaves. Já o segundo ensaio, foi cíclico de torque e destorque, onde o torque utilizado foi o recomendado pela indicação da fábrica e uma leitura de liberdade rotacional foi realizada. O grupo A utilizou 20 munhões de parafuso passante com geometria estrela modificada 1,35 mm, e seus respectivos análogos e chaves; divididos em subgrupos de 15 e 30 torques/destorques, respectivamente A1 e A2. O grupo B utilizou 20 munhões com parafuso passante de geometria hexagonal 0,9 mm, e seus respectivos análogos e chaves; divididos em subgrupos de 15 e 30 torques/destorques, respectivamente B1 e B2. Os dados obtidos foram submetidos ao teste estatístico de Wilcoxon. O estudo mecânico estático obteve como resultados: no grupo 01 a média de torque máximo de 57,1 +/- 2,39 Ncm, e 26,1 +/- 2,96 Ncm do grupo 02; sendo os dados estatisticamente significantes ( $p < 0.05$ ). No estudo cíclico de torque/destorque o grupo A1 apresentou a média inicial de liberdade rotacional de 4.66 +/- .84°. e 5.044 +/- 1.08°. após 15 torques. O grupo B1, 6.29 +/- 19°. inicial e 9.22 +/- .90°. após 15 torques. No grupo A2 a liberdade rotacional inicial foi de 5.25 +/- .65° e 5.68 +/- 62°. pós teste. No grupo B2 a inicial foi de 6.44 +/- 99°. e 9.91 +/- 1.11°. pós teste. Os resultados obtidos foram estatisticamente significantes. Considerando as limitações deste estudo parece lícito concluir que a geometria estrela modificada aplicada aos parafusos e chaves apresenta melhor comportamento em ensaios mecânicos de tensão.

Palavras-chave: Implantes Dentários, Torque, Prótese Dentária Fixada por Implante.

## Abstract

The objective of this study was to evaluate internal geometries of the top of star modified 1.35 mm and hexagonal 0.9 mm prosthetic screws, of implant components with conical connections; one, according to the deformation of these over tension in static and cyclic mechanical tests. Two tests were carried out: the first was a static mechanical comparative between two groups, using maximum torque until the duster, where in group 01 were used ten abutments with star modified 1.35 mm geometry with passing screw and their respective analogues and connections. In group 02, ten abutments with hexagonal 0.9 mm geometry were used, and their respective analogues and connections. In the second test, it was cyclical of tightening and untightening, where the torque used was the one recommended by the factory indication and a rotational freedom reading was performed. Group A used 20 star modified 1.35 mm geometry screws and their analogues and connections; divided into subgroups of 15 and 30 tightening and untightening, respectively A1 and A2. Group B used 20 hexagonal 0.9 mm geometry screws and their respective analogues and connections; divided into subgroups of 15 and 30 tightening and untightening, respectively B1 and B2. Data were submitted to the Wilcoxon statistical test. The static mechanical study yielded the following results: in group 01 the mean maximum torque was 57.1 +/- 2.39 Ncm and 26.1 +/- 2.96 Ncm in group 02; and the data were statistically significant ( $p < 0.05$ ). In the cyclic study group A1 presented the initial mean of rotational freedom of 4.66 +/- .84o. and 5.044 +/- 1.08 °. after 15 torques. Group B1, 6.29 +/- 19o. and 9.22 +/- .90o. after 15 torques. In group A2 the initial rotational freedom was 5.25 +/- .65o and 5.68 +/- 62o. post-test. In group B2 the initial was 6.44 +/- 99o. and 9.91 +/- 1.11 post-test. The results were statistically significant. Considering the limitations of this study, it seems reasonable to conclude that the modified star geometry applied to the screws and keys presents better behavior in mechanical stress tests.

Key Words: Dental Implants, torque, dental prosthesis implant-supported

## 1. Introdução

A Odontologia de excelência requer tratamentos embasados em literatura científica e resultados clínicos. A durabilidade e funcionalidade de um trabalho protético são essenciais. Na área de próteses fixas sobre implantes osteointegrados, excelentes resultados estão sendo atingidos, porém falhas podem ocorrer. Estas são referentes aos parafusos, abutments, cilindros, estruturas e implantes; entre outros.<sup>1-3</sup>

Para o sucesso a longo prazo dos tratamentos com implantes osteointegrados a perfeita adaptação entre a fixação, o intermediário protético e a coroa clínica são fundamentais.<sup>4</sup> Existem alguns tipos de conexão entre estes componentes. A plataforma protética Cone Morse visa melhorar algumas propriedades, dentre elas um encaixe mais preciso do implante com o intermediário o que proporciona um vedamento mais adequado, dificultando infiltração bacteriana, diminuindo perda óssea periimplantar, melhorando a estabilidade mecânica e evitando que o intermediário se solte.<sup>5</sup>

Complicações biológicas e mecânicas são os fatores que levam a um insucesso em prótese fixa sobre implantes. A primeira possui alterações nos tecidos de suporte; a segunda, solturas de parafusos, desadaptações e deformações.<sup>6-9</sup>

Estudos *in-vitro* demonstram que implantes com chaves internas são mais favoráveis a estabilidades mecânicas, se comparadas a chaves externas.<sup>10-13</sup>

O parafuso protético é um componente de extrema importância neste contexto. A desadaptação devido à soltura da prótese é ocasionada pelo afrouxamento do parafuso. A pré-carga no parafuso protético participa intimamente neste processo, sendo ela a tensão inicial que permite o íntimo contato entre o componente protético e o implante.<sup>14, 15</sup>

Para que a pré carga seja realizada nas normas indicadas pelas empresas, o torquímetro deve estar bem calibrado; levando a um torque fiel.<sup>16</sup> Se esta etapa não for realizada adequadamente, poderão ocorrer micro movimentos, falha de componentes e do próprio

parafuso, desajuste durante a função, sobrecarga em implantes e conseqüente complicações biológicas<sup>8, 17-19</sup>

O torque do parafuso quando em situação clínica, utilizando aperto manual, não é um processo constante. Há diferenças quando realizada pelo mesmo profissional, entre diferentes profissionais e também em sistemas diferentes.<sup>16, 20</sup>

Sabe-se também que apertos e desapertos dos parafusos protéticos podem acarretar desgastes, diminuindo o coeficiente de atrito do topo do parafuso e outras partes do componente, levando a problemas protéticos. O número de apertos e desapertos do parafuso antes da finalização do caso é importante; já que a média deste procedimento entre atendimentos clínicos e laboratoriais, varia de 5 a 15 torques e destorques.<sup>13, 21</sup> Além disso observa-se que torques maiores que os indicados pelo fabricante geram deformações plásticas nestas regiões em apertos repetidos, quando analisados em microscopia eletrônica de varredura.<sup>17</sup>

Assim sendo, este trabalho justifica-se para a avaliação do comportamento das distintas geometrias antirotacionais chave/parafuso para entendimento e orientação da escolha do desenho mais longo.

## 2. Revisão de Literatura

Binon relata em seu artigo que o desejo de reposição de dentes perdidos faz parte da odontologia há milhares de anos e a descoberta da afinidade entre o tecido ósseo e óxido de titânio revolucionou as reconstruções dentárias.<sup>22</sup>

Nos primeiros anos de uso dos implantes ósseointegrados as pesquisas eram direcionadas para a evolução da técnica cirúrgica e enxertia, com o tempo essa situação mudou; levando a um aprofundamento nos conceitos mecânicos e estéticos.<sup>23</sup> Outra mudança significativa foi o pensamento de uso do implante ósseo integrado não somente em pacientes edêntulos totais, mas também em desdentados parciais ou unitários.<sup>24</sup>

Nesse contexto, diferentes falhas começaram a surgir, tardiamente. Estas são relacionadas, muitas vezes, com a fase protética. Complicações mecânicas surgiram devido à sobrecarga e fadiga de componentes.<sup>25,26</sup>

A maior prevalência dos problemas relacionados à prótese sobre implante é do afrouxamento dos parafusos protéticos de fixação do pilar intermediário ou de retenção da coroa.<sup>27,28</sup> Este fator está muito relacionado à pré carga. Esta é a força exercida sobre o parafuso protético necessária para manter as estruturas unidas quando em condições de função estática ou funcional.<sup>29</sup> O que dificulta a manutenção da pré carga é o material base dos componentes protéticos, seus parafusos, as adaptações, a resistência do material à fadiga e o torque aplicado.

13, 30-33

As falhas técnicas em trabalhos de próteses sobre implantes são geralmente devidas a fadiga, técnicas de inserção incorretas da prótese, sobrecarga oclusal, falta de passividade, defeitos de fabricação e uso de componentes de marcas distintas.<sup>34</sup>

Trabalhos científicos evidenciaram os problemas protéticos, principalmente em parafusos protéticos. Seu desaperto é relatado por vários autores.

Jemt et al (1992) relataram em seu trabalho com 107 implantes, 26% dos parafusos dos intermediários foram reapertados. Fístulas surgiram em 10%, sendo por problemas na restauração do implante e devido a soltura do parafuso do abutment.<sup>35</sup>

Ekfeldt et al (1994) realizaram um estudo retrospectivo onde foram instalados 93 implantes unitários em 77 pacientes. Somente dois implantes foram perdidos no primeiro ano, quando em função. O maior problema foi a soltura dos parafusos protéticos; 43% necessitaram um reaperto na consulta de manutenção.<sup>36</sup>

Em consultas de manutenção várias complicações são avaliadas. Problemas como perda de implantes, fratura ou desadaptação de componentes e afrouxamento do parafuso protético são comuns.<sup>37</sup> Carlsson e Carlsson (1994) realizaram um trabalho clínico onde 600 próteses sobre implantes foram instaladas sobre 2.709 implantes Branemark, em 561 pacientes; os quais foram avaliados em 16 clínicas de próteses odontológicas na Suécia. Das 600 próteses, 86% eram pontes fixas, 8% unitárias e 6% removíveis. Das complicações, 60% foram falhas no acrílico, desgastes por uso, fratura e defeito estético. Estruturas com mobilidade totalizaram 8%, sendo neste caso, implantes sem integração, soltura de abutments ou parafusos de ouro. Perda de implantes foi raro, somente 1%.<sup>38</sup>

Para evitar o desaperto do parafuso, o torque aplicado deve ser o mais alto possível e recomendado para cada modelo. Se isto não for atingido, a função de apertamento entre as partes dos componentes, não será duradoura. O torque tem grande relação com as forças de fricção. O coeficiente de fricção depende da dureza e acabamento das superfícies do material, da quantidade e propriedades de lubrificante. Em relação à dureza e acabamento do material, relata-se que quanto mais duro e rugoso maior o coeficiente. Em relação ao lubrificante, são inversamente proporcionais.<sup>39</sup>

O torque aplicado na clínica diária pode variar. Gollenn et al (1993) investigaram dentistas clínicos em uma pesquisa onde o foco era o torque aplicado com catracas manuais.

Os torques almejados eram 10 Ncm, 20 Ncm e 32 Ncm. Cada valor de torque deveria ser repetido 6 vezes por cada participante. Os valores obtidos para o primeiro valor variaram de 0,71 Ncm a 13,1 Ncm, para o segundo 1,4 Ncm a 33,7 Ncm, para o terceiro 8,2 Ncm a 36,2 Ncm. Portanto valores muito variados para uma situação tão importante; padronização baixa.<sup>40</sup>

Winkler et al (2003) mencionam outros pontos importantes no momento do torque no parafuso protético. Afirmam que há a necessidade de uso de instrumentos mecânicos de torque para o correto apertamento ao invés de chaves manuais. Outro fator importante é o reaperto do parafuso após 10 minutos para se manter uma boa tensão entre as roscas do parafuso e o implante.<sup>41</sup>

Binon et al (2000) sugere em seu trabalho que parafusos protéticos necessitam de dois apertos sequenciais no momento da inserção da prótese; porém devem ser executados com intervalo de 10 minutos. Sugere também que quanto mais apertada a junta entre implante componente protético, maior a área de contato entre as superfícies levando a um aumento de resistência do parafuso protético às cargas externas. A união entre as partes da prótese/implante necessita ser de excelência para gerar maior estabilidade e, portanto, menor micro movimento.<sup>22</sup>

Scarano et al (2011) examinaram estruturalmente a soldura de parafusos protéticos sobre implantes em um trabalho usando quatro tipos diferentes de implantes. Utilizaram Branemark (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden), Implant Innovations (Riverside Drive Palm Beach Gardens, FL, USA), T.B.R implant systems (Benax, Ancona, Italy) and Restore (Lifecore Biomedical, Chasla, Minnesota, USA). Parafusos quebrados foram excluídos, e um total de 58 roscas de parafusos foram analisados (5 Branemark, 4 Implant Innovation, 7 Restore e 42 T.B.R) a microestrutura e rachaduras por fadiga. Como resultados, gaps apareceram entre o abutments e o implante no Rx, deformações e alterações apareceram nas convexidades e rachaduras nas concavidades.<sup>42</sup>

Autores descrevem a relação de forças entre as partes do complexo implante/prótese no momento de torque. Relatam que três diferentes forças de contato são geradas no sistema. A primeira é em relação ao parafuso protético com o abutment, a segunda do abutment em relação ao implante e a terceira das roscas do parafuso protético do abutment em relação ao implante. As duas primeiras forças geradas são paralelas ao eixo vertical, já a terceira, é perpendicular.<sup>39</sup>

<sup>43</sup> A pré carga tem relação direta com as roscas do parafuso protético. Estas possuem estruturas diferentes para cada tipo de sistema.<sup>44</sup>

O afrouxamento ou perda de torque do parafuso protético ocorre por influência dos apertos e desapertos prévios à instalação final. Estes ocorrem durante o atendimento clínico e durante a fase laboratorial.<sup>13</sup>

Procedimentos clínicos para a restauração definitiva necessitam de várias instalações e remoções de componentes. A cada inserção e torque do parafuso protético um aplainamento das irregularidades dos parafusos acontece; permitindo que a energia seja transformada em uma melhor pré carga. Isso porque o coeficiente de fricção fica diminuído entre as roscas, cabeça do parafuso, e partes do componente. Contrastando essa informação, o aplainamento das estruturas diminui a resistência de fricção, levando a soltura de parafuso quando as forças funcionais excedem a pré carga. Com menor fricção a pré carga não consegue ser mantida. Devido à fricção, a pré carga nunca é tão alta quanto ao torque.<sup>45-47</sup>

Um grande fator que relaciona o torque à pré carga é a fricção entre os materiais. O torque é direcionado para as roscas do parafuso, porém uma certa parte é consumida pela fricção abaixo da cabeça do parafuso. Portanto o máximo torque aplicado e gerado nas roscas é inversamente proporcional ao torque abaixo da cabeça do parafuso. Quanto menor o coeficiente de fricção é, maior é o torque nas roscas, portanto maior a pré carga gerada e maior aperto entre as juntas.<sup>48</sup>

Andrew et al (1967) em seu trabalho de engenharia mecânica, relatam que uma real área de contato entre dois materiais é resultado do fluxo plástico dessas áreas. Isto depende das cargas aplicadas e não de uma área de contato aparente. Relatam também quando duas superfícies entram em contato, a rigidez dinâmica da junta aumenta com a carga aplicada. Se esta carga for reaplicada de uma forma reduzida, a rigidez dinâmica diminui, porém com um valor superior à primeira aplicação. Este fator sugere que durante o primeiro carregamento uma deformação plástica ocorre formando uma maior área de contato verdadeira, portanto uma maior rigidez quando se reaplicar a carga. <sup>49</sup>

Bickford (1995) relata uma descrição de dois estágios para a soltura de um parafuso protético. Inicialmente forças externas geradas nas juntas das roscas levam a uma perda da pré carga. Deve-se pensar no parafuso como se fosse uma mola que é esticada na pré carga. Este estaticamente é mantido pela fricção entre o parafuso e o implante. Qualquer força transversal ou axial pode prejudicar esta pré carga, fazendo com que o sistema entre em colapso. Portanto quanto melhor for a pré carga, maior deverá ser as forças externas, danosas, a soltarem o parafuso. <sup>45</sup>

Barbosa et al (2011) avaliaram a perda do torque inicial em parafusos protéticos de pilares calcináveis tipo UCLA quando aplicados um, dois e três torques/ usos. Com um torquímetro digital foram mensurados os torques e destorques. Observou-se que o grupo 1, onde o parafuso foi usado pela primeira vez a perda do torque inicial foi menor quando comparado aos outros dois grupos, porém a diferenças entre o grupo 2 e 3 não demonstraram diferenças estatísticas significantes. <sup>50</sup>

Al-Otaibi et al (2017) realizaram em seu trabalho testes para verificar qual maneira seria a melhor para o aperto do parafuso protético. O primeiro teste foi realizado um torque de 35 Ncm no sistema de implantes da Nobel Biocare; o segundo teste um torque seguido de outro torque, e o terceiro teste, um torque seguido de dois retorques. Como resultado obteve como

melhor valor de destorque, o segundo teste. Relatou também que o retorque deve ser realizado com cautela, para não danificar o parafuso.<sup>51</sup>

Guzaitis et al (2011) publicaram um trabalho onde o objetivo era comparar o efeito de múltiplas inserções e remoções de torque em parafusos protéticos. Vinte e cinco Ncm foram utilizados em 10 parafusos, com sequencias de 9, 19, 29 e 39 vezes, de apertos. Valores de destorque foram observados no início e fim. Além disso, análise em MEV (microscopia eletrônica de varredura) foi realizado nas roscas dos parafusos. Concluíram que houve diferença no torque reverso sendo maior para 9, 19, 29 e 39, respectivamente. Após 10 ciclos, um novo parafuso deve ser utilizado para se alcançar um máximo de pré carga para o abutment definitivo.<sup>47</sup>

Butkevica et al (2016) propuseram em seu trabalho repetidos apertos e desapertos do parafuso dos abutments para observar o efeito da perda de torque nas chaves em sistemas de implantes. Sete diferentes chaves de implantes/abutments foram testadas. As marcas comerciais foram: Straumann, Astra Tech/Dentsply, 3i, Zimmer Dental, Nobel Biocare, SteriOss. Todos os parafusos foram apertados conforme instruções do fabricante e após 20 minutos soltos. Este procedimento foi realizado por 10 vezes. Conclui-se que diferenças significantes do valor de torque de soltura observado no primeiro e na primeira soltura existiram. Diferenças significantes existiram entre a primeira soltura e a décima, exceto em dois grupos (3i e SteriOss). Tais diferenças entre a primeira e décima soltura tem relação com o comprimento da haste do parafuso e não possui relação com o torque inicial, número de roscas, tipo de liga ou modificação da superfície.<sup>52</sup>

Weiss et al (2000) realizaram um trabalho de repetidos apertos e desapertos do parafuso protético. Foram utilizados os implantes: cone Morse de 6°. (ITI, Straumann, Waldenburg, Swizerland); cone Morse reto (AlphaBio, Petrach Tikva, Israel), Interface Spline (Sulzer Calcitek, Carlsbad, Calif); aro plano (Sulzer Calcitek); octógono interno Omniloc (Sulzer

Calcitek); hexágono externo (Steri-Oss Bausch & Lomb, Yorba Linda, Calif) e hexágono externo (Branemark Nobel Biocare, Goteborg, Sweden). Todos os componentes foram instalados com o torque de 20 Ncm manualmente e após 10 segundos abertos com avaliação de destorque. Este procedimento foi realizado por 200 vezes consecutivas. Todos os componentes diminuíram torque, e este valor foi diminuindo conforme os ciclos aumentaram. Orientaram a redução do número de apertos e desapertos antes da finalização do caso.<sup>13</sup>

Bernardes et al (2014) demonstraram em um estudo a perda de pré carga em parafusos protéticos em sequencias de cinco apertos e desapertos em três diferentes interfaces implante/abutments: hexágono externo, hexágono interno e cone Morse. Foram usados implantes da empresa Neodent e munhões universais, sendo cinco unidades para cada grupo. O grupo do hexágono externo foi dividido em dois: parafuso em titânio (32 Ncm) e parafuso em titânio revestido com DLC (32 Ncm). No grupo do hexágono interno, parafuso de titânio (20Ncm). O grupo do cone Morse foi dividido em dois; peça em corpo único com aplicação de 20 Ncm e peça de corpo único com aplicação de 32 Ncm. Concluíram que nenhuma perda significativa de pré carga ocorreu após a aplicação de cinco apertos e desapertos independente do grupo. Observaram que o hexágono externo possui o menor valor de pré carga gerado no terço cervical e o hexágono interno o maior valor. Por último, o cone Morse demonstrou reforço estrutural maior nas chaves internas e o torque de 32 Ncm foi o mais apropriado.<sup>53</sup>

Shin et al (2016) estudaram o efeito de usar uma prótese sobre implante com um parafuso protético (cimentada) ou dois parafusos protéticos (parafusada). Foram utilizados implantes de conexão interna e externa, com dez unidades em cada um dos quatro grupos (Cowellmedi). Todos os torques realizados foram especificados pela fabricante. Nos grupos de um parafuso o torque foi aplicado e após 10 minutos um retorque; após 5 minutos o destorque foi medido. Nos grupos de dois parafusos; aplicou-se um torque e após 10 minutos um retorque. O segundo parafuso recebeu um torque, após 10 minutos um retorque, seguido de um destorque

após 5 minutos, o qual foi mensurado. Esta sequência toda foi realizada por 5 vezes. Para simular a mastigação durante 4 semanas, uma máquina realizou 50.000 ciclos sobre uma carga de 50 N com 2 Hz. Após esta ciclagem os valores de destorque foram aferidos. Como resultado observaram que na remoção inicial não houve diferenças no torque de remoção. Já na remoção após a ciclagem, observou-se que os grupos com dois parafusos o valor do destorque foi maior indicando que este modelo para prótese sobre implantes é válido para reduzir a soltura de parafusos.<sup>54</sup>

Tavarez et al (2014) realizaram um trabalho que visava avaliar a relação entre chave/parafuso no destorque de parafusos de componentes UCLA, após seguidos torques e destorques do sistema. Utilizaram 30 implantes Hexágonos Externos e 30 parafusos de UCLA, sendo no grupo 01 parafusos hexagonais, grupo 02 parafusos quadrados e grupo 03 parafusos estrela modificada 1.35 mm. O grupo 03 a estrutura foi montada em uma angulação de 20°. Foram realizados 10 ciclos de torques e destorques, digitalmente. Como resultado o parafuso quadrado obteve o melhor valor para destorque, porém o parafuso hexagonal 0.9 mm obteve resultados mais constantes em todos os ciclos.<sup>55</sup>

Spencer et al (2004) realizaram um estudo experimental para avaliar a influência do design na performance da cabeça do parafuso. Foram utilizados quatro diferentes designs de cabeças de parafusos. Grupo com geometria de fenda, cruz, quadrado e estrela foram testados com diferentes ângulos de entradas das chaves. Estes testes avaliaram se há influência do torque nos diferentes designs e em qual ocorreu falha. Num total de 66 parafusos foram testados com a chave conexão sendo utilizada em ângulos de 0° a 30° , com incrementos de 5°. Como resultado o grupo com o design em fenda e cruz obtiveram maiores torques, principalmente quando superior a 10°. Acima deste valor o design quadrado e em cruz não conseguiam uma boa adaptação da chave conexão. Portanto este trabalho indica que em regiões posteriores onde

a chave conexão não consegue sua total adaptação, baixos torques serão conseguidos, principalmente no design quadrado e estrela.<sup>56</sup>

Segundo Binon (2000), a geometria da cabeça dos parafusos protéticos e tudo que a envolve, é numa soma de fatores, importante para o resultado final de sucesso de próteses sobre implantes.<sup>22</sup>

González et al (2014) realizaram um trabalho *in vitro* do efeito de diferentes níveis de torques na resistência ao destorque do parafuso e dos pilares de duas peças em junções cone Morse da marca Neodent. Com o objetivo de determinar a influência da pré carga na resistência ao destorque do parafuso e pilar de duas peças em implante cone Morse, utilizaram 60 análogos de implante de 11,5°. e 60 munhões universal cone Morse parafuso passante que utiliza chave conexão de 0.9mm. Três grupos foram separados e torques de 15 Ncm, 20 Ncm e 25 Ncm foram aplicados eletronicamente. Concluíram que o aumento do torque levou a um aumento do destorque do parafuso em todos os grupos e a microscopia eletrônica de varredura apresentou que os torques maiores, fora dos padrões indicados pela empresa, deformaram plasticamente a cabeça do parafuso após os apertos. A deformação nos parafusos apertados com 15Ncm foi insignificante, enquanto nos apertos de 20Ncm e 25Ncm a deformação foi mais acentuada, principalmente neste último.<sup>57</sup>

Arshad et al (2018) produziram um trabalho onde o interesse era a avaliação de repetidos apertos e desapertos em parafusos de abutment. Trinta amostras foram separadas em três grupos; sendo cada grupo possuidor de 10 implantes, 10 abutments retos e 10 parafusos hexagonais de abutments. Utilizaram um torque de 12 Ncm simulando um torque manual. No grupo 01 realizaram 5 torques/destorques o que seria uma sequencia natural, somando-se atendimento clínico e laboratorial. No grupo 2 e 3 foram realizados 15 torques/destorques imaginando algum problema laboratorial. Neste ponto um parafuso de cada grupo foi levado a Microscopia Eletrônica de varredura. Após, no grupo 1 e grupo 2 mais um torque de 12 Ncm

foi realizado e no grupo 3 o parafuso foi substituído por um novo e também apertado à 12 Ncm. Um tempo de 15 minutos foi aguardado e um novo torque de 30 Ncm foi aplicado. Uma ciclagem simulando 6 meses de uso foi realizada e os parafusos selecionados retornaram a microscopia eletrônica de varredura. Quanto maior o número de ciclos observou-se maior perda de torque de remoção e maior deformação interna da geometria hexagonal 0.9 mm da cabeça dos parafusos protéticos, observado em microscopia eletrônica de varredura. Conclui-se que restringir a quantidade de apertos e desapertos é mais importante que a troca de parafuso.<sup>21</sup>

Xiao et al (2017) realizaram uma revisão sistemática para identificar quando é melhor reutilizar ou trocar um parafuso protético. A pesquisa resultou em 243 artigos, porém com os critérios de exclusões sobraram 15 artigos. A soltura de parafuso variou de 1 mês a 3 anos. Um total de 44 parafusos frouxos foram reportados em dois artigos e não soltaram novamente após reaperto. Conclui-se que a literatura é muito escassa e aparentemente as evidências mostram que o reaperto do parafuso é eficiente, a troca de parafuso não é recomendada e avaliações de rotina são importantes.<sup>58</sup>

Geng et al (2001) realizaram uma revisão de literatura sobre trabalhos que utilizavam a técnica de análise por elementos finitos. Concluíram que a técnica é muito eficiente para estudos relacionados à implantes ósseo integrados, seus componentes e região óssea.<sup>59</sup>

Akour et al (2005) em seu trabalho de elementos finitos, analisaram dois implantes; um hexágono externo ( Branemark System, Nobel Biocare, Chicago, IL) e outro trilobular ( Replica Select, Nobel Biocare). Concluíram que o implante trilobular possui a menor chance de fratura entre o abutments e o corpo do implante, previne a rotação da prótese levando a soltura do parafuso protético. Relata também, em um ponto de vista da engenharia, que a carga é melhor distribuída em superfícies maiores de contato entre componente/implante.<sup>26</sup>

Wang et al (2009) realizaram um trabalho sobre a natureza dos carregamentos sobre os implantes, utilizando a técnica da análise por elementos finitos. A simulação foi realizada com

aperto do parafuso até o torque de 32 Ncm e desaperto até 0 Ncm. Os materiais utilizados foram: implante da empresa Nobel Biocare, um abutment CeraOne e um parafuso protético de ouro Unigrip. Observaram que a resposta à tensão (Mpa) é variável. Em relação ao parafuso protético ; no eixo XY , houve um valor de 127 Mpa na superfície mais externa da geometria da cabeça do parafuso, sendo a maior no parafuso como um todo. Na superfície mais interna, 86 Mpa. Já na análise de Von Mises (Mpa) , a superfície mais externa fica com 244 Mpa, sendo a menor existente no parafuso protético. A maior, neste caso é a região das roscas, logo após a haste do parafuso, com um valor de 1365 Mpa. <sup>44</sup>

Além da força exercida, necessitamos pensar também na liberdade rotacional das partes relacionadas à prótese sobre implante. Esta liberdade leva a problemas, seja na ordem de deformações quanto na diminuição da estabilidade do trabalho. Um valor baixo de liberdade rotacional é inversamente proporcional a área de contato abutment/implante. Com isso o parafuso protético sofreria menores cargas, resistindo mais ao afrouxamento.<sup>8</sup>

Bergamim et al (2005) realizaram um trabalho onde a liberdade rotacional foi observada em diferentes implantes hexágono interno em relação ao abutment. Foram utilizados 75 implantes das marcas: Frialite, 3i, Conexão , SIN e Neodent. Como resultado não obtiveram diferença estatística entre os componentes Frialite e 3i e também entre os componentes Neodent, Conexão e SIN. Após o torque indicado , deformações físicas podem ocorrer aumentando a liberdade rotacional; conseqüentemente diminui a resistência ao afrouxamento.<sup>60</sup>

Pensando nessas falhas, um fator é de extrema importância. Souza et al (2004) realizaram um estudo para avaliar o padrão geométrico e de superfície de parafusos protéticos. Esta avaliação foi em microscopia eletrônica de varredura em 87 parafusos. Foram analisados o passo de rosca, diâmetro do corpo do parafuso, largura do pico de rosca e largura do vale de rosca. Seis grupos foram separados; as empresas 3i implant innovations, Nobel Biocare, Conexão sistema de próteses, Neodent, INP e parafusos experimentais. Concluíram que todas

as marcas possuíam defeitos na superfície e diferenças nas dimensões de mesmo grupo. O parafuso da empresa 3i apresentaram o menor número de diferenças geométricas e de superfície.<sup>61</sup>

### **3. Proposição**

#### Objetivo geral

- Avaliação de chaves protéticas e geometrias de topo de parafusos protéticos.

#### Objetivos específicos

- Avaliar o comportamento da geometria dos topos dos parafusos protéticos de próteses fixas sobre implantes e suas respectivas chaves de chaves protéticas, sobre tensão através de ensaios mecânicos estáticos e cíclico.
- Verificar qual das geometrias do topo dos parafusos é mais susceptível a alterações

## 4. Materiais e Métodos

Foram avaliadas geometrias de chaves de parafusos utilizando 2 diferentes estudos mecânicos.

### 4.1 Análise Estática

Um ensaio mecânico estático comparativo entre dois grupos, utilizando torque máximo, comparando geometrias diferentes de conexão chave/parafuso. Este torque máximo foi realizado até o momento de deformação; espanar o parafuso. Como resultados obtivemos tabelas e gráficos indicando o torque máximo suportado pelos parafusos protéticos. Como auxílio de entendimento visual foi realizado uma microscopia eletrônica de varredura em uma amostra de cada grupo, após o ensaio.

No primeiro grupo foram utilizados dez munhões universais da linha GM (Neodent, Curitiba, Brasil) com parafuso passante estrela modificada 1,35 mm de especificações de 4.5 mm x 4 mm x 2.5 mm, dez análogos GM e dez chaves estrela modificada (Neodent, Curitiba, Brasil). No segundo grupo foram utilizados dez munhões universais da linha CM (Neodent, Curitiba, Brasil) com parafuso passante hexagonal 0,9 mm, de especificações de 4.5 mm x 4 mm X 2.5 mm, dez análogos CM e dez chaves hexagonais (Neodent, Curitiba, Brasil)( Figuras 1 e 2).

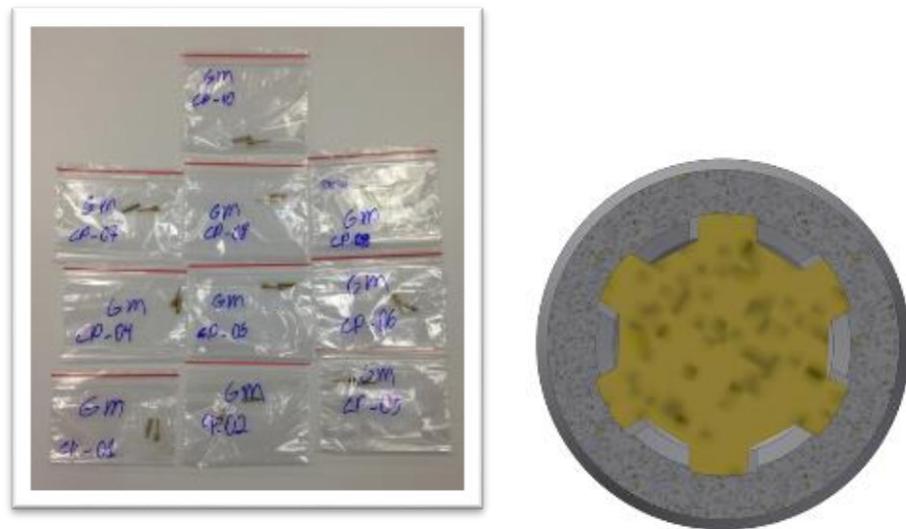
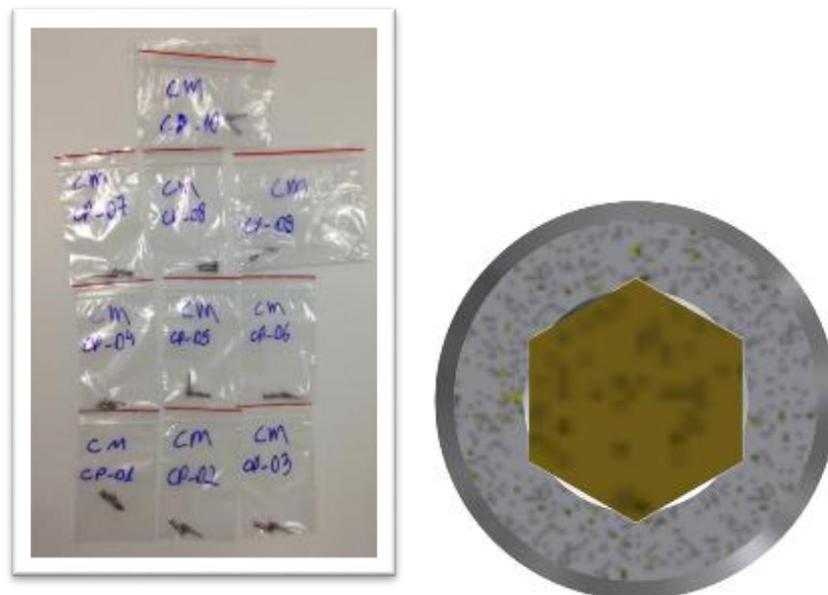


Figura 1: Amostras do grupo 01 (1A) e Secção axial do conjunto chave/parafuso (1B).



Figuras 2 : Amostras grupo 02 (2A) e Secção axial do conjunto chave/parafuso (2B).

Os análogos foram presos a uma morsa pela região apical; em seguida os componentes adaptados manualmente a eles. A fixação deve possuir uma medida padrão de 5 mm da face da plataforma do implante até a linha de fixação da morsa (Figuras 3).

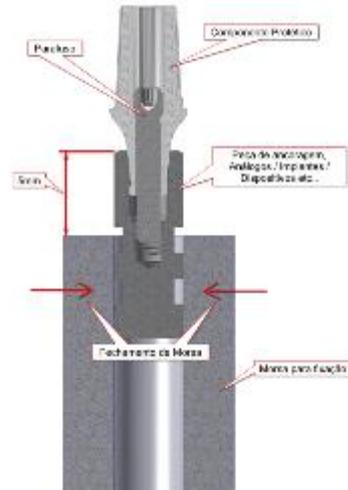


Figura 03: morsa e posicionamento do implante

Cada corpo de prova foi adaptado a uma máquina multifuncional torcional conectado à um computador. Tal máquina aplicou uma carga axial de 600 g, para pressionar a conexão de encontro com o parafuso protético a uma velocidade de 5 RPM. O programa deste sistema iniciou o torque e ao mesmo tempo realizou uma leitura em gráfico do torque máximo suportado pelo parafuso protético e automaticamente desligou após a deformação, espanamento do topo do parafuso (Figuras 4, 5 e 6).

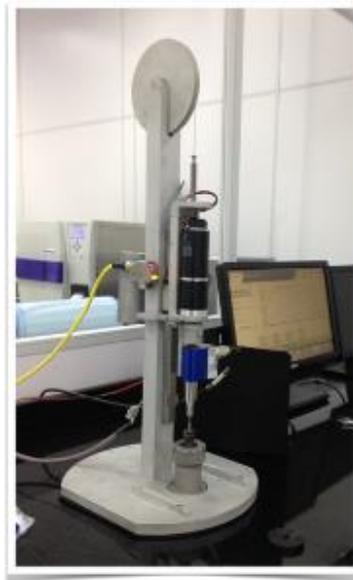


Figura 04: Máquina Torcional Multifuncional.

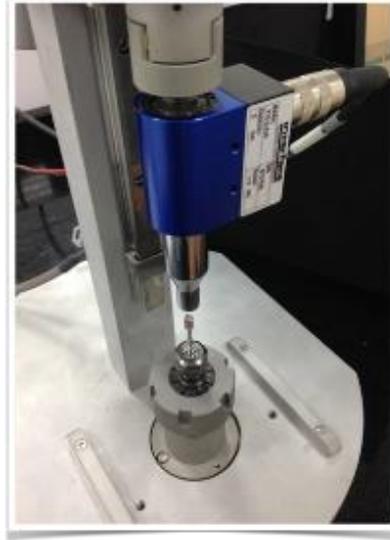


Figura 05: Máquina Torcional Multifuncional, porção mecânica.

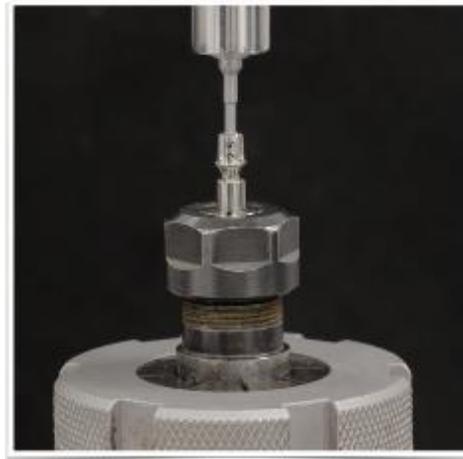


Figura 06: Detalhe aproximado do corpo de prova em posição.

#### 4.2 Análise Cíclica torque e destorque

Para o ensaio cíclico a mesma máquina do ensaio anterior, a máquina multifuncional torcional e forma de preparar os corpos de prova foram utilizadas para os ciclos de torques e destorques, porém neste, o torque utilizado foi o recomendado pelo fabricante; para linha CM (Neodent, Curitiba, Brasil), 15 Ncm e para linha GM (Neodent,

Curitiba, Brasil), 20 Ncm. Um peso de 600 g foi utilizado para pressionar a chave de encontro ao parafuso, e uma velocidade de 5 RPM foi adotada. Para a leitura da liberdade rotacional uma outra máquina multifuncional torcional foi utilizada e duas catracas torquímetro foram adaptadas para facilitar a padronização das avaliações. No momento da leitura um torque de 10 Ncm foi aplicado para que o parafuso não etivesse solto; após, uma soltura no valor de 5 Ncm foi realizada e o sistema zerado, seguido de um torque de 5 Ncm. Neste movimento foi realizada a aferição da liberdade rotacional e valores numéricos em graus. Os valores foram captados após três sequencias e a média foi registrada. Cada amostra passou por esta etapa previamente ao ciclo de torque/destorque e após (Figura 7 e 8).



Figura 7: Máquina Torcional Multifuncional para análise de liberdade rotacional.



Figura 8 : Aproximação da adaptação de duas catracas torquímetro e marcação de 5 Ncm.

Dois grupos foram constituídos. Grupo A: 20 munhões universais da linha GM com parafuso passante (4.5 mm x 4 mm x 2.5 mm) , 20 chaves estrela modificada 1,35 mm e 20 análogos GM (Neodent, Curitiba, Brasil), divididos em subgrupos de 15 e 30 torques/destorques, nominados respectivamente A1 e A2. Grupo B: 20 munhões universais da linha CM 4.5 mm x 4 mm x 2.5 mm, 20 chaves hexagonais e 20 análogos CM (Neodent, Curitiba, Brasil), divididos em subgrupos de 15 e 30 torques/destorques, nominados respectivamente B1 e B2 ( Figura 09 e 10 )



Figura 09 : Amostras grupo A1 e A2, conjunto GM, parafuso estrela modificada 1,35 mm.

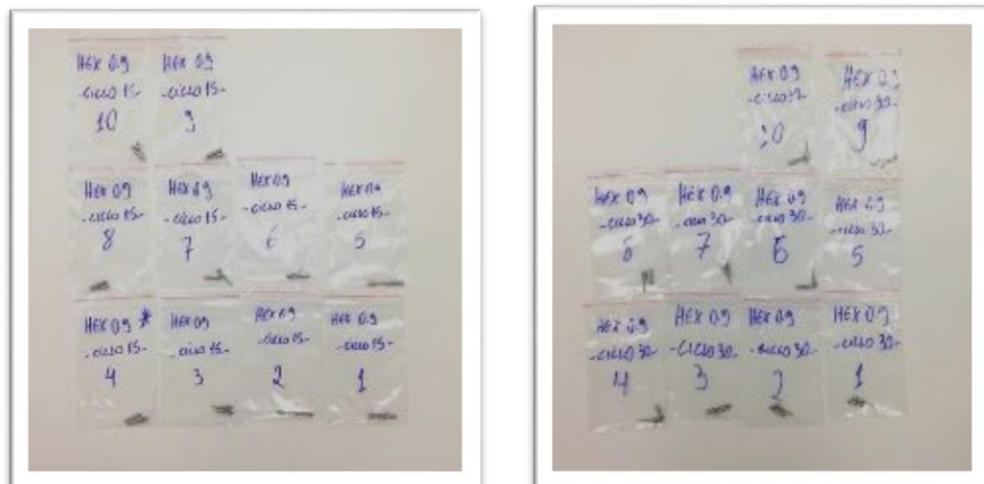


Figura 10: Amostras grupo B1 e B2, conjunto CM, parafuso hexagonal 0,9 mm .

Como auxílio de entendimento visual foi realizado uma microscopia eletrônica de varredura em uma amostra previamente ao ensaio e uma amostra de cada subgrupo, após o ensaio.

## 5. Artigos Científicos

### 5.1 Artigo 1

Artigo elaborado de acordo com as normas da revista The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants (ISSN 2447-6706)

### **Análise das estruturas geométricas anti rotacionais: chave/parafuso de componentes protéticos. Estudo mecânico *in vitro*.**

Rafael Demeterco Reggiani \*, Geninho Thomé\*\*, Larissa Trojan \*\*\*, Luis Eduardo Marques Padovan\*\*\*\*.

\* Especialista em Prótese Dentária pela CEAP-SOEPAR , Curitiba, Paraná , Brasil e Mestrando em Odontologia , Área de concentração Implantodontia pela Faculdade Ilapeo, Curitiba, Paraná, Brasil.

\*\* Doutor em Implantodontia pela São Leopoldo Mandic, São Paulo , Brasil. Professor do Curso de Mestrado da Faculdade ILAPEO, Curitiba, Paraná, Brasil.

\*\*\* Especialista em Ortodontia pela Faculdade Ilapeo, Curitiba, Paraná, Brasil ; Mestre e Doutora em Engenharia de Estruturas/Biomecânica pela (UFMG) -- Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil.

\*\*\*\* Mestre e Doutor em Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial, Universidade Estadual Paulista - UNESP, Araçatuba, São Paulo, Brasil; Professor e Coordenador do Curso de Mestrado da Universidade ILAPEO, Curitiba, Paraná, Brasil.

Autor Correspondente:

Rafael Demeterco Reggiani  
Rua Cel. Joaquim Ignácio Tabora Ribas 864 apto 103 – Curitiba –PR- Brasil  
Cep: 80730-330  
Phone: +55 41 999739244  
rafaelreggiani@hotmail.com

## Resumo

**Proposição:** Avaliar as geometrias internas do topo de parafusos protéticos estrela modificada 1.35 mm e hexagonais, de componentes de implantes com chaves cônicas, antes e após ensaios mecânicos estáticos e cíclicos de tensão.

**Materiais e Métodos:** O primeiro ensaio foi mecânico estático comparativo entre dois grupos, utilizando torque máximo até o espanamento, onde no grupo 01 foram utilizados dez munhões com parafuso passante de geometria estrela modificada 1.35 mm e seus respectivos análogos e chaves. No grupo 02 foram utilizados dez munhões com parafuso passante de geometria hexagonal 0.9 mm, e seus respectivos análogos e chaves. Segundo ensaio foi cíclico de torque e destorque. O torque utilizado foi o recomendado pelo fabricante e uma leitura de liberdade rotacional foi realizada. O grupo A foi composto por 20 munhões de parafuso passante com geometria estrela modificada 1.35 mm, e seus respectivos análogos e chaves; divididos em subgrupos de 15 e 30 torques/destorques, respectivamente A1 e A2. O grupo B utilizou 20 munhões com parafuso passante de geometria hexagonal 0.9 mm, e seus respectivos análogos e chaves; divididos em subgrupos de 15 e 30 torques/destorques, respectivamente B1 e B2. O teste estatístico de Wilcoxon foi utilizado.

**Resultados:** No estudo mecânico estático o grupo 01 apresentou média de torque máximo de 57,1 Ncm e 26,1 Ncm no grupo 02. No estudo mecânico cíclico de torque/destorque o grupo A1 obteve uma diferença de liberdade rotacional de 0,378 graus, e 2,93 graus do grupo B1. Já no grupo A2 encontrou-se uma diferença de 0,458 graus e 3,49 graus do grupo B2. Testes de Wilcoxon foram realizados e  $p < 0,05$ .

**Conclusão:** Considerando as limitações deste estudo, pode-se concluir que o parafuso hexagonal 0.9 mm mostrou-se mais susceptível ao espanamento e deformações nos ensaios mecânico e cíclico.

**Palavras-chave:** Implantes Dentários , torque, prótese dentária fixada por implante.

## **Abstract**

**Proposition:** To evaluate internal geometries of star modified 1.35 mm and hexagonal 0.9 mm prosthetic top of the screw, of implant components with conical connections, according to the deformation of these over tension in static and cyclic mechanical tests.

**Materials and Methods:** The first test was a static mechanical comparative between two groups, using maximum torque until the duster, where in group 01 were used ten abutments with star modified 1.35 mm geometry passing screw and their respective analogues and connections. In group 02, ten abutments with hexagonal 0.9 mm geometry were used, and their respective analogues and connections. Already in the second test, torque and unscrew cyclic where the torque used was the one recommended by the factory indication and a rotational freedom reading was performed. Group A used 20 abutments with star modified 1.35 mm geometry with passing screws, and their analogues and connections; divided into subgroups of 15 and 30 tightening and untightening, respectively A1 and A2. Group B used 20 abutments with hexagonal 0.9 mm geometry with passing screws, and their respective analogues and connections; divided into subgroups of 15 and 30 tightening and untightening, respectively B1 and B2. Wilcoxon tests were performed and  $p < 0.05$ .

**Results:** The static mechanical study obtained results; in group 01 the mean maximum torque of 57.1 Ncm and 26.1 Ncm in group 02. In the cyclical mechanical study of tightening and untightening the group A1 obtained a rotational freedom difference of 0.378 degrees and 2.93 degrees of group B1. In group A2, we found a difference of 0.458 degrees and 3.49 degrees of group B2.

**Conclusion:** Considering the limitations of this study, it can be concluded that the hexagonal 0.9 mm screw was more susceptible to dust and deformation in the mechanical and cyclic tests.

**Key Words:** Dental Implants, torque, dental prosthesis implant-supported.

## Introdução

A Odontologia de excelência requer tratamentos embasados em literatura científica e resultados clínicos. A durabilidade e funcionalidade de um trabalho protético são essenciais. Na área de próteses fixas suportadas por implantes osteointegrados, excelentes resultados estão sendo atingidos, porém falhas podem ocorrer. Estas são referentes aos parafusos, abutments, cilindros, estruturas e implantes; entre outros. <sup>(1-3)</sup>

Para o sucesso a longo prazo dos tratamentos com implantes osteointegrados a perfeita adaptação entre a fixação, o intermediário protético e a coroa clínica são fundamentais. <sup>(4)</sup> Existem alguns tipos de conexão entre estes componentes. A plataforma protética Cone morse visa melhorar algumas propriedades, dentre elas um encaixe mais preciso do implante com o intermediário o que proporciona um vedamento mais adequado, dificultando infiltração bacteriana, diminuindo perda óssea periimplantar, melhorando a estabilidade mecânica e evitando que o intermediário se solte. <sup>(5)</sup>

Complicações biológicas e mecânicas são os fatores que levam a um insucesso em prótese fixa sobre implantes. A primeira possui alterações nos tecidos de suporte; a segunda, solturas de parafusos, desadaptações e deformações. <sup>(6-9)</sup>

Estudos *in-vitro* demonstram que implantes com chaves internas são mais favoráveis a estabilidades mecânicas, se comparadas a chaves externas. <sup>(10-13)</sup>

O parafuso protético é um componente de extrema importância neste contexto. A desadaptação devido à soltura da prótese é ocasionada pelo afrouxamento do parafuso. A pré-carga no parafuso protético participa intimamente neste processo, sendo ela a tensão inicial que permite o íntimo contato entre o componente protético e o implante. <sup>(14, 15)</sup>

Para que a pré carga seja realizada nas normas indicadas pelas empresas, o torquímetro deve estar bem calibrado; levando a um torque fiel. <sup>(16)</sup> Se esta etapa não for realizada

adequadamente, ocorrerão micro movimentos, falha de componentes e do próprio parafuso, desajuste durante a função, sobrecarga em implantes e conseqüente complicações biológicas<sup>(8, 17-19)</sup>

O torque do parafuso quando em situação clínica, utilizando aperto manual, não é um processo constante. Há diferenças quando realizada pelo mesmo profissional, entre diferentes profissionais e também em sistemas diferentes.<sup>(16, 20)</sup>

Sabe-se também que apertos e desapertos dos parafusos protéticos acarretam em desgastes, diminuindo o coeficiente de atrito do topo do parafuso e outras partes do componente, levando a problemas protéticos. O número de aberturas e fechamentos do parafuso antes da finalização do caso é importante; já que a média deste procedimento entre atendimentos clínicos e laboratoriais, varia de 5 a 15 torques e destorques.<sup>(13, 21)</sup> Além disso observa-se que torques maiores que os indicados pelo fabricante geram deformações plásticas nestas regiões em apertos repetidos, quando analisados em microscopia eletrônica de varredura.<sup>(17)</sup>

Assim sendo, este trabalho justifica-se para a avaliação do comportamento das distintas geometrias antirotacionais chave/parafuso para entendimento e orientação da escolha do desenho mais longo.

## **Proposição**

Avaliar as chaves protéticas e as geometrias internas de topo de parafusos protéticos hexagonais 0.9 mm e estrela modificada 1.35 mm, antes e após testes de tensão em ensaios mecânicos estáticos e cíclicos de torque e destorque.

## **Materiais e Métodos**

Foram avaliadas geometrias de chaves de parafusos protéticos utilizando 2 diferentes estudos mecânicos. Os parafusos escolhidos foram o estrela modificada 1.35 mm e o hexagonal 0.9 mm. (Figura 1 e 2)

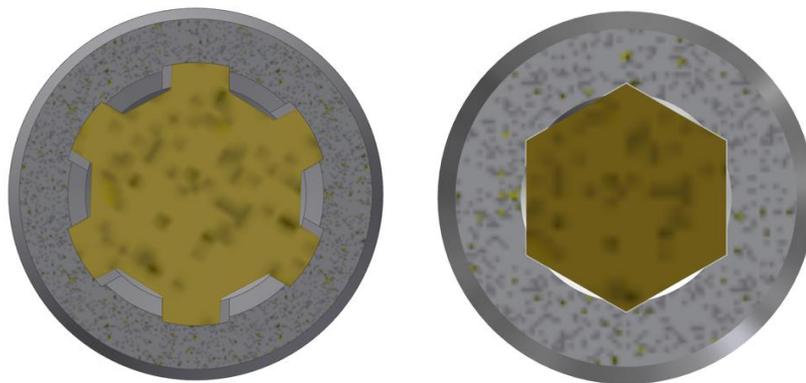


Figura 01 e 02: Parafuso estrela modificada 1.35 mm e hexagonal 0.9 mm.

### Análise Estática

Um ensaio mecânico estático comparativo entre dois grupos, utilizando torque máximo, comparando dois tipos de geometrias. Torque máximo foi realizado até o momento de deformação; espanar o parafuso. Os resultados foram dispostos em tabelas e gráficos indicando o torque máximo suportado pelos parafusos protéticos. Como auxílio de entendimento visual foi realizado uma microscopia eletrônica de varredura em uma amostra de cada grupo, após o ensaio.

No primeiro grupo foram utilizados dez munhões universais da linha GM (Neodent, Curitiba, Brasil) com parafuso passante estrela modificada 1.35 mm de especificações de 4.5 mm x 4 mm x 2.5 mm, dez análogos GM e dez chaves estrela modificada 1.35 mm

(Neodent, Curitiba, Brasil). No segundo grupo foram utilizados dez munhões universais da linha CM (Neodent, Curitiba, Brasil) com parafuso passante hexagonal 0.9 mm, de especificações de 4.5 mm x 4 mm X 2.5 mm, dez análogos CM e dez chaves hexagonais (Neodent, Curitiba, Brasil)

Os análogos foram presos a uma morsa pela região apical; em seguida os componentes adaptados manualmente a eles. A fixação foi posicionada a uma distância de 5 mm da face da plataforma do implante até a linha de fixação da morsa. (Figuras 3)

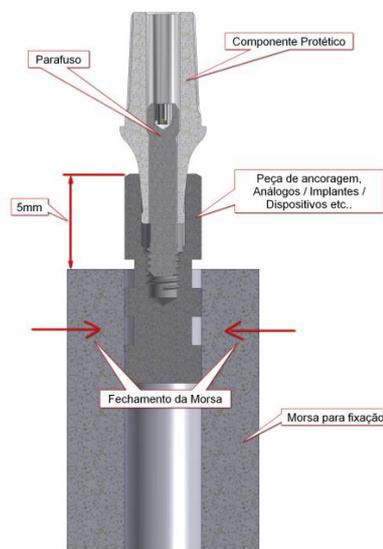


Figura 03: corte sagital ilustrando corpo de prova (morsa e posicionamento do conjunto análogo e componente).

Chaves protéticas hexagonais de 0.9 mm e estrela modificada 1.35 mm foram adaptadas a uma máquina multifuncional torcional conectada à um computador. Aplicou-se uma carga axial de 600 g, para pressionar a chave de encontro com o parafuso protético. A seguir, o programa deste sistema iniciou o torque e ao mesmo tempo realizou uma leitura em gráfico do torque máximo suportado pelo parafuso protético e automaticamente é desligado após a deformação, espanamento do topo do parafuso (Figuras 4, 5 e 6).

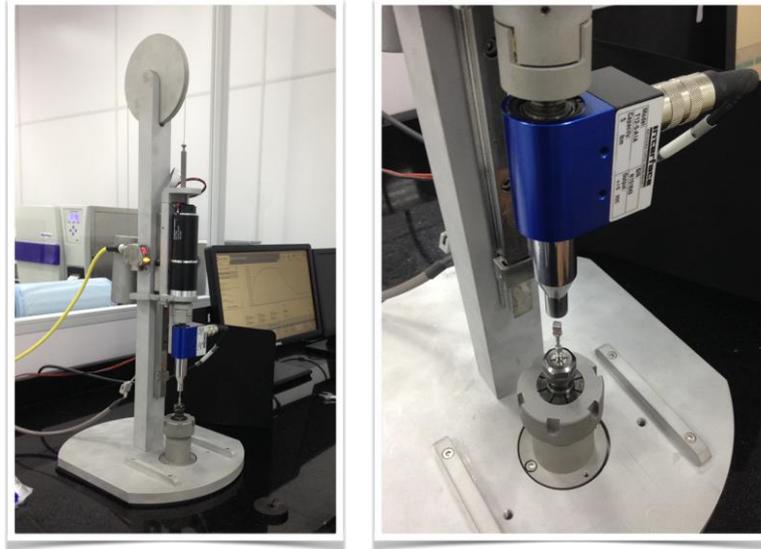


Figura 04 e 05: Máquina multifuncional torcional

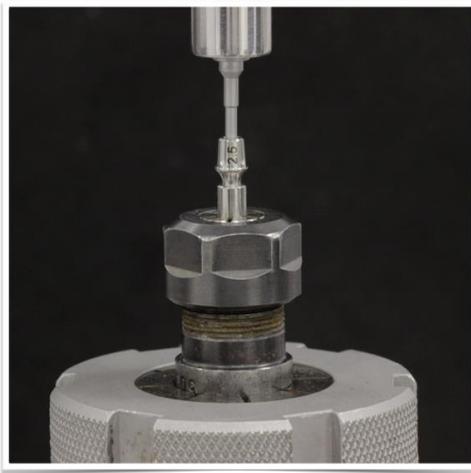


Figura 06: Corpo de prova posicionado para o teste.

### Análise Cíclica torque e destorque

Ensaio mecânico cíclico comparativo entre duas geometrias chave/parafuso (hexagonal 0.9 mm e estrela modificada 1.35 mm). A mesma máquina do ensaio anterior, a máquina multifuncional torcional e formas de preparar as peças foram utilizadas para os ciclos de torques e destorques, porém neste, o torque utilizado foi o recomendado pelo

fabricante; para linha CM (Neodent, Curitiba, Brasil), 15 Ncm e para linha GM (Neodent, Curitiba, Brasil), 20 Ncm. Um peso de 600 g foi utilizado para posicionar a chave no parafuso, e uma velocidade de 5 RPM foi adotada. Para a leitura da liberdade rotacional uma outra máquina multifuncional torcional foi utilizada e duas catracas torquímetro foram adaptadas para facilitar a padronização das avaliações. No momento da leitura um torque de 10 Ncm foi aplicado para que o parafuso não estivesse solto; após uma soltura no valor de 5 Ncm foi realizada e o sistema foi zerado, seguido de um torque de 5 Ncm. Neste movimento foi realizada a aferição da liberdade rotacional em valores numéricos em graus. Os valores foram captados após três sequencias e a média foi registrada. Cada amostra passou por esta etapa previamente ao ciclo de torque/destorque e após (Figura 07, 08 e 09).



Figura 07: Máquina Multifuncional Torcional para leitura de liberdade rotacional.



Figura 08: Adaptação de duas catracas torquímetro



Figura 09: Marcações de valores de torques em Ncm, incluindo a marcação de 5 Ncm confeccionada.

Cada grupo foi subdividido em dois. Grupo A: 20 munhões universais da linha GM com parafuso passante (4.5 mm x 4 mm x 2.5 mm), 20 chaves estrela modificada 1.35 mm e 20 análogos GM (Neodent, Curitiba, Brasil), divididos em subgrupos de 15 e 30 torques/destorques, grupo A1 e A2 respectivamente. Grupo B: 20 munhões universais da linha CM (4.5 mm x 4 mm x 2.5 mm), 20 chaves hexagonais e 20 análogos CM (Neodent, Curitiba, Brasil), divididos em subgrupos de 15 e 30 torques/destorques, grupo B1 e B2 respectivamente.

Como auxílio de entendimento visual foi realizado uma microscopia eletrônica de varredura em uma amostra de cada grupo após o ensaio. Uma amostra do parafuso estrela

modificada 1.35 mm e outra do hexagonal 0.9 mm também passou pela microscopia eletrônica de varredura, previamente ao ensaio.

Os dados obtidos foram organizados e submetidos ao teste estatístico de Wilcoxon.

## Resultados

### Análise Estática

Foram analisados dois grupos possuindo dez amostras cada.

Os resultados estão dispostos na tabela 01 e gráficos 01 e 02:

	<b>Estrela Modificado</b>		<b>Hexagonal</b>	
	<b>Maior Torque</b>	<b>Maior Ângulo</b>	<b>Maior Torque</b>	<b>Maior Ângulo</b>
Amostra 1	56.8	233.6	21.8	167.2
Amostra 2	57.6	187.9	24.3	169.8
Amostra 3	57.9	245	23.6	184.3
Amostra 4	54.6	202.4	24.2	162.9
Amostra 5	55.3	248.1	30.6	184
Amostra 6	56.4	248.1	26.9	227.1
Amostra 7	57.9	223.4	28.5	159.3
Amostra 8	59.9	216.1	25.5	173.7
Amostra 9	61.5	202.1	24.7	152.2
Amostra 10	53.5	169.4	30.4	205.8
Média	57.1 (+/- 2.39 Ncm)	217.6 (+/- 27.03 Ncm)	26.05 (+/- 2.96 Ncm)	178.6 (+/- 22.85 Ncm)

Tabela 01: Dez amostras de parafusos estrela modificada 1.35 mm e hexagonais 0.9 mm.

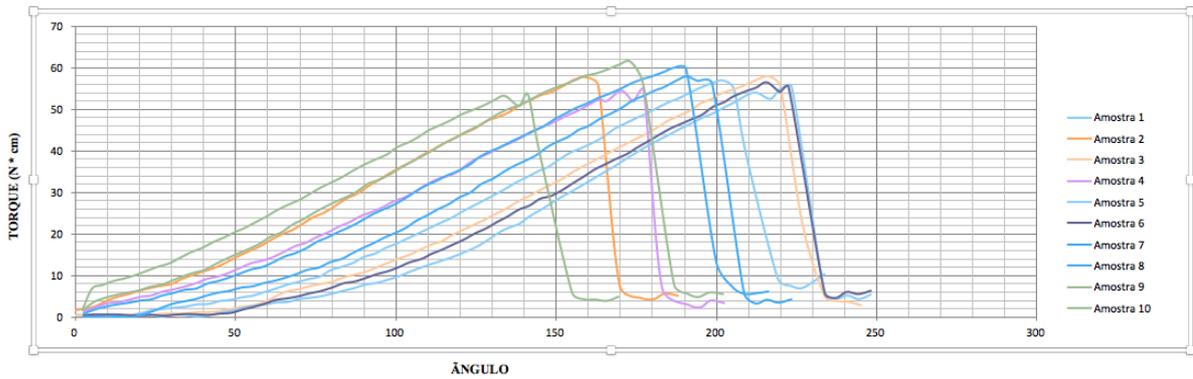


Gráfico 01: Dez amostras parafusos estrela modificada 1.35 mm.

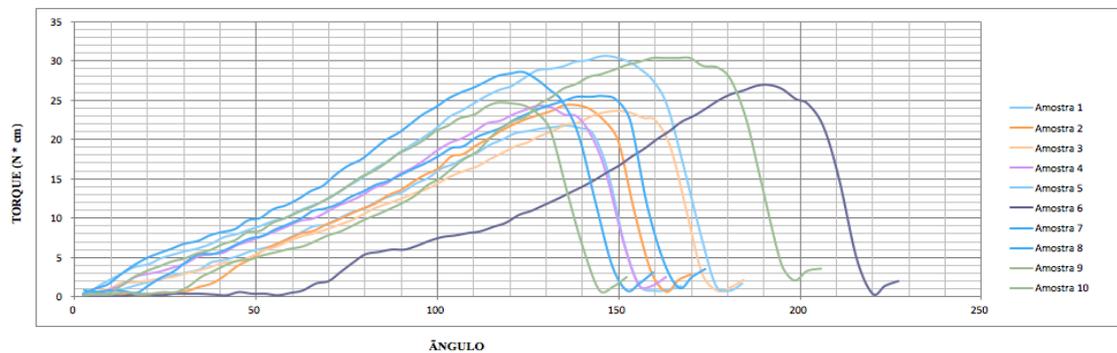


Gráfico 02: Dez amostras de parafusos hexagonais 0.9 mm.

Como média de torque máximo nas dez amostras, em Ncm, obtivemos o valor de 57,1 Ncm. ( $\pm 2,39$ ), para o parafuso estrela modificada 1.35 mm e 26,05 Ncm ( $\pm 2,96$ ) do parafuso hexagonal 0.9 mm. Estes valores representam o máximo torque até o momento de espanamento total da geometria do topo do parafuso. Já a média do ângulo de ruptura, obtivemos o valor de 217,6 graus ( $\pm 27,03$ ) para o parafuso estrela modificada 1.35 mm e 178.6 graus ( $\pm 22,85$ ) para o parafuso hexagonal 0.9 mm .

Para percepção visual da deformação total da geometria do topo do parafuso, avaliações utilizando microscopia eletrônica de varredura após a execução dos testes foram realizadas.

Uma amostra do parafuso protético estrela modificada 1.35 mm, pertencente ao grupo 01, mostrou destacamento de um dos lóbulos da geometria. No momento do espanamento, ruptura, ouviu-se um estalo (Figura 09) .

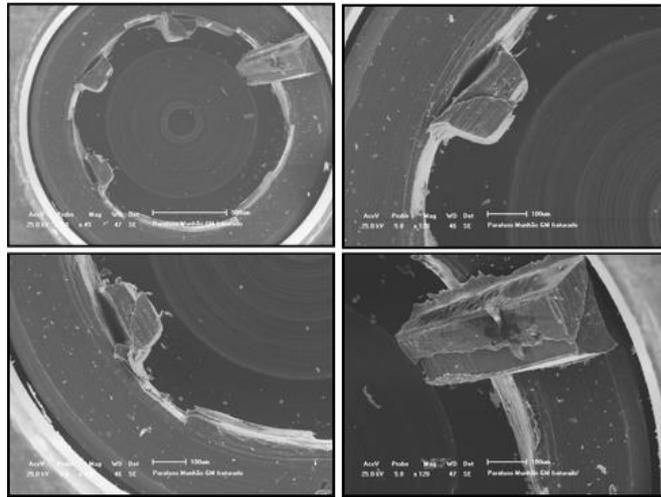


Figura 09: Imagens em MEV referente a um parafuso do grupo 01.

Uma amostra do grupo 02, mostrou uma deformação, porém mais sutil (Figura 10).

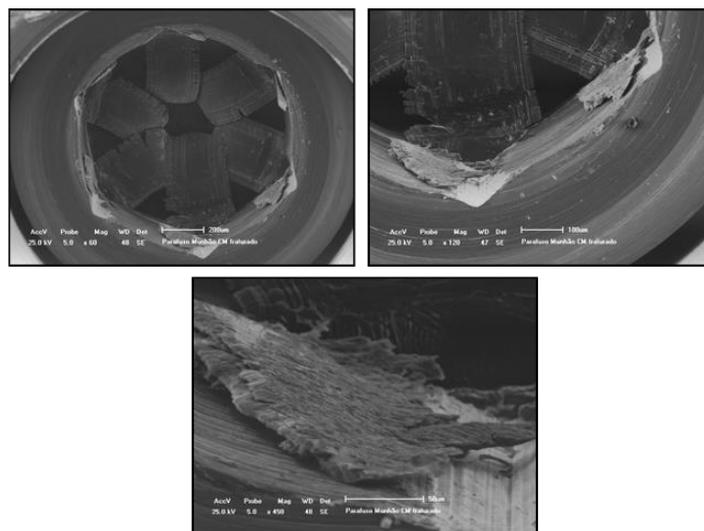


Figura 10: Imagens em MEV de um parafuso do grupo 02.

Análise Cíclica torque e destorque

Todas as amostras passaram pela realização de análise de liberdade rotacional previamente aos ciclos de torques e destorques. Nos subgrupos A1 e B1, onde foram aplicados 15 ciclos de torques seguidos de destorques; os valores em graus seguem na tabela abaixo (tabela 02).

15 ciclos	Liberdade Pré ciclos		Liberdade Pós ciclos	
	A1	B1	A1	B1
Amostra 1	4.95	6.52	4.97	9.47
Amostra 2	3.87	6.24	4.03	9.15
Amostra 3	5.77	6.39	6.4	8.99
Amostra 4	5.56	6.1	6.33	8.53
Amostra 5	4.37	6.71	4.82	10.87
Amostra 6	3.54	6.13	3.94	9.77
Amostra 7	5.87	6.24	6.82	9.99
Amostra 8	4.54	6.16	4.76	8.77
Amostra 9	3.89	6.36	4.02	9.26
Amostra 10	4.2	6.14	4.35	7.49
<b>Média</b>	<b>4.66</b>	<b>6.3</b>	<b>5.04</b>	<b>9.23</b>

Tabela 02: Valores em graus dos subgrupos A1 e B1.

Para o subgrupo A1, as dez amostras obtiveram como média de liberdade rotacional o valor de 4,66 graus previamente aos ciclos. Após estes, a média em graus foi de 5,04. Para o subgrupo B1, as dez amostras obtiveram como média de liberdade rotacional o valor de 6,30 graus previamente aos ciclos. Após estes, a média em graus foi de 9,23 graus.

A média das dez amostras do subgrupo A2 e B2, estão na tabela abaixo (tabela 03).

30 ciclos	Liberdade Pré ciclos		Liberdade Pós ciclos	
	A2	B2	A2	B2
Amostra 1	4.81	5.03	4.95	10.15
Amostra 2	6.17	6.28	6.42	9.42
Amostra 3	4.09	6.02	4.73	9.73
Amostra 4	5.33	8.12	5.76	12.36
Amostra 5	5.67	6.55	6.08	10.20
Amostra 6	4.71	6.83	6.17	9.10
Amostra 7	6.21	6.14	6.37	8.90
Amostra 8	5.01	7.93	5.1	11.17
Amostra 9	5.38	5.25	6.04	9.09
Amostra 10	5.12	6.28	5.26	8.99
<b>Média</b>	<b>5.25</b>	<b>6.44</b>	<b>5.69</b>	<b>9.91</b>

Tabela 03: Valores em graus dos subgrupos A2 e B2.

No subgrupo A2, as dez amostras obtiveram como média de liberdade rotacional o valor de 5,25 graus previamente aos ciclos. Após os 30 ciclos de torques e destorques, a média em graus foi de 5,69. Para o subgrupo B2, as dez amostras obtiveram como média de liberdade rotacional o valor de 6,44 graus previamente aos ciclos. Após estes, a média em graus foi de 9,91.

Para percepção visual da deformação da geometria da cabeça do parafuso, avaliações utilizando microscopia eletrônica de varredura pré ciclos e após ciclos foram realizadas (Fig. 11, 12 e 13).

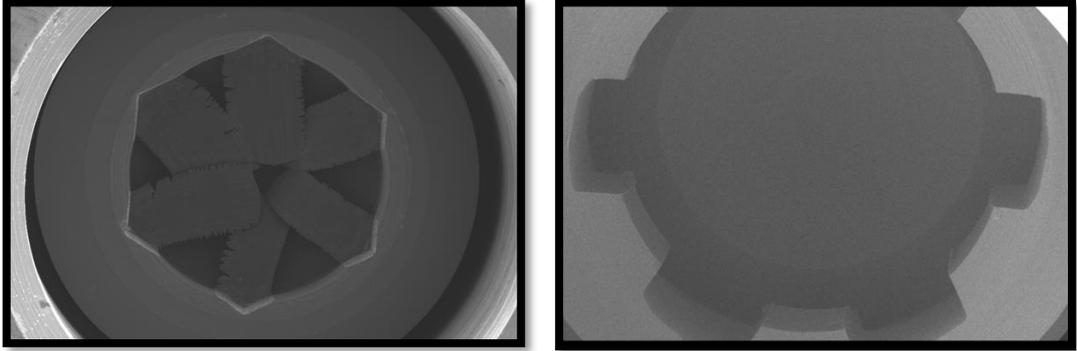


Figura 11: Microscopia eletrônica de varredura de um parafuso do grupo B1 (esquerda) e A1(direita) previamente aos ciclos.

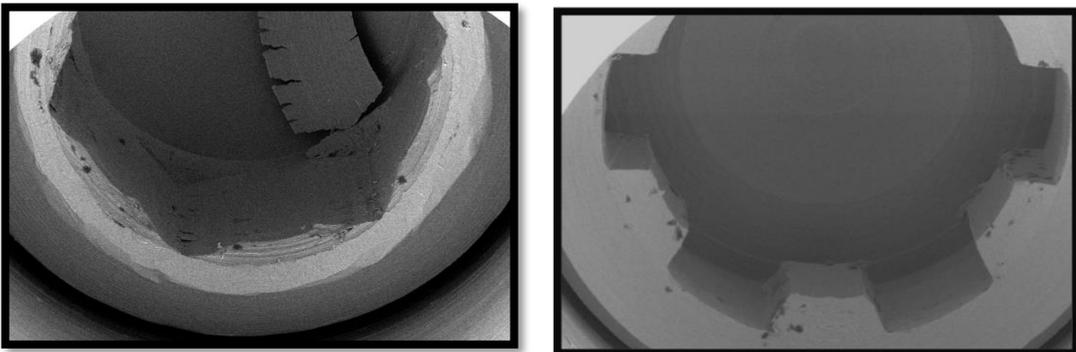


Figura 12: Microscopia eletrônica de varredura de um parafuso do grupo B1 (esquerda) e A1(direita) após 15 torques e destorques.

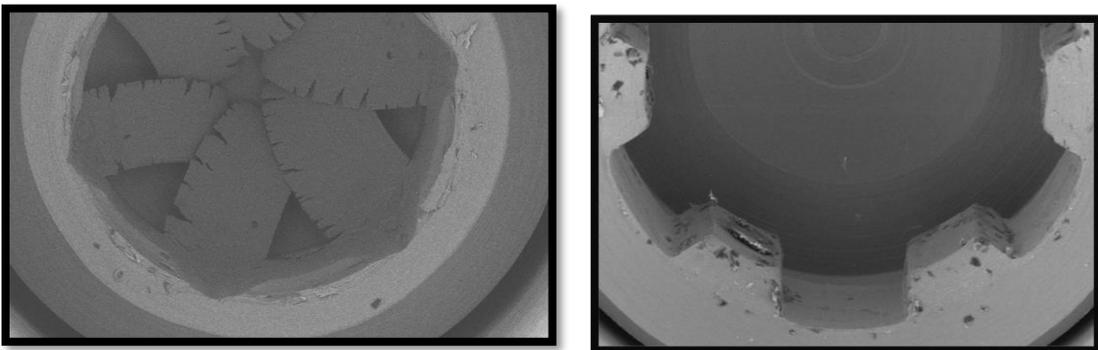


Figura 13: Microscopia eletrônica de varredura de um parafuso do grupo B2 (esquerda) e A2 (direita) após 30 torques e destorques.

Percebe-se nas imagens da microscopia eletrônica de varredura a deformação crescente com o aumento dos ciclos de torques e destorques; mais crítica no grupo B.

Foi realizado, para os dois ensaios, o teste de Wilcoxon e o p encontrado foi menor do que 0,05 , portanto um valor que confere diferença significativa à análise . As tabelas 04, 05, 06 e 07 representam os dados referentes à estatística. Sendo a tabela 07 a diferença entre a liberdade pós ciclos e pré ciclos.

Variável	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo	Teste de Wilcoxon
Grupo 01	10	57.14	2.3977	53.5	61.5	P<0.05
Grupo 02	10	26.05	2.9632	21.8	30.6	
Ângulo grupo 01	10	217.61	27.0386	169.4	248.1	P<0.05
Ângulo grupo 02	10	178.63	22.8548	152.2	227.1	

Tabela 04: Dados referentes ao torque e ângulo máximo dos parafusos estrela modificada e hexagonal.

Variável	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo	Teste de Wilcoxon
Grupo A1 pré	10	4.656	.8414	3.54	5.87	P<0.05
Grupo A1 pós	10	5.044	1.083	3.94	6.82	
Grupo B1 pré	10	6.299	.1970	6.1	6.71	P<0.05
Grupo B1 pós	10	9.229	.9074	7.49	10.87	

Tabela 05: Dados referentes a liberdade rotacional pré ciclos e pós ciclos dos parafusos estrela modificada e hexagonal ( 15 ciclos ).

Variável	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo	Teste de Wilcoxon
Grupo A2 pré	10	5.25	.6559	4.09	6.21	P<0.05
Grupo A2 pós	10	5.688	.6242	4.73	6.42	
Grupo B2 pré	10	6.443	.9960	5.03	8.12	P<0.05
Grupo B2 pós	10	9.911	1.1155	8.9	12.36	

Tabela 06: Dados referentes a liberdade rotacional pré ciclos e pós ciclos dos parafusos estrela modificada e hexagonal ( 30 ciclos ).

Variável	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo	Teste de Wilcoxon
Grupo A1 diferença	10	.378	.3108	.02	.95	P<0.05
Grupo B1 diferença	10	2.93	.7922	1.35	4.16	
Grupo A2 diferença	10	.458	.4178	.09	1.46	P<0.05
Grupo B2 diferença	10	3.49	.8675	2.27	5.12	

Tabela 07: Dados referentes a diferença de liberdade rotacional pós e pré ciclos de 15 e 30 torques/destorques nos parafusos estrela modificada e hexagonal.

## Discussão

Nos primeiros anos de uso dos implantes dentários o foco era o paciente edêntulo total e a técnica cirúrgica. Com o tempo a situação evoluiu e o paciente desdentado parcial ou unitário começou a participar deste contexto; assim como novos conceitos mecânicos e estéticos. Juntamente com a evolução, falhas e complicações mecânicas começaram a surgir e a fase protética entrou em evidência devido à sobrecargas, fadiga de componentes e afrouxamento dos parafusos protéticos; este último prevalecendo. <sup>(22) (23, 24) (25)</sup>

A pré carga é um fator fundamental na fase protética. Ela está correlacionada ao material base dos componentes, aos parafusos, as adaptações, a resistência do material ao torque e a fadiga. <sup>(26, 27) (28) (13, 29-32)</sup>. Para evitar a soltura de parafuso e aumentar a função de apertamento, o torque aplicado deve ser o mais alto possível, no entanto, seguindo o recomendado para cada modelo fazendo com que o coeficiente de fricção seja alto. <sup>(33)</sup> González et al.<sup>(34)</sup> relataram que ao aumentar os valores de torques de 15 Ncm para 20 Ncm e posteriormente para 25 Ncm; resultados melhores de destorque foram encontrados. Por outro lado, torques fora dos padrões indicados pela empresa, podem deformar a geometria do topo do parafuso, vistos por microscopia eletrônica de varredura. Essa situação se repetiu nos resultados deste trabalho e visualmente consegue-se perceber, através da microscopia eletrônica de varredura, as deformações menores nos ciclos de quinze torque/destorques, aumentando nos ciclos de trinta e o espanamento no torque máximo.

Os danos causados ao parafuso protético são devidos, por exemplo, ao uso incorreto ou descalibração do torquímetro manual, a aplicação errada do valor de torque, a catracas de torque fixo, a má inserção da chave conexão e ao uso de chaves deformadas ou até de fabricantes diferentes. Estes danos acometem mais o parafuso de geometria hexagonal 0.9 mm.<sup>(35, 36)</sup>

Gollen et al <sup>37</sup> demonstraram em sua investigação, variações grandes de aplicação de torque na clínica diária para um mesmo tipo de elemento, levando a uma padronização baixa. Winkler et al <sup>38</sup> e Binon et al <sup>39</sup> mencionam que o torque deve ser realizado com instrumentos mecânicos e que o reaperto do parafuso deve ser realizado 10 minutos após, para manter uma boa tensão entre as roscas e aumentar a justaposição das peças. <sup>(37-39)</sup> Um segundo aperto, não mais, não menos; é colocado como uma situação de melhor performance do parafuso protético, por Al-Otaibi et al <sup>(40)</sup>. Tais atitudes evitam a necessidade de um reaperto do parafuso na reconsulta, como indicado pelos autores Ekfeld et al <sup>(41)</sup> e Carlsson e Carlsson. <sup>(42)</sup>

Pensando em angulações de inserção de chave conexão, deformações no topo do parafuso foram encontradas por Spencer et al <sup>(43)</sup> sendo mais acentuada em região posterior de arcada, onde o ângulo de inserção da chave é alterado. Neste caso o torque aplicado fica prejudicado, se tornando menor, especialmente em parafusos com geometria de topo quadrado e estrelado. Neste trabalho a chave foi inserida verticalmente possuindo pressão e torque controlado.

Por outro lado, a aplicação de torque muito elevada, espana a geometria do topo do parafuso, impossibilita a fácil remoção com a conexão específica e transmite forças inadequadas para outras áreas deste elemento. Scarano et al <sup>(44)</sup> relata deformações e alterações na convexidades e rachaduras nas concavidades das roscas do parafuso, relacionadas à pré carga. Cada sistema possui reações diferentes a ela; por exemplo, a fratura da cabeça do parafuso, problema também encontrado na clínica diária. <sup>(45) (46)</sup>

Em nosso ensaio mecânico estático, elevamos o torque muito acima do recomendado pelo fabricante, acarretando em um espanamento do topo do parafuso. No grupo 01, um valor 2,85 vezes maior que o torque indicação foi suficiente para o espanamento; para o grupo 02, um valor 1,74 vezes maior. A facilidade para a deformação total das geometrias nestes dois grupos, mostrou-se mais crítica no grupo 02. Se compararmos a chave e o parafuso; o aço inoxidável da primeira possui um módulo de elasticidade 20 vezes maior que o titânio grau cinco do segundo; gerando uma deformação antecipada neste.

Além da força exercida, necessitamos pensar também na liberdade rotacional das estruturas relacionadas à prótese sobre implante. Essa difere para cada tipo e fabricante de implante. Pensando no parafuso protético, a baixa liberdade rotacional faz com que o contato da chave com a geometria do topo gere torques mais fiéis e menores deformações. Com isso o

parafuso protético sofreria menores cargas nocivas, resistindo mais ao afrouxamento, fato encontrado por Bergamim et al <sup>8</sup> e Binon <sup>47</sup> (8, 47).

No segundo estudo, o ensaio cíclico demonstrou que os parafusos protéticos possuíam uma liberdade rotacional prévia aos testes. Os parafusos hexagonais 0.9 mm, quando comparados aos parafusos estrela modificada 1.35 mm, obtiveram uma maior liberdade rotacional desde a primeira adaptação às chaves, representando diferença significativa. Esta menor justaposição leva a uma maior facilidade de deslizamento, soltura no momento do trajeto à instalação e favorece uma alteração da geometria após a execução do torque.

Em nosso estudo cíclico, analisando a liberdade rotacional, observamos que após quinze torques e destorques o parafuso com geometria hexagonal 0.9 mm mostrou diferença, do momento inicial, de 2,93 graus (+/- 0,79) contra 0,378 (+/- 0,31) do parafuso estrela modificada 1.35 mm. Estes números aumentaram nos testes de trinta torques e destorques, passando para uma diferença de 3,49 graus (+/- 0,86) contra 0,458 graus (+/- 0,41) do parafuso estrela modificada 1.35 mm. Tais números indicam uma baixa modificação na liberdade rotacional no parafuso com geometria estrela modificada 1.35 mm e significativa no parafuso hexagonal 0.9 mm, gerando uma maior deformação e menor pré carga.

Weiss et al <sup>(13)</sup> afirma que apertos e desapertos prévios a instalação da prótese definitiva, facilitam o afrouxamento ou perda de torque do parafuso protético. Além de deformar a geometria do topo do parafuso, as roscas também são afetadas por ficarem mais aplainadas permitindo uma melhor pré carga, porém o coeficiente de fricção diminui, acarretando na soltura do parafuso <sup>(48, 49) (50)</sup>. Corroborando com isso, Weiss et al <sup>13</sup>, Guzaitis et al <sup>50</sup> e Butkevica et al <sup>51</sup> publicaram trabalhos relatando valores sequencialmente menores de destorque em parafusos utilizados repetidamente. Indicam a redução do número de apertos e desapertos antes da finalização do caso e uma troca de parafuso quando estes passam de dez

apertos e desapertos. <sup>(13, 50, 51)</sup> Por outro lado, Bernardes et al <sup>(52)</sup> conclui que após cinco apertos e desapertos, nenhuma diferença foi significativa. Barbosa et al <sup>(53)</sup> afirma, por sua vez, que parafusos novos, possuem maior capacidade de manter o torque por estarem com suas melhores propriedades intactas.

Torques baixos ou muito altos, deformações tanto da chave conexão ou parafuso protético, para Binon <sup>(39)</sup>, são constantes na clínica diária e em uma soma de fatores resulta no insucesso da restauração protética sobre implantes.

## **Conclusão**

Falhas em trabalhos de próteses sobre implantes são diversas, porém em relação a geometria do topo do parafuso protético onde a chave conexão é inserida, podemos concluir, com as limitações deste trabalho:

- 1) o parafuso hexagonal 0.9 mm é mais susceptível ao espanamento seja no valor de torque máximo ou no número de torques e destorques.
- 2) quanto menor o número de torques, maior a durabilidade do topo do parafuso protético.
- 3) a integridade da geometria interna do topo do parafuso, diminui a liberdade rotacional, contribuindo para uma melhor pré carga; neste trabalho a geometria estrela modificada 1.35 mm obteve melhores resultados.
- 4) para minimizar o insucesso protético deve-se aplicar corretamente o torque, utilizar catracas calibradas e com haste, posicionar corretamente a chave/conexão que deve estar integra e utilizar componentes específicos de cada empresa.

## Agradecimentos

À Empresa Neodent (Straumann Group) por financiar a pesquisa descrita neste artigo e a Faculdade ILAPEO pelo auxílio e oportunidade de aprendizado científico. Os autores afirmam não haver conflitos de interesse relacionados a esse estudo.

## Referências

1. Cox JF, Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1987;2(2):91-100.
2. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1990;5(4):347-59.
3. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent*. 1990;64(2):185-94.
4. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(4):681-90.
5. Moris IC, Faria AC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF, Rodrigues RC. Mechanical analysis of conventional and small diameter conical implant abutments. *J Adv Prosthodont*. 2012;4(3):158-61.
6. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *Journal of clinical periodontology*. 2002;29 Suppl 3:197-212; discussion 32-3.
7. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995;74(1):51-5.
8. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal 0.9 mm misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. 1996;9(2):149-60.
9. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80(2):184-92.
10. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2000;15(4):519-26.
11. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995;73(1):36-43.
12. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clinical oral implants research*. 1997;8(4):290-8.

13. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent.* 2000;84(2):194-9.
14. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996;9(6):511-9.
15. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists.* 2006;15(2):77-81.
16. Pesun IJ, Brosky ME, Koriath TW, Hodges J, Devoe BJ. Operator-induced compressive axial forces during implant gold screw fastening. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2001;86(1):15-9.
17. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(5):529-36.
18. Brogini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res.* 2006;85(5):473-8.
19. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *Journal of Prosthodontics.* 2006;15(3):164-71.
20. Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 1999;14(1):94-100.
21. Arshad M, Mahgoli H, Payaminia L. Effect of Repeated Screw Joint Closing and Opening Cycles and Cyclic Loading on Abutment Screw Removal Torque and Screw Thread Morphology: Scanning Electron Microscopy Evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018;33(1):31-40.
22. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(1):40-4.
23. Nevins M, Langer B. The successful application of osseointegrated implants to the posterior jaw: a long-term retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(4):428-32.
24. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):66-75.
25. Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. *Implant Dent.* 2005;14(1):77-81.
26. Guda T, Ross TA, Lang LA, Millwater HR. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *J Prosthet Dent.* 2008;100(3):183-93.
27. Versluis A, Koriath TW, Cardoso AC. Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(3):337-41.
28. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3(2):85-97.
29. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent.* 2001;86(1):24-32.
30. Tan KB, Nicholls JI. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16(3):367-77.

31. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent.* 2001;85(1):47-52.
32. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent.* 2004;91(4):326-34.
33. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1994;71(6):592-9.
34. González RC, Shimizu RH, Hermann C, Sartori IAdM. Efeito de diferentes níveis de torques na resistência ao destorção do parafuso e dos pilares de duas peças em junções cone-morse. Estudo in vitro. *ImplantNews.* 2014:444-50.
35. Scherer MD, McGlumphy EA. A universal torque wrench system. *J Prosthet Dent.* 2012;108(6):401-3.
36. Vallee MC, Conrad HJ, Basu S, Seong WJ. Accuracy of friction-style and spring-style mechanical torque limiting devices for dental implants. *J Prosthet Dent.* 2008;100(2):86-92.
37. Gollen K, Vermilyea S, Vossough J, Agar J, editors. Torque generated using hand held screwdrivers and torque drivers for osseointegrated implants. *Proceedings of the Eight Annual Meeting of the Academy of Osseointegration San Diego, CA; 1993.*
38. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: an overview. *Journal of Oral Implantology.* 2003;29(5):242-5.
39. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):76-94.
40. Al-Otaibi HN, Almutairi A, Alfarraj J, Algesadi W. The Effect of Torque Application Technique on Screw Preload of Implant-Supported Protheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32(2):259-63.
41. Ekfeldt A, Carlsson GE, Borjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(2):179-83.
42. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(1):90-4.
43. Spencer KR, Ferguson JW, Smith AC, Palamara JE. Screw head design: an experimental study to assess the influence of design on performance. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004;62(4):473-8.
44. Scarano A, Murmura G, Sinjiari B, Sollazzo V, Spinelli G, Carinci F. Analysis and structural examination of screw loosening in oral implants. *Int J Immunopathol Pharmacol.* 2011;24(2 Suppl):77-81.
45. Wang RF, Kang B, Lang LA, Razzoog ME. The dynamic natures of implant loading. *J Prosthet Dent.* 2009;101(6):359-71.
46. Storelli S, Scanferla M, Palandrani G, Mosca D, Romeo E. Stratification of prosthetic complications by manufacturer in implant-supported restorations with a 5 years' follow-up: systematic review of the literature. *Minerva Stomatol.* 2017;66(4):178-91.
47. Bergamim M. Análise comparativa do grau de liberdade rotacional e da integridade física das chaves protéticas de diferentes implantes com hexágono interno. 2005.

48. Bickford J. An introduction to the design and behavior of bolted joints, Revised and expanded: CRC press; 1995.
49. Guzaitis KL, Knoernschild KL, Viana MA. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2011;106(3):159-69.
50. Guzaitis KL, Knoernschild KL, Viana MA. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *J Prosthet Dent*. 2011;106(3):159-69.
51. Butkevica A, Nathanson D, Pober R, Strating H. Measurements of Repeated Tightening and Loosening Torque of Seven Different Implant/Abutment Connection Designs and Their Modifications: An In Vitro Study. *J Prosthodont*. 2016.
52. Bernardes SR, da Gloria Chiarello de Mattos M, Hobkirk J, Ribeiro RF. Loss of preload in screwed implant joints as a function of time and tightening/untightening sequences. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(1):89-96.
53. Barbosa GS, Silva-Neto JP, Simamoto-Junior PC, Neves FD, Mattos Mda G, Ribeiro RF. Evaluation of screw loosening on new abutment screws and after successive tightening. *Braz Dent J*. 2011;22(1):51-5.

## 5.1. Artigo 2

Artigo elaborado de acordo com as normas da revista The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants

### **Análise das estruturas geométricas anti rotacionais: chave/parafuso de componentes protéticos. Estudo através de análise de elementos finitos**

Rafael Demeterco Reggiani \*, Geninho Thomé\*\*, Larissa Trojan \*\*\*, Luis Eduardo Marques Padovan\*\*\*\*.

\* Especialista em Prótese Dentária pela CEAP-SOEPAR , Curitiba, Paraná , Brasil e Mestrando em Odontologia , Área de concentração Implantodontia pela Faculdade Ilapeo, Curitiba, Paraná, Brasil.

\*\* Doutor em Implantodontia pela São Leopoldo Mandic, São Paulo , Brasil. Professor do Curso de Mestrado da Faculdade ILAPEO, Curitiba, Paraná, Brasil.

\*\*\* Especialista em Ortodontia pela Faculdade Ilapeo, Curitiba, Paraná, Brasil ; Mestre e Doutora em Engenharia de Estruturas/Biomecânica pela (UFMG) -- Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil.

\*\*\*\* Mestre e Doutor em Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial, Universidade Estadual Paulista - UNESP, Araçatuba, São Paulo, Brasil; Professor e Coordenador do Curso de Mestrado da Universidade ILAPEO, Curitiba, Paraná, Brasil.

Autor Correspondente:

Rafael Demeterco Reggiani  
Rua Cel. Joaquim Ignácio Taborda Ribas 864 apto 103 – Curitiba –PR- Brasil  
Cep: 80730-330  
Phone: +55 41 999739244  
rafaelreggiani@hotmail.com

## Resumo

**Proposição:** Avaliar distribuição de tensão em três distintas geometrias internas chave/parafuso, através de análise computacional pelo método dos Elementos Finitos.

**Materiais e Métodos:** Os modelos tridimensionais CAD (*Computer Aided Design*) foram fornecidos pelo setor de engenharia da empresa (Neodent, Curitiba, Brasil). Tais modelos foram montados em programa de computador e posteriormente exportados para o *software* CAE (*Computer Aided Engineering*), em escalas reais do produto. Conforme referências da empresa, foram inseridas as propriedades mecânicas dos materiais, a descrição, módulo de elasticidade, coeficiente de Poisson, deformação transversal de um material homogêneo e isotrópico. O coeficiente de atrito estabelecido entre as duas peças é de 0,57 e os materiais utilizados foram isotrópicos, linear elástico. A escala de tensões utilizada foi a escala de tensão de escoamento do Ti6Al-4V-ELI (parafuso). Foi gerada uma malha com elemento tetraédrico de 4 nós. Foram também selecionados contato de atrito, carregamento estático de torção na direção horária. Três modelos de estudo foram elaborados. Modelo 01 composto por chave conexão e parafuso protético hexagonal 0,9 mm. Modelo 02 composto por chave conexão e parafuso protético estrela modificada 1,35 mm. Modelo 03 composto por chave conexão e parafuso protético quadrado. Todos os modelos receberam torques indicados pelo fabricante

**Resultados:** No parafuso hexagonal 0,9 mm, com torque de 15 Ncm, a média de tensões geradas, nos pontos selecionados, foi 768,6 Mpa. No parafuso estrela modificada 1,35 mm, com torque de 20 Ncm, a média foi 523,6 Mpa e na superfície do parafuso quadrado, com torque de 20 Ncm foi 924,4 Mpa.

**Conclusão:** O parafuso estrela modificado 1,35 mm demonstrou a melhor distribuição de tensões em relação à geometria hexagonal 0,9 mm e quadrada. A chave/conexão estrela modificada 1,35 mm demonstrou áreas menos exigidas em relação à geometria hexagonal 0,9 mm e quadrada.

**Palavras-chave:** implantes dentários , torque, análise de elementos finitos .

## Abstract

**Purpose:** To evaluate tension distribution in three different internal key / screw geometries, through computational analysis by the Finite Element method.

**Materials and Methods:** Three-dimensional CAD (Computer Aided Design) models were provided by the company's engineering department (Neodent, Curitiba, Brazil). These models were assembled in a computer program and later exported to CAE (Computer Aided Engineering) software, in real scales of the product. According to company references, the mechanical properties of the materials, the description, modulus of elasticity, Poisson's coefficient, transverse deformation of a homogeneous and isotropic material were inserted. The coefficient of friction established between the two pieces is 0.57 and the materials used were isotropic, linear elastic. The tension scale used was the Ti6al-4V-ELI (screw) tension range. A 4-node tetrahedral element mesh was generated. Friction contact, static torsional loading in the hourly direction was also selected. Three study models were developed. Model 01 consists of connection key and hexagonal prosthetic screw 0.9 mm. Model 02 composed of connection key and modified star prosthetic screw 1.35 mm. Model 03 consists of connection key and square prosthetic screw. All models received torques indicated by the manufacturer

**Results:** In the hexagonal 0.9 mm screw, with a torque of 15 Ncm, the average tension generated at the selected points was 768.6 MPa. In the star modified 1.35 mm screw, with a torque of 20 Ncm the average was 523.6 MPa and on the surface of the square screw, with torque 20 Ncm was 924,4 MPa.

**Conclusion:** The 1.35 mm modified star bolt demonstrated the best stress distribution in relation to the 0.9 mm and square hexagonal geometry. The modified star key / connector 1.35 mm demonstrated less demanding areas than the 0.9 mm square hexagonal geometry.

**Key Words:** dental implants, torque, finite element analysis

## Introdução

A odontologia restauradora possui muitas opções de tratamentos, seja da menos invasiva até procedimentos complexos. A função, estética e durabilidade são itens almejados em todos os trabalhos.<sup>1-3</sup>

Nas próteses fixas sobre implantes, isto não é diferente. Excelentes resultados são alcançados, porém intercorrências e falhas acontecem no dia a dia clínico. Tais acontecimentos acometem cerâmicas, parafusos, abutments, estruturas e implantes; se pensarmos mecanicamente. Estes erros geram complicações biológicas seja em tecidos moles ou duros.<sup>1, 4-9</sup>

Um resultado de sucesso em implantodontia é multifatorial. A quantidade e qualidade óssea, posição e características do implante são de extrema importância. A estabilidade dos componentes protéticos ajudará no resultado favorável a curto e longo prazo. O parafuso protético que faz parte da fixação da prótese ao implante tem uma relação direta com isto. O não alcance de uma pré carga eficiente, provavelmente facilitará um afrouxamento devido a micro movimentos, levando a uma soltura ou até fratura deste parafuso.<sup>6, 10-18</sup>

O torque sobre o parafuso protético é um fator crítico e muito variável. Isto porque depende do sistema, tipo de chave conexão e até mesmo do profissional. A deformação plástica da geometria da cabeça do parafuso, é fator presente nos consultórios e geralmente compromete tanto o implante e regiões adjacentes, como a coroa sobre ele instalada.<sup>19, 20</sup>

A análise através dos elementos finitos nas últimas décadas é um excelente instrumento para a implantodontia; ela permite a observação da distribuição dos esforços nas estruturas que são inseridas no sistema.<sup>21</sup>

Assim sendo, este trabalho justifica-se para o estudo mais aprofundado acerca da transmissão de tensões na geometria do topo do parafuso protético e entendimento, visando melhores resultados na clínica diária.

## **Proposição**

Avaliação da distribuição de tensão nos parafusos e chaves protéticas de três desenhos distintos, através de análise computacional pelo método de elementos finitos.

## **Materiais e Métodos**

Um ensaio computacional para análise de tensões na geometria interna do topo dos parafusos protéticos de munhões universais e chaves através da Análise de Elementos Finitos foi realizado. Os modelos CAD (*Computer Aided Design*) foram fornecidos pelo setor de engenharia da empresa (Neodent, Curitiba, Brasil). Tais modelos foram montados no programa “Autodesk Inventor” (Autodesk, São Rafael, EUA) e posteriormente exportados para o *software* CAE (*Computer Aided Engineering*), “FEMAP Siemens” (Siemens, Berlin, Alemanha) em escalas reais do produto. Conforme referências da empresa, foram inseridas as propriedades mecânicas dos materiais, a descrição, módulo de elasticidade (medida da rigidez), coeficiente de Poisson, deformação transversal (em relação à direção longitudinal de aplicação da carga) de um material homogêneo e isotrópico. A relação estabelecida é entre deformações ortogonais (tabela 01).

Tabela 01: Módulos de Elasticidade e Coeficiente de Poisson

	Módulo de Elasticidade	Coeficiente de Poisson
Ti6al-4V-ELI (parafuso)	10.500 Mpa	0,361 unidade adimensional
Aço Inoxidável M340 (chaves)	219.000 Mpa	0,3 unidade adimensional

O coeficiente de atrito estabelecido entre as duas peças é de 0,57 e os materiais utilizados foram isotrópicos, linear elástico. A escala de tensões utilizada foi a escala de tensão de escoamento do Ti6al-4V-ELI (parafuso). O contato estabelecido foi de atrito, carregamento estático de torção na direção horária.

Foi gerada uma malha; elemento tetraédrico de 4 nós (figura 01). Este elemento foi escolhido por possuir uma geometria relativamente complexa, possuindo muitos raios, chanfros e roscas. Tal elemento é complexo o suficiente para informar os dados desejados. Foram também selecionados os tipos de contato, tipos de carregamentos e direção destes.

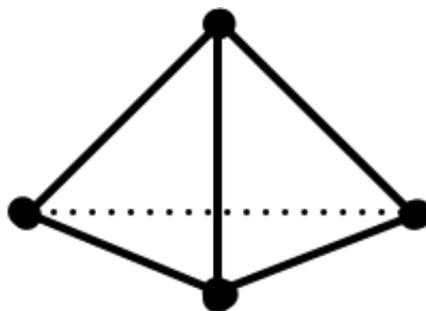


Figura 01: elemento tetraédrico possuindo quatro nós.

Foram gerados três modelos neste estudo. O modelo 01 corresponde a uma chave conexão de geometria hexagonal 0,9 mm e a cabeça do parafuso protético correspondente (figuras 2, 3 e 4).

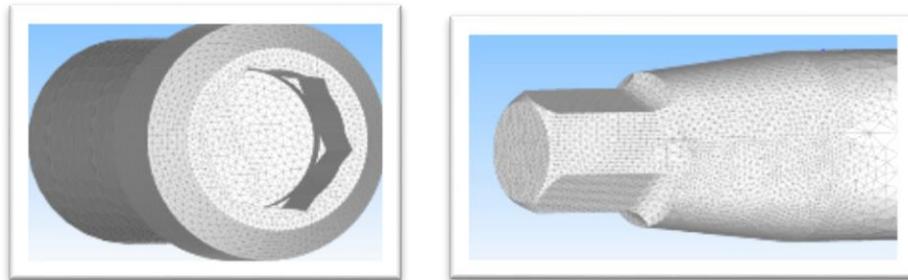


Figura 2: Malha utilizada para FEA, parafuso hexagonal 0,9 mm e chave.

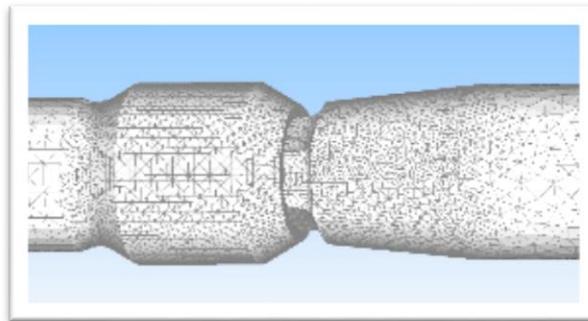


Figura 3: Malha utilizada para FEA parafuso hexagonal 0,9 mm e chave.

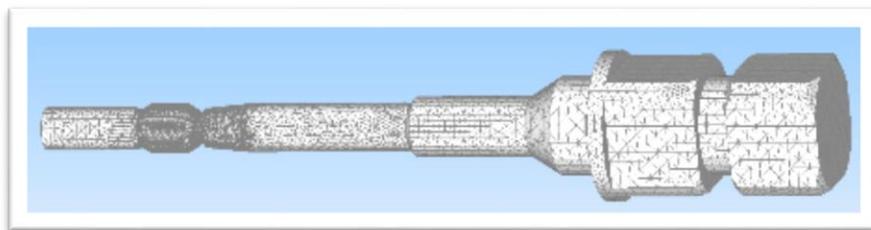


Figura 4: Malha utilizada para FEA parafuso hexagonal 0,9 mm e chave.

O modelo 02, uma chave de geometria estrela modificada 1,35 mm e o topo do parafuso protético correspondente (figuras 5, 6 e 7).

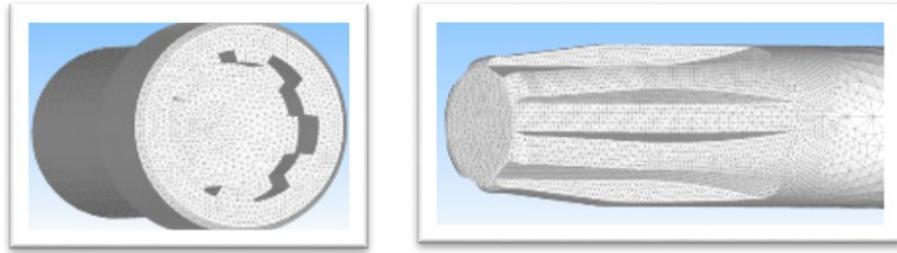


Figura 5: Malha utilizada para FEA parafuso estrela modificada 1,35 mm e chave.

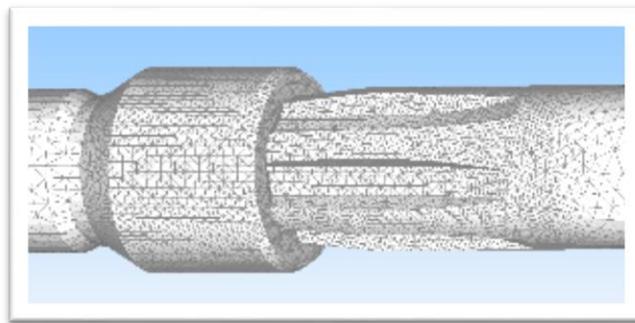


Figura 6: Malha utilizada para FEA parafuso estrela modificada 1,35 mm e chave.

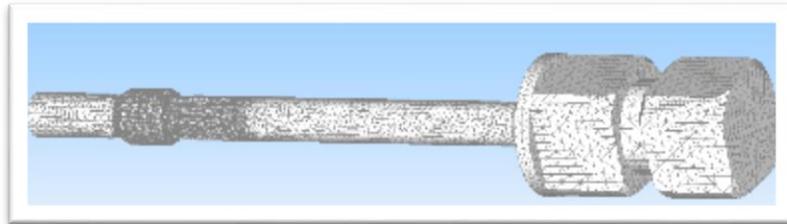


Figura 7: Malha utilizada para FEA parafuso estrela modificada 1,35 mm e chave.

O modelo 03, chave conexão de geometria quadrada e o topo do parafuso protético correspondente (figuras 8, 9 e 10).

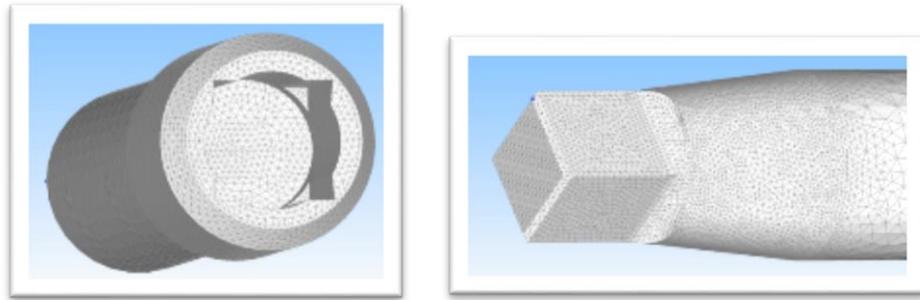


Fig. 08: Malha utilizada para FEA parafuso quadrado e chave.

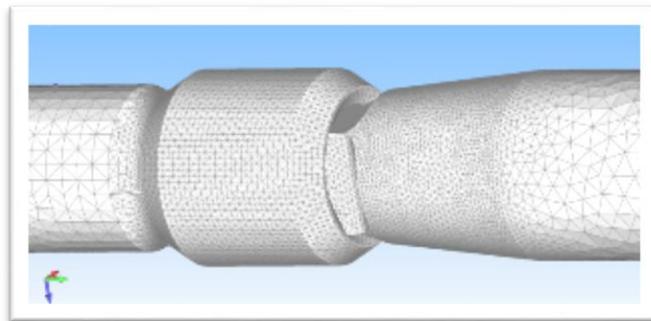


Fig. 09: Malha utilizada para FEA parafuso quadrado e chave.

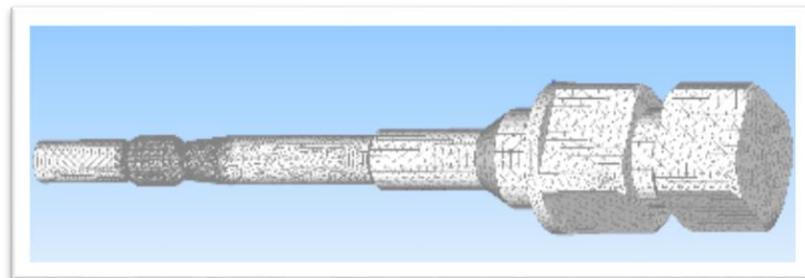


Fig. 10: Malha utilizada para FEA parafuso quadrado e chave

Todos os modelos receberam torques indicados pelo fabricante; sendo modelo 1, 15 Ncm; modelo 2, 20 Ncm e modelo 03, 20 Ncm. Os dados avaliados foram: tensão *Von Mises*, deslocamento, deformação e pressão de contato.

As mensurações foram registradas em seis localizações nos parafusos estrela modificada 1,35 mm e hexagonal 0,9 mm; nas arestas onde há a tensão ao movimento rotacional da chave conexão. Em cada localização, seis valores foram obtidos, no terceiro elemento contando de dentro da geometria da cabeça do parafuso para fora, seguindo sentido horário. Uma média dos valores foi obtida.

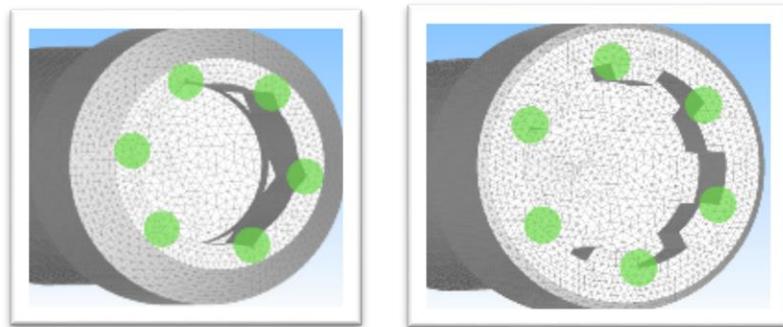


Figura 11: Regiões das amostras registradas.

No parafuso quadrado foram registrados quatro localizações e seis valores para tomada da média; também na região de aresta, onde há a tensão ao movimento rotacional da chave. Os valores foram tomados no terceiro elemento contando de dentro da geometria da cabeça do parafuso para fora, seguindo o sentido horário.

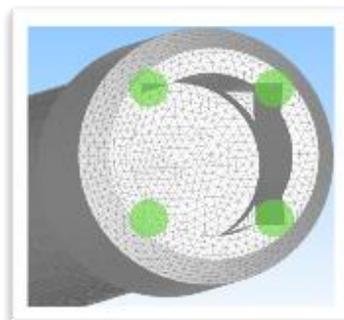


Figura 12: Regiões das amostras registradas.

## Resultados

As análises realizadas revelaram as áreas de maior concentração de forças em cada geometria de cabeça de parafuso e chave.

Os números de nós e elementos das malhas tetraédricas de quatros nós, obtidos na análise de cada parafuso estão descritos na tabela 03.

Tabela 03: Quantidade de nós e elementos.

	NÓS	ELEMENTOS
Parafuso hexagonal 0,9 mm	50.198	248.904
Parafuso estrela modificada 1,35 mm	65.051	324.441
Parafuso Quadrado	51.122	252.711

Os resultados, em Mpa, dos pontos escolhidos de cada amostra, obtidos simulando o torque indicação das chaves nos parafusos protéticos estão nas tabelas 03, 04 e 05.

Tabela 03: Parafuso hexagonal 0,9 mm, torque 15 Ncm.

	Valor 1	Valor 2	Valor 3	Valor 4	Valor 5	Valor 6	MÉDIA
localização 1	811,1	812,3	870,5	805,1	816,1	618,8	789
localização 2	718,4	700,4	852,3	935,2	950,8	549	784,4
localização 3	657,1	498,4	581,8	856,1	949,4	788,5	721,9
localização 4	624,7	464,9	808,1	790,8	891,8	773,6	725,7
localização 5	743,5	864,5	701,9	975,3	983	850,4	853,1



No torque preconizado pelo fabricante, a análise registrou a tensão exercida sobre a chave e parafuso protético (figuras 13, 14 e 15). A escala de cores começa no azul e termina no vermelho identificando o menor e maior valor de tensão, respectivamente.

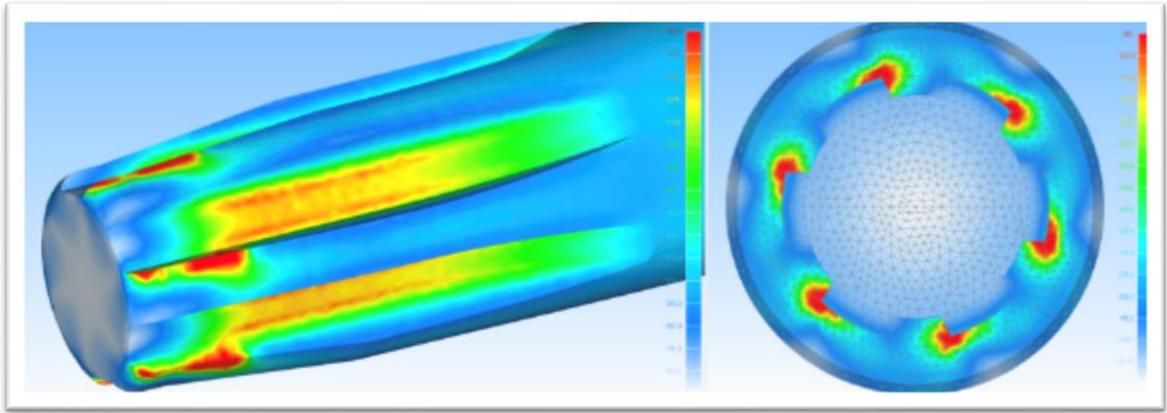


Figura 13: chave estrela modificada 1,35 mm e parafuso correspondente.

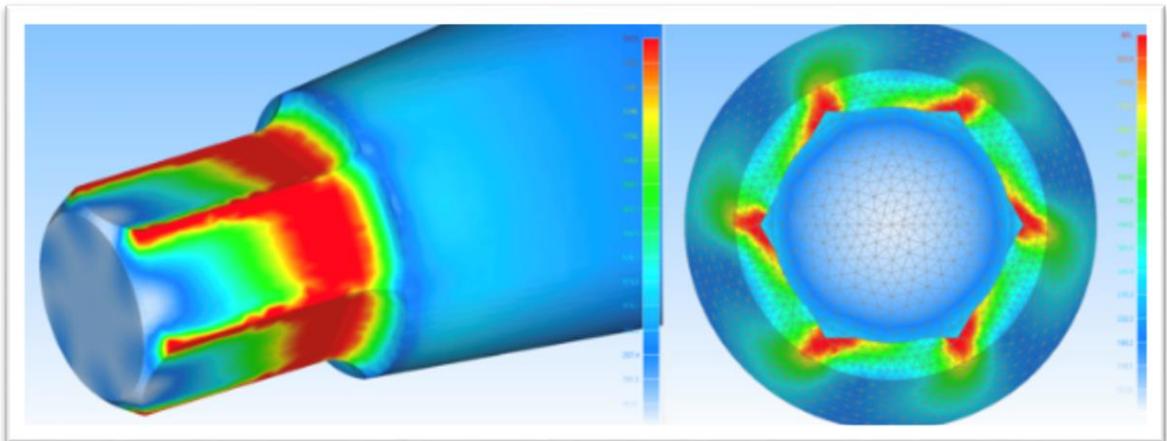


Figura 14: chave hexagonal 0,9 mm e parafuso protético correspondente.

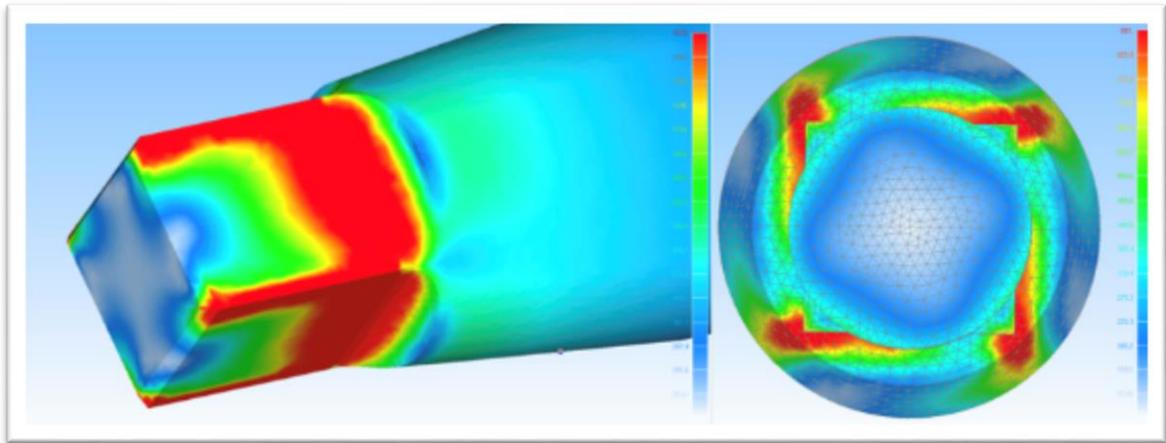


Figura 15: chave quadrada e parafuso correspondente.

Visualmente se observa, sequencialmente, a tensão exercida no parafuso protético, conforme a rotação é exercida, até o torque final (figuras 16,17 e 18).

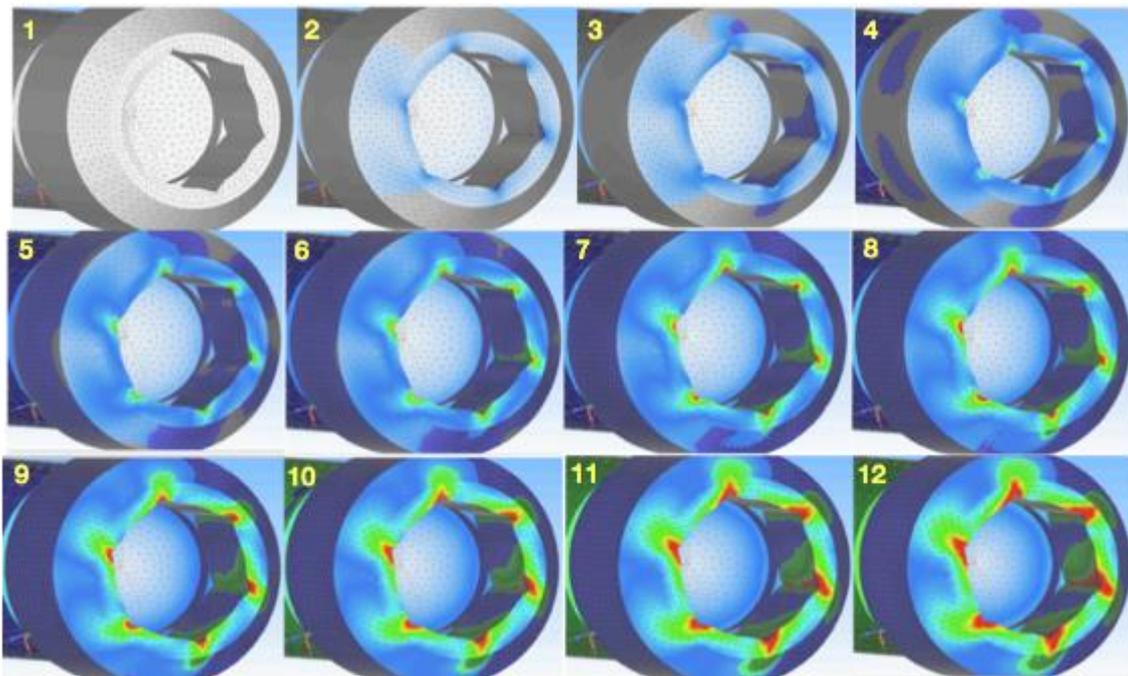


Figura 16: Parafuso hexagonal 0,9 mm, sequencialmente de 1 a 12.

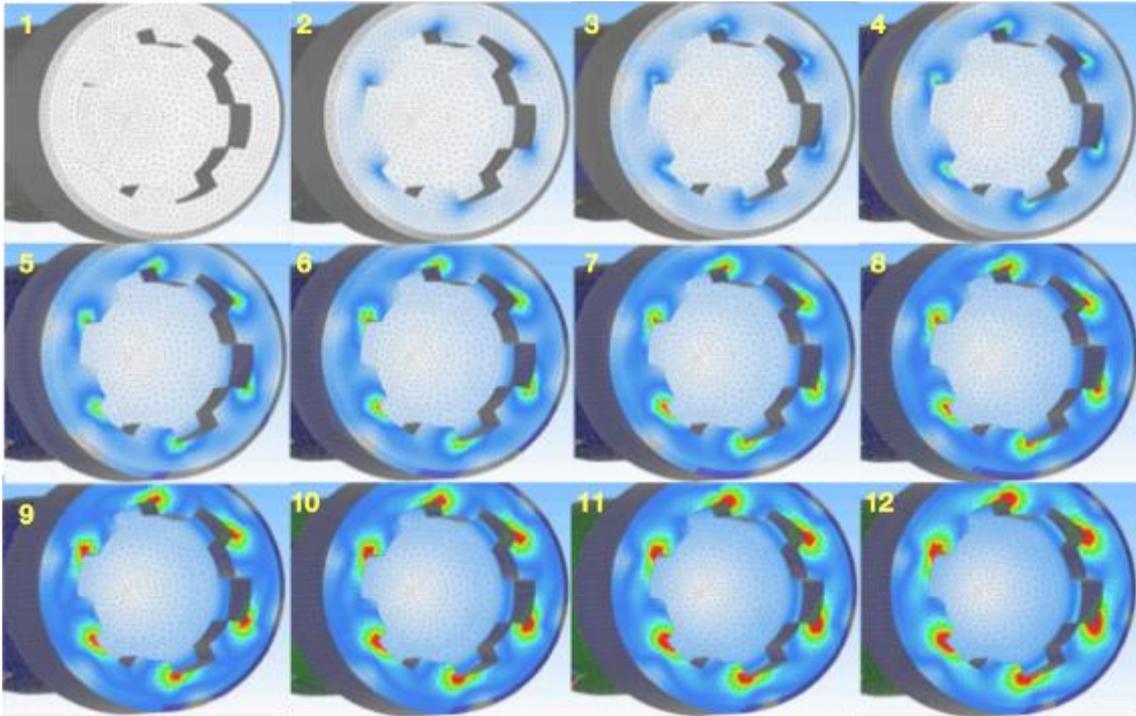


Figura 17: parafuso estrela modificada 1,35 mm, sequencialmente de 1 a 12.

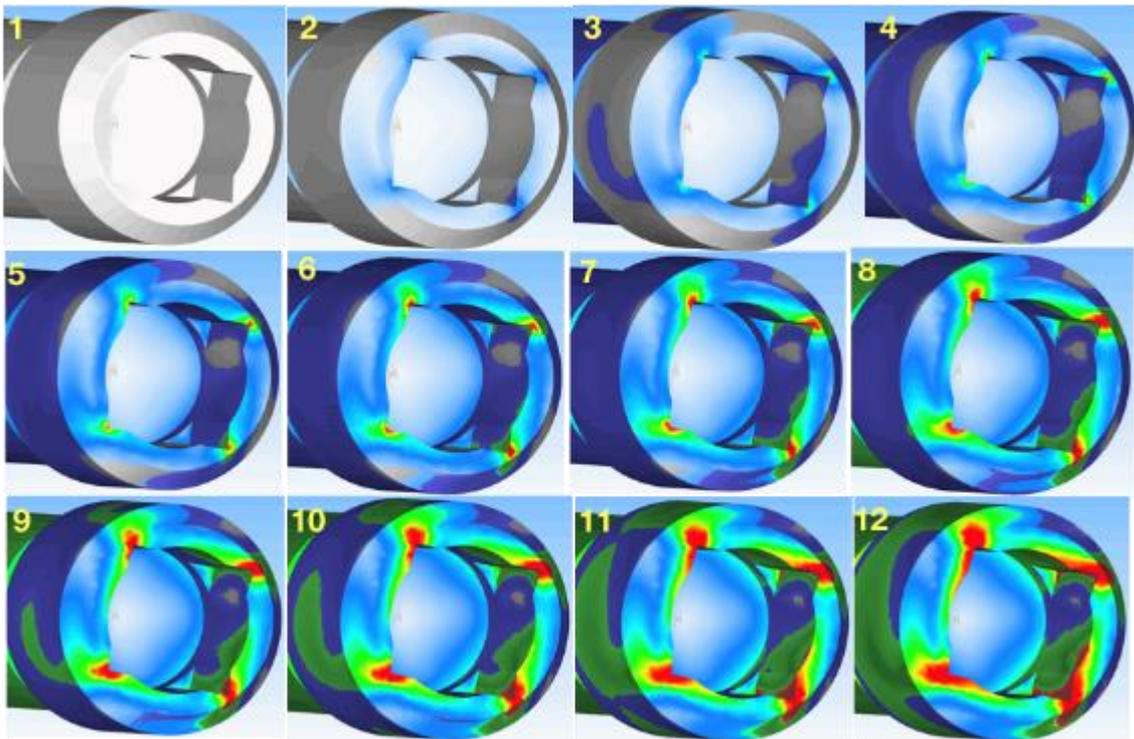


Figura 18: parafuso quadrado

Com base nos valores averiguados com auxílio do próprio software de simulação, foram obtidas as seguintes médias (tabela 06):

Tabela 06: Valores referentes aos parafusos hexagonal, estrela modificada e quadrado.

<b>Variável</b>	<b>N</b>	<b>Média</b>	<b>Desvio padrão</b>	<b>Mínimo</b>	<b>Máximo</b>
Hexagonal	6	768,66	50.5367	721,9	853,1
Estrela modificada	6	523,65	19.0834	499,4	546,6
Quadrado	4	924,42	24.6883	898,5	951

## **Discussão**

Binon <sup>22</sup> relata que o desejo de reposição de dentes perdidos faz parte da odontologia por milhares de anos e a descoberta da afinidade entre o tecido ósseo e óxido de titânio revolucionou as reconstruções dentárias.

Os implantes dentários de início foram direcionados para próteses totais de arcada, com o passar do tempo dentes unitários começaram a ser restaurados com a técnica. Não somente uma visão biológica era perseguida, mas uma visão mecânica e estética.<sup>23, 24</sup>

Com o passar dos anos e disseminação dos implantes dentários, falhas começaram a serem observadas. A fase protética estava intimamente conectada a isso. Afrouxamento de parafusos, fadiga de materiais, soltura de peças, fraturas, desadaptação eram fatos recorrentes. As complicações são geralmente devidas às falhas nas técnicas de inserção da prótese, sobrecarga oclusal, falta de passividade, defeitos de fabricação e uso de componentes marcas diferentes.<sup>25</sup> O problema mais encontrado nas próteses sobre implantes é o desaperto do parafuso protético.<sup>26-30</sup>

A pré carga tem relação direta nos problemas de soltura de parafuso, pois ela é a força necessária para manter os componentes da prótese justos ao implante durante as diversas

funções orais.<sup>31</sup> O afrouxamento ou perda de torque do parafuso protético pode ter influência dos apertos e desapertos prévios à instalação final. Estes ocorrem durante o atendimento clínico e durante a fase laboratorial, fazendo com que a pré carga seja reduzida.<sup>15</sup> Esta também é reduzida quando as irregularidades da superfície do parafuso são alisadas pelo torque aplicado. Existe uma fricção entre os materiais e quando esta é alta faz com que a energia dispendida no torque seja perdida, fazendo com que a pré carga não seja tão alta quanto o torque.<sup>32, 33</sup>

Quanto mais apertada a junção entre implante componente protético, maior a área de contato entre as superfícies levando a um aumento de resistência do parafuso protético às cargas externas. A união entre as partes da prótese/implante necessita ser de excelência para gerar maior estabilidade e, portanto, menor micro movimento.<sup>22</sup>

Jemt et al<sup>34</sup> relataram em seu trabalho com 107 implantes, 26% dos parafusos dos abutments foram reapertados. Fístulas surgiram em 10%, sendo que em seis implantes, devido a soltura do parafuso do abutments. Portanto o parafuso protético necessita estar com o torque adequado para proteção biológica também.

A sucessivos apertos e desapertos (10 vezes) nos parafusos, são atribuídos diferenças significantes nos valores de torque.<sup>35</sup> Alguns estudos consideram a diminuição constante ciclo após ciclo<sup>15, 36</sup> e outros que não encontram diferença até cinco ciclos<sup>37</sup> em distintos tipos de junções (hexágono externo, hexágono interno e cone Morse).

González et al<sup>38</sup> em um trabalho in vitro, realizaram torques e destorques em parafusos passantes hexagonais de 0,9 mm de munhões universais da linha Cone Morse da empresa Neodent. Torques de 15 Ncm, 20 Ncm e 25 Ncm foram aplicados. Na imagem gerada pela microscopia eletrônica de varredura, a deformação plástica da geometria interna das cabeças dos parafusos foi acentuada nos torques de 20 Ncm e 25 Ncm. Sendo no maior valor, a maior deformação.

Neste trabalho foram focados os parafusos de geometria hexagonal 0,9 mm, estrela modificada 1,35 mm e quadrada. O torque indicação define o quanto aquele parafuso irá aguentar sem deformação, porém apertos maiores são aplicados no dia a dia da clínica odontológica. Sejam esses apertos incorretos devido à catraca manual descalibrada, seja por desconhecimento da técnica ou até instrumental não compatível com o parafuso adotado.<sup>39, 40</sup>

Percebe-se que o parafuso estrela modificada 1,35 mm possui uma geometria favorável à melhor distribuição dessas tensões de força. Com isto à uma melhor preservação da estrutura, sendo mais difícil uma deformação plástica. Akour et al<sup>27</sup> em seu trabalho de elementos finitos, relata em um ponto de vista da engenharia, que a tensão é melhor distribuída em superfícies maiores de contato. Tendo em mente as tensões geradas e deformações, Xiao et al<sup>41</sup> realizaram uma revisão sistemática para identificar quando é melhor reutilizar ou trocar um parafuso protético. A pesquisa resultou em 243 artigos, porém com os critérios de exclusões sobraram 15 artigos. A soltura de parafuso variou de 1 mês a 3 anos. Um total de 44 parafusos frouxos foram reportados em dois artigos e não soltaram novamente após reaperto. Conclui-se que a literatura é muito escassa e aparentemente as evidências mostram que o reaperto do parafuso é eficiente, a troca de parafuso não é recomendada e avaliações de rotina são importantes.

Neste trabalho a avaliação foi focada somente na geometria do topo do parafuso onde a chave/conexão é inserida. Nos pontos selecionados a média da tensão exercida no parafuso estrela modificada 1,35 mm é de 523,6 Mpa, isto representa 31,87 % menor do que o parafuso hexagonal 0,9 mm, que atingiu 768,6 Mpa e 43,35% do que o parafuso quadrado, que atingiu 924,4 Mpa. Quando necessitarmos uma maior quantidade de torques e destorques do parafuso protético, a geometria estrela modificada 1,35 mm parece dar maior confiança, contra um espanamento ou deformação que impeça a aplicação de pré carga ideal ou remoção.

Este fator é ótimo quando a aplicação do torque indicação é utilizada; fazendo com que a pré carga seja aplicada de forma plena. Esta sendo ideal, dificulta o afrouxamento, fratura ou soltura deste parafuso. Neste caso, a cirurgia dentista encontrará uma melhor situação para o reaperto, se necessário.<sup>28, 42</sup> O parafuso estrela modificada 1,35 mm poderá receber um maior número de apertos e desapertos até o momento de total deformação e a chave/conexão estrela modificada 1,35 mm, poderá ser utilizada por um maior número de vezes em comparação às chaves hexagonais e quadradas o que provocará menor deformações no parafuso.

Sendo um parafuso que distribui melhor as tensões, aceita uma melhor pré carga; provavelmente também aguenta maiores torques, tendo uma menor deformação. Isto minimiza problemas para o resto das estruturas; por exemplo: próprias roscas, roscas do implante e área da união cabeça e corpo do parafuso.

## **Conclusão**

Conforme os resultados desta análise, conclui-se:

- 1) parafuso estrela modificada 1,35 mm demonstrou a melhor distribuição de tensões em relação à geometria hexagonal 0,9 mm e quadrada.
- 2) chave/conexão estrela modificada 1,35 mm demonstrou áreas menos exigidas em relação à geometria hexagonal 0,9 mm e quadrada.

## **Agradecimentos**

À Empresa Neodent (Straumann Group) por financiar a pesquisa descrita neste artigo e a Faculdade ILAPEO pelo auxílio e oportunidade de aprendizado científico. Os autores afirmam não haver conflitos de interesse relacionados a esse estudo.

## Referências

1. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent.* 1990;64(2):185-94.
2. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part II: The prosthetic results. *J Prosthet Dent.* 1990;64(1):53-61.
3. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part I: Surgical results. *J Prosthet Dent.* 1990;63(4):451-7.
4. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *Journal of clinical periodontology.* 2002;29 Suppl 3:197-212; discussion 32-3.
5. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *The Journal of prosthetic dentistry.* 1995;74(1):51-5.
6. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal 0.9 mm misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996;9(2):149-60.
7. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *The Journal of prosthetic dentistry.* 1998;80(2):184-92.
8. Cox JF, Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 1987;2(2):91-100.
9. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 1990;5(4):347-59.
10. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996;9(6):511-9.
11. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists.* 2006;15(2):77-81.
12. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 2000;15(4):519-26.
13. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *The Journal of prosthetic dentistry.* 1995;73(1):36-43.
14. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clinical oral implants research.* 1997;8(4):290-8.
15. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent.* 2000;84(2):194-9.
16. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 1995;10(5):529-36.
17. Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res.* 2006;85(5):473-8.

18. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *Journal of Prosthodontics*. 2006;15(3):164-71.
19. Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1999;14(1):94-100.
20. Pesun IJ, Brosky ME, Koriath TW, Hodges J, Devoe BJ. Operator-induced compressive axial forces during implant gold screw fastening. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;86(1):15-9.
21. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585-98.
22. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):76-94.
23. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(1):40-4.
24. Nevins M, Langer B. The successful application of osseointegrated implants to the posterior jaw: a long-term retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(4):428-32.
25. Cranin AN, Dibling JB, Simons A, Klein M, Sirakian A. Report of the incidence of implant insert fracture and repair of Core-Vent dental implants. *J Oral Implantol*. 1990;16(3):184-8.
26. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):66-75.
27. Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. *Implant Dent*. 2005;14(1):77-81.
28. Guda T, Ross TA, Lang LA, Millwater HR. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *J Prosthet Dent*. 2008;100(3):183-93.
29. Versluis A, Koriath TW, Cardoso AC. Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(3):337-41.
30. Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. *J Prosthet Dent*. 1998;79(1):74-8.
31. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988;3(2):85-97.
32. Bickford J. *An introduction to the design and behavior of bolted joints, Revised and expanded*: CRC press; 1995.
33. Guzaitis KL, Knoernschild KL, Viana MA. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2011;106(3):159-69.
34. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Jr., Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(1):29-36.

35. Butkevica A, Nathanson D, Pober R, Strating H. Measurements of Repeated Tightening and Loosening Torque of Seven Different Implant/Abutment Connection Designs and Their Modifications: An In Vitro Study. *J Prosthodont*. 2016.
36. Guzaitis KL, Knoernschild KL, Viana MA. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *J Prosthet Dent*. 2011;106(3):159-69.
37. Bernardes SR, da Gloria Chiarello de Mattos M, Hobkirk J, Ribeiro RF. Loss of preload in screwed implant joints as a function of time and tightening/untightening sequences. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(1):89-96.
38. González RC, Shimizu RH, Hermann C, Sartori IAdM. Efeito de diferentes níveis de torques na resistência ao destorque do parafuso e dos pilares de duas peças em junções cone-Morse. Estudo in vitro. *ImplantNews*. 2014:444-50.
39. Scherer MD, McGlumphy EA. A universal torque wrench system. *J Prosthet Dent*. 2012;108(6):401-3.
40. Vallee MC, Conrad HJ, Basu S, Seong WJ. Accuracy of friction-style and spring-style mechanical torque limiting devices for dental implants. *J Prosthet Dent*. 2008;100(2):86-92.
41. Xiao H, Yang Y, Liu Z, Taylor TD. Opinions Regarding Reuse or Replacement of Implant Prosthesis Retaining Screws: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(5):985-91.
42. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent*. 2001;85(1):47-52.

## 6. Referências

1. Cox JF, Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987;2(2):91-100.
2. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(4):347-59.
3. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent.* 1990;64(2):185-94.
4. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(4):681-90.
5. Moris IC, Faria AC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF, Rodrigues RC. Mechanical analysis of conventional and small diameter conical implant abutments. *J Adv Prosthodont.* 2012;4(3):158-61.
6. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodont.* 2002;29 Suppl 3:197-212; discussion 32-3.
7. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent.* 1995;74(1):51-5.
8. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal 0.9 mm misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996;9(2):149-60.
9. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent.* 1998;80(2):184-92.
10. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(4):519-26.
11. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent.* 1995;73(1):36-43.
12. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(4):290-8.
13. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent.* 2000;84(2):194-9.
14. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996;9(6):511-9.

15. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont*. 2006;15(2):77-81.
16. Pesun IJ, Brosky ME, Koriath TW, Hodges J, Devoe BJ. Operator-induced compressive axial forces during implant gold screw fastening. *J Prosthetic Dent*. 2001;86(1):15-9.
17. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(5):529-36.
18. Brogini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res*. 2006;85(5):473-8.
19. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodontics*. 2006;15(3):164-71.
20. Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofacial Implants*. 1999;14(1):94-100.
21. Arshad M, Mahgoli H, Payaminia L. Effect of Repeated Screw Joint Closing and Opening Cycles and Cyclic Loading on Abutment Screw Removal Torque and Screw Thread Morphology: Scanning Electron Microscopy Evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(1):31-40.
22. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):76-94.
23. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(1):40-4.
24. Nevins M, Langer B. The successful application of osseointegrated implants to the posterior jaw: a long-term retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(4):428-32.
25. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):66-75.
26. Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. *Implant Dent*. 2005;14(1):77-81.
27. Guda T, Ross TA, Lang LA, Millwater HR. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *J Prosthet Dent*. 2008;100(3):183-93.
28. Versluis A, Koriath TW, Cardoso AC. Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(3):337-41.

29. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988;3(2):85-97.
30. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent*. 2001;86(1):24-32.
31. Tan KB, Nicholls JJ. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(3):367-77.
32. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent*. 2001;85(1):47-52.
33. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent*. 2004;91(4):326-34.
34. Cranin AN, Dibling JB, Simons A, Klein M, Sirakian A. Report of the incidence of implant insert fracture and repair of Core-Vent dental implants. *J Oral Implantol*. 1990;16(3):184-8.
35. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Jr., Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(1):29-36.
36. Ekfeldt A, Carlsson GE, Borjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(2):179-83.
37. Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. *J Prosthet Dent*. 1998;79(1):74-8.
38. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(1):90-4.
39. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent*. 1994;71(6):592-9.
40. Gollen K, Vermilyea S, Vossought J, Agar J, editors. Torque generated using hand held screwdrivers and torque drivers for osseointegrated implants. *Proceedings of the Eight Annual Meeting of the Academy of Osseointegration San Diego, CA; 1993*.
41. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: an overview. *J Oral Implantol*. 2003;29(5):242-5.
42. Scarano A, Murmura G, Sinjiari B, Sollazzo V, Spinelli G, Carinci F. Analysis and structural examination of screw loosening in oral implants. *Int J Immunopathol Pharmacol*. 2011;24(2 Suppl):77-81.
43. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(1):26-33.

44. Wang RF, Kang B, Lang LA, Razzoog ME. The dynamic natures of implant loading. *J Prosthet Dent.* 2009;101(6):359-71.
45. Bickford J. An introduction to the design and behavior of bolted joints, Revised and expanded: CRC press; 1995.
46. Guzaitis KL, Knoernschild KL, Viana MA. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *J Prosthetic Dent.* 2011;106(3):159-69.
47. Guzaitis KL, Knoernschild KL, Viana MA. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *J Prosthet Dent.* 2011;106(3):159-69.
48. Junker G, Wallace P. The bolted joint: economy of design through improved analysis and assembly methods. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Management and engineering manufacture.* 1984;198(4):255-66.
49. Andrew C, Cockburn J, Waring A, editors. Paper 22: Metal surfaces in contact under normal forces: some dynamic stiffness and damping characteristics. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Conference Proceedings;* 1967: SAGE Publications Sage UK: London, England.
50. Barbosa GS, Silva-Neto JP, Simamoto-Junior PC, Neves FD, Mattos Mda G, Ribeiro RF. Evaluation of screw loosening on new abutment screws and after successive tightening. *Braz Dent J.* 2011;22(1):51-5.
51. Al-Otaibi HN, Almutairi A, Alfarraj J, Algesadi W. The Effect of Torque Application Technique on Screw Preload of Implant-Supported Prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32(2):259-63.
52. Butkevica A, Nathanson D, Pober R, Strating H. Measurements of Repeated Tightening and Loosening Torque of Seven Different Implant/Abutment Connection Designs and Their Modifications: An In Vitro Study. *J Prosthodont.* 2016.
53. Bernardes SR, da Gloria Chiarello de Mattos M, Hobkirk J, Ribeiro RF. Loss of preload in screwed implant joints as a function of time and tightening/untightening sequences. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(1):89-96.
54. Shin YG, Kim SY, Lee HK, Jeong CM, Lee SH, Huh JB. Effect of Double Screw on Abutment Screw Loosening in Single-Implant Prosthesis. *Int J Prosthodont.* 2016;29(5):445-7.
55. Tavares RRDJ. Influência da geometria da conexão chave/parafuso no destorque de parafusos UCLAs. 2014.
56. Spencer KR, Ferguson JW, Smith AC, Palamara JE. Screw head design: an experimental study to assess the influence of design on performance. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004;62(4):473-8.

57. González RC, Shimizu RH, Hermann C, Sartori IAdM. Efeito de diferentes níveis de torques na resistência ao destorque do parafuso e dos pilares de duas peças em junções cone-Morse. Estudo in vitro. *ImplantNews*. 2014:444-50.
58. Xiao H, Yang Y, Liu Z, Taylor TD. Opinions Regarding Reuse or Replacement of Implant Prosthesis Retaining Screws: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(5):985-91.
59. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585-98.
60. Bergamim M. Análise comparativa do grau de liberdade rotacional e da integridade física das chaves protéticas de diferentes implantes com hexágono interno. 2005.
61. Souza DCd. Avaliação do padrão superficial e geométrico de parafusos para retenção de próteses implanto-suportadas. 2004.

## **7. Anexo**

Link para as normas dos artigos científicos:

[http://www.quintpub.com/journals/omi/jomi\\_authorguide.pdf](http://www.quintpub.com/journals/omi/jomi_authorguide.pdf)