UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

Renata Costa de Morais

AVALIAÇÃO DA PLATAFORMA *TRI-CHANNEL* POR MEIO DE MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA E SUAS PROPRIEDADES MECÂNICAS APÓS TORQUE DE INSERÇÃO, FADIGA E FRATURA

Ribeirão Preto

2018

Renata Costa de Morais

AVALIAÇÃO DA PLATAFORMA *TRI-CHANNEL*, POR MEIO DE MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA, E SUAS PROPRIEDADES MECÂNICAS APÓS TORQUE DE INSERÇÃO, FADIGA E FRATURA

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Doutor em Ciências pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Reabilitação Oral).

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro
Co-orientadora: Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli
Orientador do estágio no exterior: Prof. Dr. Alex Sui-Lun Fok

VERSÃO CORRIGIDA

Ribeirão Preto

2018

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

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do Campus USP - Ribeirão Preto

Morais, Renata Costa de

Avaliação da plataforma *tri-channel* por meio de microtomografia computadorizada e suas propriedades mecânicas após torque de inserção, fadiga e fratura. Ribeirão Preto, 2018.

157p. : il.; 30cm

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

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

Orientador: Ribeiro, Ricardo Faria.
Co-orientadora: Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli
Orientador do estágio no exterior: Prof. Dr. Alex Sui-Lun Fok

1. Implante Dentário. 2. Resistência de Materiais. 3. Torque. 4. Microtomografia por Raio-X. 5. Fadiga.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Renata Costa de Morais

AVALIAÇÃO DA PLATAFORMA *TRI-CHANNEL* POR MEIO DE MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA E SUAS PROPRIEDADES MECÂNICAS APÓS TORQUE DE INSERÇÃO, FADIGA E FRATURA

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutora em Ciências.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora

1) Prof.(a). Dr.(a).:_____

Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

2) Prof.(a). Dr.(a).:_____

Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

3) Prof.(a). Dr.(a).:_____

Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Dedicatória

*Aos meus pais, **Luiz** e **Dirce**, que iluminaram meus caminhos, com amor, afeto e dedicação, para que eu os trilhasse sem medo, com humildade, determinação e cheia de esperança; a vocês, que se doaram por inteiro e renunciaram, muitas vezes, a sonhos, para que eu pudesse realizar os meus; a vocês, cujos apoio e amor foram fundamentais para os meus desenvolvimentos pessoal e intelectual; a vocês, Pai e Mãe, não bastaria dizer que não tenho palavras para agradecer por tudo. Mas, é exatamente o que acontece agora, quando procuro, arduamente, uma forma de exprimir essa emoção ímpar, a qual não se traduz por palavras.*

*Às minhas irmãs, **Fabíola**, **Carla** e **Camila**, que sempre estiveram ao meu lado; pelo estímulo que me deu força e suporte; a vocês, minha gratidão por mais essa conquista juntas.*

*A **Ricardo Bissaro**, meu amor, amigo e companheiro em todos os momentos; pela dedicação e pelo carinho demonstrados, em mais essa etapa, crescendo e aprendendo juntos. A minha admiração e os meus sinceros agradecimentos a tudo o que você faz por mim.*

Agradecimentos Especiais

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, que me recebeu em um momento de mudança e deu-me a oportunidade de aprender e enfrentar as dificuldades com empenho e coragem; com sua experiência e competência, ensinou-me a nunca perder a fé e a acreditar em mim, em todos os momentos; por toda a nossa vivência, desde a minha graduação, pela paciência, pelo carinho e pela dedicação de sempre, que possibilitaram o meu crescimento, baseado em ética, respeito e simplicidade; pelos momentos de descontração e risadas em laboratório e clínica. Deixo registrado o exemplo que o Sr. é como pessoa, pesquisador e professor: inventivo e perspicaz, incentivador inigualável de seus alunos e colegas de trabalho; pelas oportunidades de aprendizado e significativos aprimoramentos científico e profissional a mim concedidos. Ao Sr., sempre atencioso e solícito, trabalhador incansável, dedicado e determinado em tudo o que faz, deixo registrada aqui a honra em ser sua orientada!

À **Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli**, minha co-orientadora, sempre atenciosa, gentil e muito competente; pela colaboração e participação ativa em minha formação; pela paciência e atenção prestadas a mim, em muitos momentos; agradeço os conselhos, a prestatividade e os ensinamentos!

À Dra. **Adriana Cláudia Lapria Faria Queiroz**, pela grande colaboração para a realização deste estudo; pelos ensinamentos e palavras, com conhecimentos compartilhados; pela ajuda e disposição de sempre; amizade, carinho e dedicação imensuráveis; pela atenção e pelo companheirismo, tornando meus dias mais tranquilos e felizes.

À **Profa. Dra. Izabela Cristina Maurício Moris Rivera**, pela grande colaboração para a realização deste estudo; educadora, solícita e alegre, sempre disposta a me ajudar, cooperando com muita dedicação para que eu pudesse concluir mais esta etapa; sou muito grata por tudo.

Ao **Prof. Dr. Alex Fox e toda a equipe de professores, técnicos e pesquisadores** do "Minnesota Dental Research Center for Biomaterials and Biomechanics" - University of Minnesota/USA, pela oportunidade de realizar meu estágio na Universidade, com maestria e compartilhamento de conhecimentos, experiências e cultura, que engrandeceram, ainda mais, minha pesquisa.

Agradecimentos

À **Universidade de São Paulo (USP)** que me acolheu desde 2009 e representa uma oportunidade de formação ímpar em minha vida.

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP-USP)**, por todas as oportunidades oferecidas, tanto durante a minha formação acadêmica na Graduação, quanto na Pós-Graduação.

À **Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo**, representada pelo coordenador **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, pela dedicação e pelo comprometimento em melhorar nosso aprendizado e nossa formação na Pós-Graduação.

À empresa **Dérig** pela doação dos materiais para a elaboração desta pesquisa e ao **Dr. Abílio Ricciardi Coppedê**, parceiro da empresa, que sempre colaborou e engrandeceu a pesquisa, compartilhando suas experiências e seus conhecimentos, fundamentais para a conclusão desta etapa.

À **FAPESP** (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo), pelo suporte e pela bolsa de doutorado (Processo nº 2015/13199-5), fundamentais para a realização do estudo e, especialmente, pela oportunidade de realizar parte de minha pesquisa no exterior.

À **CAPES** (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior), pelo apoio financeiro concedido no início do doutorado.

Ao **CNPq** (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico), pelo apoio financeiro concedido ao final do doutorado.

Aos **Professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese (FORP-USP)**, por todo apoio e conhecimento concedidos; pela agradável convivência e disposição e pela inestimável contribuição à minha formação acadêmica.

À **Profa. Dra. Camila Tirapelli**, relatora de meus relatórios semestrais da Pós-Graduação; grande incentivadora em pesquisa e na busca de novos conhecimentos. Agradeço a disposição e a simpatia de sempre.

À **Profa. Dra. Graziela Bianchi Leoni**, cuja grande colaboração com as análises em Microtomografia Computadorizada foi fundamental e à **Profa. Dra. Yara Terezinha Côrrea Silva Sousa**, por disponibilizar e permitir as análises com o Microtomógrafo (Universidade de Ribeirão Preto - UNAERP). Muito obrigada!

Aos colegas de Pós-Graduação, em especial àqueles que estiveram próximos, compartilhando pesquisas no Laboratório de Estudos Biomecânicos em Prótese e Implantes.

À equipe de **Funcionários do Departamento de Materiais Dentários e Prótese**, pelo auxílio e pela atenção, fundamentais tanto para o avanço das minhas pesquisas, quanto para a conclusão de atividades clínico-laboratoriais e, claro, pela amizade do dia a dia.

Ao **Sr. Luís Sérgio Soares**, técnico do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, não somente pela colaboração, mas pela amizade e pelo carinho demonstrados a mim durante este percurso. Obrigada pelas conversas e risadas que fizeram diferença em minha formação pessoal e profissional. Serei sempre grata a tudo!

Para ser grande, sê inteiro: nada
Teu exagera ou exclui.
Sê todo em cada coisa. Põe quanto és
No mínimo que fazes.
Assim em cada lago a lua toda
Brilha, porque alta vive.

Ricardo Reis
(Heterônimo de Fernando Pessoa)

Resumo

MORAIS, R.C. **Avaliação da plataforma *tri-channel* por meio de microtomografia computadorizada e suas propriedades mecânicas após torque de inserção, fadiga e fratura.** Ribeirão Preto, 2018. 157p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

RESUMO

Para avaliação das propriedades físico-mecânicas de implantes *tri-channel* Dérig, quanto ao efeito de acréscimo de 0,25mm no corpo do implante 3.5 NP (em relação ao controle 3.5 NP) e à influência da plataforma "switching" (em diâmetros iguais de 4,3 mm e plataformas distintas - NP e RP), o presente estudo relacionou resistência ao torque de inserção (avaliação do *microgap* entre implante/pilar protético - mensurações bi e tridimensionais), em microtomografia computadorizada (μCT); resistência à fratura e resistência à fadiga. Para a resistência ao torque de inserção, os implantes foram divididos, aleatoriamente, em quatro subgrupos (n=10), segundo torque: GT45: 45 N.cm; GT80: 80 N.cm; GT120: 120 N.cm; GT150: 150 N.cm. Os conjuntos implante/pilar/parafuso foram levados às análises de deformação bi e tridimensional em μCT. Para o teste de resistência à fratura, os conjuntos implantes/munhões foram levados à máquina de ensaios universais, até a falha e, posteriormente, às microscopias óptica e eletrônica de varredura. Para a resistência à fadiga, os conjuntos (n=12) foram submetidos a ensaio cíclico (5 Hz, 5° - 55° C, cargas em 80, 120, 160, 200, 240, 280 e 320 N, máximo de $2x10^4$ ciclos) e carregados até a falha (ou máximo de $14x10^4$ ciclos) (análise de sobrevivência "Life Table Survival Analysis"). Para o envelhecimento mecânico, os conjuntos (n=12) foram submetidos a 10^6 ciclos (2 Hz, 120 N, 5º - 55º C) e, novamente, levados às análises microscópicas. Após a análise estatística (2-way ANOVA, Bonferroni, $p<0,05$), para a análise da porcentagem de deformação bi e tridimensional dos torques de inserção em μCT, há diferenças significantes ($p<0,05$) em todas as comparações, à exceção de 4.3 NP x 4.3 RP (45N). As microtomografias evidenciaram *microgaps* em conjuntos novos e aumento, qualitativo, dos mesmos, em diâmetros e plataformas menores. A comparação linear com conjuntos novos demonstrou diferenças significantes ($p<0,05$) em 3.5 NP e 3.75 NP (todos os torques) e 4.3 NP (120 e 150 N.cm). Para o ensaio de resistência à fratura (1-way ANOVA, Tukey B, $p<0,05$), 4.3 NP apresentou força máxima de deformação maior ($p<0,05$) que 3.75 NP e 3.5 NP ($p=0,004$), mas não houve diferença significante entre 4.3 RP, 3.5 NP e 3.75 NP ($p>0,05$). Quanto aos ensaios de resistência à fadiga, o envelhecimento mecânico levou ao afrouxamento dos parafusos de todos os grupos analisados, sendo que, à exceção de 3.75 NP, houve diferenças significativas ($p<0,05$) entre perdas de torques inicial e final; para a fadiga acelerada, ambos os grupos de 4,3 mm (NP e RP) sobreviveram ao final do ensaio, sendo que houve fratura de todas as amostras de 3.5 NP. Finalmente, quanto à probabilidade de sobrevivência, houve diferença significante ($p<0,05$) entre 3.5 NP e 3.75 NP, com taxa de 92% para este último. Conclui-se que o diâmetro 4,3 mm é mais resistente que 3,5 mm; 4.3 NP apresentou maior resistência à fratura; o envelhecimento mecânico leva à perda de torque; a fadiga mecânica acelerada tem influência em diâmetros menores e a metodologia em µCT é válida para análises bi e tridimensional.

Palavras-chave: Implante Dentário, Resistência de Materiais, Torque, Microtomografia por Raio-X, Fadiga.

Abstract

MORAIS, R.C. ***Tri-channel*** **platform evaluation by computerized microtomography and its mechanical properties after insertion torque, fatigue and fracture.** Ribeirão Preto, 2018. 157p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

ABSTRACT

To investigate the physical-mechanical properties of Dérig's tri-channel implants, regarding the 0.25 mm addition in 3.75 NP implant structure (in relation to 3.5 NP as control) and the influence of platform switching (in equal diameters of 4.3 mm and different platforms - Narrow and Regular), this study related the resistance to insertion torque (microgap evaluation between implant and abutment - bi and tridimensional measurements), computerized microtomography (µCT); resistance to fracture and fatigue. For the resistance to insertion torque, the samples were randomly divided into four subgroups (n=10), according to the torque applied: GT45: 45 N.cm; GT80: 80 N.cm; GT120: 120 N.cm; GT150: 150 N.cm. The implant/abutment/screw assemblies were taken to bi and tridimensional deformation analyzes in µCT. For the fracture strength test, the implant/abutment assemblies were taken to the universal test machine until failure and then to optical and scanning electron microscopes. For the fracture resistance, the sets (n=12) were subjected to a cyclic test (5 Hz, 5° - 55° C, loads in 80, 120, 160, 200, 240, 280 and 320 N, maximum of $2x10^4$ cycles) and loaded to failure (or maximum of $14x10^4$ cycles) (Life Table Survival Analysis). For mechanical aging, the sets (n=12) were submitted to 10^6 cycles (2 Hz, 120 N, 5º - 55º C) and, again, to microscopic analysis. After statistical analysis (2-way ANOVA, Bonferroni, $p<0.05$), there were statistical differences ($p<0.05$) in all comparisons for the bi and three-dimensional deformation percentages of the insertion torques in µCT, except between 4.3 NP x 4.3 RP (45N). The microtomographies evidenced microgaps in new sets and a qualitative increase of the same sets in diameters and smaller platforms. The linear comparison with new sets showed significant differences ($p<0.05$) in 3.5 NP and 3.75 NP (all torques) and 4.3 NP (120 and 150 N.cm). As for the fracture resistance test (1-way ANOVA, Tukey B, $p<0.05$), 4.3NP had a higher maximum deformation force ($p<0.05$) than 3.75 NP and 3.5NP ($p=0.004$), but there was no significant differences between 4.3 RP, 3.5 NP and 3.75 NP ($p>0.05$). Regarding the fatigue strength tests, the mechanical aging led to the screw loosening of all groups analyzed, and by the exception of 3.75 NP, there were significant differences ($p<0.05$) between initial and final torque applied; for the accelerated fatigue, both groups of 4.3 mm (NP and RP) survived at the end of the test, with fractures in all 3.5 NP samples. Finally, regarding the survival rate, there was a significant difference ($p<0.05$) between 3.5 NP and 3.75 NP, with a 92% rate for this last one. It could be concluded that the diameter 4.3 mm is stronger than 3.5 mm; 4.3 NP presented higher fracture resistance; the mechanical aging leads to screw loosening; the accelerated mechanical fatigue has influence in smaller diameters and the methodology in µCT is valid for bi and three-dimensional analyzes.

Keywords: Dental Implantation, Material Resistance, Torque, X-Ray Microtomography, Fatigue.

Sumário

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO **34**
2. PROPOSIÇÃO **51**
3. MATERIAL E MÉTODOS **55**
3.1 Separação e Preparo das amostras 59
3.2 Análise e registro de imagens das amostras 60
3.3 Ensaios de simulação 63
3.3.1 Resistência ao Torque de Instalação e Análise Microscópica 63
3.3.2 Análise em Microtomografia Computadorizada (µCT) - Avaliações bi (2D) e tridimensionais (3D) 66
3.3.3 Avaliação bidimensional (2D) 70
3.3.4 Avaliação tridimensional (3D) 72
3.4 Resistência à Fratura 73
3.4.1 Análise em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) 77
3.5 Resistência à Fadiga e Envelhecimento Mecânico 77
3.5.1 Preparo das amostras 77
3.5.2 Ensaio cíclico de fadiga mecânica acelerada 79
3.5.3 Ensaio de envelhecimento mecânico 80
3.5.4 Análise em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) - Minnesota Dental Research Center for Biomaterials and Biomechanics (MDRCBB) 81
3.6 Análise Estatística 82
3.6.1 Ensaios de simulação 82
3.6.2 Resistência à Fadiga 82
4. RESULTADOS **85**
4.1 Ensaios de simulação 87
4.1.1 Resistência ao Torque de Inserção e Análise Microscópica 87
4.1.2 Análise em Microtomografia Computadorizada (Micro-CT) 94
4.2 Resistência à Fratura e Análise Microscópica 105
4.3 Resistência à fadiga 110
4.3.1 Ensaios de Envelhecimento mecânicoe Fadiga acelerada 110
4.3.2 Análise de sobrevivência - Probabilidade de sobrevida 114
4.3.3 Análise de Microscopia eletrônica de varredura (MEV) 116
5. DISCUSSÃO **121**
6. CONCLUSÃO **139**
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS **143**

1. Introdução

1. INTRODUÇÃO

Na Odontologia, muitos estudos têm sido direcionados ao objetivo de reabilitar e restabelecer funcional, fonética e esteticamente o indivíduo (Oshida et al., 2010).

A perda dental ainda é problema odontológico comum e pode ser resultado tanto de doenças orais, como a cárie e a doença periodontal, quanto de traumas (Mijiritsky et al., 2013; Searson, 2005; Sullivan, 2001).

Segundo Gaviria et al. (2014), estatísticas fornecidas pela Associação Americana de Cirurgiões Dentistas evidenciam que cerca de 69% dos adultos com idades entre 35 a 44 anos perderam pelo menos um dente permanente, ao passo que, por volta de 74 anos, 26% desses adultos perderam todos os dentes. No Brasil, os índices são ainda mais alarmantes: 30 milhões de desdentados (três em cada quatro idosos, de 65 a 74 anos de idade) (Martins et al., 2014).

Neste contexto, engloba-se o conceito dos implantes osseointegráveis (Brånemark et al., 1985; Brånemark et al., 1977), cuja aplicação é considerada opção previsível de tratamento, pois envolve o restabelecimento não somente da estética, mas, primordialmente, da função mastigatória (Hauchard et al., 2011; Bilhan et al., 2010; Brånemark et al., 1985). Além disso, o sucesso das reabilitações implantossuportadas se relaciona diretamente ao processo da osseointegração (Brånemark et al., 1985), sendo de suma importância o conhecimento dos fatores biomecânicos referentes à interface criada entre o osso e o implante dentário, haja vista que tais fatores podem comprometer todo o tratamento reabilitador proposto (Bolind et al., 2005).

O surgimento e a aplicação dos princípios da osseointegração viabilizaram novos horizontes para a reabilitação oral de indivíduos com perda dentária, parcial ou total (Lekholm et al., 1999). Os primeiros relatos a respeito deste termo foram de Brånemark et al. (1985), cuja definição se baseia em “conexão estrutural e funcional entre a base óssea e a superfície do implante, sob determinada carga funcional”.

Atualmente, após décadas de estudos experimentais, tanto *in vitro*, quanto *in vivo*, o conceito e a utilização de implantes osseointegráveis possuem tamanho consenso científico que os habilita para utilização em reabilitação oral, com índices expressivos de sucesso, verificados em diversas situações clínicas (Griggs, 2017; Gaviria et al., 2014; Seth, Kalra, 2013; Lesmes, Laster, 2011; Gupta et al., 2010; Oshida et al., 2010; Duyck et al., 1997).

Da mesma forma, há aumento crescente de pesquisas acerca dos implantes dentários, envolvendo diferentes tipos de materiais, formatos, comprimentos, diâmetros e técnicas (Griggs, 2017; Gupta et al., 2010; Sullivan, 2001). O sucesso na Implantodontia é alcançado pela combinação sinérgica de numerosos fatores biomecânicos (Chrcanovic et al., 2014; Ryu et al., 2014).

De acordo com Chrcanovic et al. (2014) e Siegele, Soltesz (1989), não somente a geometria é fator primordial, como também o comprimento e o diâmetro dos implantes dentários, pois se relacionam à distribuição de tensões na interface entre o implante e o tecido ósseo, sendo, portanto, fundamental o conhecimento acerca de tais fatores, os quais, segundo os autores, exercem influência significativa sobre a longevidade e a qualidade do tratamento.

Ainda, Baggi et al. (2008) sugeriram em seu estudo que, para controlar o risco de sobrecarga do osso e, consequentemente, melhorar o desempenho do implante, baseando-se no aspecto biomecânico, o diâmetro do implante pode ser

mais eficaz do que o seu comprimento como parâmetro para controlar o risco de sobrecarga gerada no tecido ósseo. Isto corrobora os achados de Himmlová et al. (2004), em cujo estudo não só observaram que o diâmetro do implante foi significante para a redução das forças mastigatórias, quando comparado ao comprimento, mas também demonstraram que os implantes com diâmetro de 4,2 mm apresentaram melhor distribuição de tensões que aqueles com diâmetro de 3,6 mm.

Em revisão da literatura, Lee et al. (2005) discorreram sobre os diferentes diâmetros dos implantes dentários, os quais foram originalmente concebidos para permitir sua utilização em processos alveolares médios. Segundo os autores, os diâmetros dos implantes podem variar de 3 a 7 mm, seguindo requisitos cirúrgicos e protéticos.

A literatura mostra que, para se obter o máximo de estabilidade no osso alveolar, a largura dos implantes é concebida a fim de englobar o máximo das corticais (faces vestibular e lingual/palatina) quanto possível (Seth, Kalra, 2013; Lesmes, Laster, 2011; Gupta et al., 2010). Já em relação ao aspecto biomecânico, a utilização de implantes com diâmetros maiores permite o acesso a maior quantidade de osso, bem como a melhor distribuição das tensões geradas, em função, no osso circundante (Lee et al., 2005; Ivanoff et al., 1997). Desta forma, dentre as principais vantagens conhecidas pelo uso de implantes de maior diâmetro, destacam-se: maior contato superfície do implante e osso alveolar; envolvimento de ambas as corticais (vestibular e lingual/palatina); colocação imediata em locais de reabsorções ósseas e redução das tensões (Gaviria et al., 2014; Seth, Kalra, 2013; Lee at al., 2005; Hallman, 2001; Mahon et al., 2000; Langer et al., 1993).

No entanto, apesar das características positivas e em contrapartida à utilização desses implantes com diâmetros amplos, estudos recentes têm demonstrado, principalmente, os danos causados pelos possíveis excessos de instrumentação, seguidos da geração de calor, durante o ato cirúrgico de perfuração no osso, propondo, desta forma, a utilização de implantes com diâmetros menores que 5 mm (Balkaya, 2014; Himmlová et al., 2004; English et al., 2000).

Barikani et al. (2014) mantiveram o comprimento de implantes em 13 mm, variando apenas os diâmetros dos mesmos (5 mm, 4,3 mm e 3,4 mm). Os autores demonstraram que a estabilidade primária, definida como a estabilidade biométrica do implante imediatamente após sua colocação no osso (Javed et al., 2010), foi mantida, o que justifica, nos dias de hoje, a utilização de implantes com maiores diâmetros, considerados biomecanicamente mais adequados (Barikani et al., 2014; Chrcanovic et al., 2014; Lachman et al., 2011).

Ainda, há relatos sobre a evidência de que implantes com diâmetro maior ou igual a 5 mm apresentam índices de falhas superiores, como baixa sobrevida após cinco anos de uso clínico, com reabsorção óssea, quando comparados aos implantes com diâmetros entre 3,75 e 4 mm (Balkaya, 2014). Segundo Baggi et al. (2008), as dimensões vestíbulo-linguais são determinantes para o baixo desempenho desses implantes com diâmetros amplos, especialmente em região posterior.

Desta forma, a avaliação de propriedades mecânicas é fundamental para garantir a estabilidade primária dos implantes dentários (Nary et al., 2015). Além disso, em seu estudo, os autores reforçam que a análise de tais fatores e do comportamento dos materiais, *in vitro*, permite a simulação de uso clínico, além de informar ao cirurgião-dentista as possíveis falhas inerentes à técnica, tais como

deformações e fraturas, que possam ocorrer durante a aplicação do torque de inserção (Nary et al., 2015).

Em se tratando de propriedades mecânicas, além dos diâmetros, é de suma importância discorrer sobre os diferentes tipos de conexões. A maioria dos sistemas de implantes consiste, basicamente, de uma parte endóssea (implante), cuja instalação se dá na fase cirúrgica, e a conexão transmucosa (pilar), cuja instalação ocorre após a osseointegração do implante (Coppedê et al., 2013; Steinebrunner et al., 2005).

Brånemark et al. (1977) desenvolveram o primeiro sistema de implantes osseointegráveis, que foi baseado em uma estrutura de formato cilíndrico, com plataforma contendo um hexágono externo, a qual, posteriormente, tornar-se-ia o padrão da indústria de implantes. A reabilitação oral com esse sistema baseou-se na ancoragem dos implantes, contendo um implante, um pilar e um cilindro protético, unidos pelo parafuso do pilar (pilar e implante) e pelo parafuso protético (cilindro e pilar) (Coppedê et al., 2013).

No entanto, existem relatos sobre os principais problemas relacionados a este tipo de conexão (hexágono externo), tais como a precária estabilidade da conexão parafusada; os afrouxamentos de parafuso; falhas mecânicas e até fratura de componentes (Coppedê et al., 2013; Aboyoussef et al., 2000).

Em função destas desvantagens, muitos desenhos de interface protética foram propostos pelos fabricantes a fim de melhorar a estabilidade da conexão quando em função e também no ato da instalação dos componentes (Finger et al., 2003), pois, como já relatado (Norton, 2006; Abboud et al., 2005; Akour et al., 2005; Bozkaya et al., 2005), quanto maior a área de contato pilar/implante, maior é a estabilidade do conjunto. Desta forma, tais desenhos foram classificados em

conexões internas, com destaque ao tipo hexagonal e ao triângulo interno (*tri-channel*) (Coppedê et al., 2013; Quek et al., 2008).

Encontram-se relatos de que a conexão hexagonal interna, além de apresentar ampla distribuição de tensões ao longo do corpo do implante, também resulta em melhor vedamento entre implante e pilar (Bernardes et al., 2009; Coelho et al., 2008; Maeda et al., 2006). Porém, em seu estudo, Coppedê et al. (2009) relataram que uma das principais preocupações inerentes a este tipo específico de conexão é quanto à sua resistência mecânica, pois, segundo os autores, como as paredes são mais delgadas nesta conexão e as tensões são geradas ao longo do implante, ocorre a fadiga do metal, levando à fratura do implante e, consequentemente, novo tratamento (cirúrgico e protético) ao paciente.

Visando melhorias nos aspectos mecânicos dessas conexões em hexágono interno, surgiu a chamada conexão triângulo interna, também conhecida como *tri-channel* ou canal triplo interno, encontrada nos implantes Replace Select (Nobel Replace®, Nobel Biocare, Califórnia, EUA). Segundo o próprio fabricante, esse *design* dos implantes permite melhor distribuição das forças através da conexão, reduzindo, assim, os micromovimentos e as forças de flexão. Ainda, este novo tipo de conexão foi desenvolvido com o objetivo de aumentar a resistência do implante a torques de instalação elevados (Coppedê et al., 2009).

A fim de demonstrar a aplicação e a validade da conexão triângulo interno, Lee et al. (2010) e Semper et al. (2010) relataram que o sistema Replace Select apresentou vantagens quanto à longevidade e à resistência à fratura, bem como os melhores resultados quanto à liberdade rotacional e ao momento flexural quando comparado às demais conexões internas.

No Brasil, a empresa Dérig (Dérig Ind. e Com. de Materiais Médico-Odontológicos Ltda., Barueri, SP, Brasil), com o objetivo de comparar e melhorar as propriedades mecânicas dos implantes Replace Select da Nobel Biocare (cujo diâmetro é de 3,5 mm), bem como garantir um produto com tecnologia nacional, desenvolveu os implantes cônicos com conexão *tri-channel* (Bioneck TRI, Dérig), cujo diâmetro equivale a 3,75 mm, sendo que, nas paredes, há um reforço de 0,25 mm em diâmetro do corpo do implante com relação ao respectivo da Nobel (Replace Select), mantendo os 3,5 mm de diâmetro na área da conexão protética, compatível com os implantes Nobel.

A fim de simular os esforços mecânicos e térmicos presentes na cavidade bucal, associados ou não ao meio aquoso, testes têm sido utilizados, com resultados satisfatórios (Bonfante, Coelho, 2016; Koenig et al., 2016; Elshiyab et al., 2017).

Na área de Implantodontia, a estabilidade primária é considerada decisiva para o prognóstico do processo de osseointegração e, em se tratando de carga imediata, há relação direta com o torque de inserção do implante (Nary et al., 2015), o qual se tornou excelente parâmetro clínico para a avaliação da estabilidade (Alsaadi et al., 2007; Fanuscu et al., 2007).

A literatura cita fatores que são relacionados para a obtenção de boa estabilidade primária, tais como: características físico-mecânicas dos implantes, técnica cirúrgica, habilidade do cirurgião-dentista e qualidade óssea (Greenstein, Cavallaro, 2017; Nikellis et al., 2004; Beer et al., 2003). Clinicamente, porém, segundo Greenstein e Cavallaro (2017), quando não há possibilidade de se garantir, de forma sinérgica, os fatores supracitados, a inserção do implante fica dependente da aplicação de torques elevados, o que pode dificultar e até mesmo prejudicar sua instalação no sítio ósseo (Nary et al., 2015; Trisi et al., 2011a; Trisi et al., 2011b).

Tratando-se de plataformas dos implantes, pesquisas têm sido desenvolvidas acerca do conceito de plataforma “switching” (Salamanca et al., 2017; Santiago et al., 2016; Chrcanovic et al., 2015), cujo significado, na prática, é quando se utiliza componente protético com diâmetro menor quando comparado ao diâmetro da plataforma do implante, formando, entre eles, um degrau.

Segundo Cumbo et al. (2013), a utilização deste tipo de plataforma se dá pela necessidade de manter osso ao redor do implante, uma vez que este é determinante para o prognóstico favorável do tratamento. Em suma, o procedimento cirúrgico de instalação do implante leva a processos de reabsorção e remodelação ósseas, os quais resultam em microespaços entre implante e componente protético (Chrcanovic et al., 2015), favorecendo a colonização bacteriana, bem como a migração de células inflamatórias (Sammartino et al., 2014) na região de crista óssea. Portanto, a proposta da plataforma “switching” se baseia na mudança da conexão implante/pilar, bem como da ação de fatores extrínseco-intrínsecos para a região central do implante, promovendo, assim, a manutenção óssea (Salamanca et al., 2017).

Em próteses implantossuportadas, a estética tem sido fundamental para o tratamento e, além da questão fisiológica, a modificação da plataforma dos implantes tem impacto direto na manutenção dos tecidos moles e, consequentemente, da estética rosa (Linkevicius et al., 2010). Logo, atrelada à exigência dos pacientes nos tratamentos, a utilização de implantes com plataforma “switching” auxilia não somente na diminuição da reabsorção óssea pós-cirúrgica (Santiago et al., 2016), mas também preserva os contornos protéticos fisiológicos, munindo-os de estética favorável, resultando em tratamentos mais naturais e com

maior aceitação por parte dos indivíduos (Salamanca et al., 2017; Chrcanovic et al., 2014).

Em estudo *in vitro*, Anchieta et al. (2016) compararam próteses fixas sobre implantes com conexões hexagonais (externa e interna) e dois tipos de plataformas (regular e “switching”). Para isso, submeteram as amostras ao teste de probabilidade de sobrevivência e observaram que houve menor taxa de sobrevivência para os grupos com alteração na plataforma, com diferença significante em relação às plataformas regulares, independentemente do tipo de conexão protética. Segundo os autores, tais achados corroboraram pesquisas anteriores, uma vez que, conforme sedimentado pela literatura, a plataforma “switching” evita a sobrecarga e a concentração de tensões ao osso marginal, principalmente na área entre implantes e pilares e, em seu estudo, devido ao experimento *in vitro*, essa diminuição na concentração de estresse que haveria no tecido ósseo foi transferida para os componentes das próteses avaliadas (Canullo et al., 2011), justificando, assim, a baixa sobrevida nestes grupos. Porém, os autores enfatizam a necessidade de maiores investigações a respeito.

A avaliação da biomecânica relacionada à Implantodontia é fundamental e já é consenso que os implantes dentários serão submetidos a diferentes cargas, principalmente as produzidas durante a mastigação (Ayllón, 2014). Tais cargas são traduzidas como fadiga, que representa a forma de falha dos materiais sujeitos a ciclos repetidos de tensão ou deformação, podendo levar a insucessos do ponto de vista clínico (Ayllón, 2014).

Idealmente, um teste *in vitro* deve simular a situação clínica da forma mais próxima possível (Coray et al., 2016) e isso é feito pelo teste de fadiga, em que componentes do implante são expostos a cargas cíclicas (Dittmer et al., 2012). A fim

de se diminuírem os índices de falhas, os resultados de estudos pré-clínicos são fundamentais na comparação de desempenho e classificação dos implantes e seus respectivos componentes protéticos, especialmente porque seus resultados simulam cenários desfavoráveis, o que auxilia na escolha do profissional para o uso na prática clínica (Dittmer et al., 2012).

Para Fissore et al. (1991), os estudos de fadiga sobre os materiais são mais informativos que o ensaio que se utiliza de impacto único. Na cavidade bucal as forças aplicadas sobre os materiais geram impulsos mecânicos ao longo do tempo, os quais podem ser simulados, *in vitro*, via ciclagem mecânica, que tende a se aproximar das condições fisiológicas geradas pela mastigação (Elshiyab et al., 2017).

Os protocolos de testes de implantes *in vitro* na literatura variam entre os estudos, dificultando a comparação dos resultados. Segundo Wiskott et al. (1995), o carregamento monotônico possui baixa relevância clínica, já que as falhas mecânicas em Odontologia são mais provavelmente relacionadas a cargas baixas e contínuas em longo prazo.

Sabendo da necessidade de se obter padronização destes ensaios, em 2003, a Organização Internacional de Normalização (ISO) desenvolveu protocolo para os testes de simulação e fadiga de implantes dentários (ISO 14801:2016) (Karl, Kelly, 2009; Lee, et al., 2009; Khraisat et al., 2004).

Segundo Lee et al. (2009), os protocolos de testes cíclicos ainda possuem diferentes angulações, cargas, frequências e comprimento do braço de alavanca na amostra. Mesmo após a ISO 14801, não há “padrão universal” disponível para tais metodologias de ensaios em Implantodontia (protética e cirúrgica), à exceção do requerimento de 10^6 ciclos, com limite de carga superior de 100 N e inclinação da

carga axial correspondente a 30° (Coray et al., 2016). Em condições de variação térmica, durante a ciclagem, Coray et al. (2016) afirmaram que, dentre os estudos analisados em sua revisão da literatura, houve variações entre 5 e 55° C ou não foi relatada a temperatura.

Ainda, segundo Bonfante e Coelho (2016), a avaliação das propriedades dos materiais por meio de estudos clínicos é complexa devido à exigência para elaboração de projeto amplo, além de acompanhamento, em longo prazo, dos indivíduos, os quais possuem particularidades que os diferenciam, criando diversas variáveis estatísticas. Portanto, a utilização de testes *in vitro*, para caracterizar o complexo implante-prótese, tornou-se primordial.

Atrelado a isso, existem as alterações físicas que podem ocorrer nos materiais, levando a danos tanto nas regiões de plataforma do implante, quanto na conexão com componentes protéticos (Santiago et al., 2016; Nary et al., 2015). Ressalta-se ainda que, quando os implantes são danificados em suas plataformas, há comprometimento do resultado protético (Trisi et al., 2009; Maeda et al, 2006).

Conforme relatado previamente na literatura (Jörn et al., 2016; Broggini et al., 2006; Steinebrunner et al., 2005), o processo inflamatório do tecido ósseo circundante à interface da conexão implante/pilar protético é complicação importante relacionada à instalação dos implantes dentários. Quanto às complicações mecânicas, sabe-se que o desajuste do conjunto implante/pilar gera maior concentração de forças nocivas entre estruturas de conexão e tecido ósseo, o que pode induzir perda ou fratura do sistema e resultar em problemas biológicos devido à infiltração bacteriana em *microgaps* desta interface, que servem como reservatório para os micro-organismos (Coelho et al., 2008).

Na cavidade bucal os implantes têm que resistir às forças dinâmicas e as conexões internas cônicas provaram ser mais resistentes à fadiga mecânica acelerada (Schmitt et al., 2014; Cehreli et al., 2004). Falhas como fraturas, afrouxamento de parafusos ou pilares foram relatadas em 30 a 41% em cinco anos (Bozini et al., 2011). Além das complicações técnicas, há complicações biológicas (peri-implantite), com prevalência acima dos 20% (Mombelli et al., 2012).

Jörn et al. (2016) citam que *microgaps* podem ser induzidos durante a usinagem das peças pelo fabricante; por desajuste entre conjunto implante/pilar/parafuso; devido a micromovimentos e/ou deformação plástica entre os componentes e, principalmente, pelo afrouxamento do parafuso, cuja consequência pode resultar nos itens supracitados.

Com o intuito de investigar com maior precisão as possíveis alterações estruturais que ocorrem entre a conexão implante/pilar protético, bem como avaliar características geométricas dos diversos sistemas atualmente utilizados, há necessidade do desenvolvimento de técnicas e metodologias para investigação e visualização das deformações que ocorrem quando o conjunto é sujeito a cargas (tanto de instalação, quanto mastigatórias). Partindo deste objetivo, Farronato et al. (2014) avaliaram a adaptação marginal na conexão implante/pilar protético em duas situações: após carregamento mecânico e após torque de inserção. Segundo os autores, a inserção dos implantes dentários, com conexões externas ou internas, especialmente em casos de carga imediata, exige elevados torques de inserção, que podem levar a alterações estruturais importantes na adaptação com componentes protéticos e, consequentemente, resultar em insucesso do tratamento. Com auxílio de MEV, foram avaliados os *microgaps* gerados e não foram encontradas diferenças significativas antes e após os testes propostos. Conforme resultados e limitações

deste estudo, os autores propuseram a utilização de técnicas mais precisas, a fim de investigar os *microgaps* e o comportamento clínico do conjunto ao longo do tempo.

Muitas pesquisas têm sido direcionadas para este problema e enfatizam o uso de métodos para medição, como, por exemplo, as análises em microtomografia computadorizada (µCT) (Abdelhamed et al., 2015; Meleo et al., 2012; Piattelli et al., 2001).

A microtomografia computadoriza (µCT) é técnica não destrutiva que utiliza várias radiografias individuais de um determinado objeto para a obtenção de imagens tridimensionais. Durante a tomada radiográfica, o objeto fica estável, enquanto a fonte e os detectores giram 360º em torno deste, resultando em imagens que, após a reconstrução em *software* específico, com auxílio de princípios matemáticos, serão tridimensionais (Meleo et al., 2012).

Blum et al. (2015) demonstraram, previamente à aplicação de cargas, a presença de *microgaps* na conexão cônica entre implante/pilar, com auxílio de microtomografia computadorizada, e, após ciclagem, aumento dos *microgap*s, presença de desgastes e detritos na conexão, os quais foram significativos para a longevidade do sistema, comprometendo tanto aspectos biológicos, quanto mecânicos. Os autores enfatizaram a presença de *microgaps* em conjuntos novos e sugeriram maiores investigações, especialmente em deformações que possam ocorrer durante os procedimentos cirúrgicos.

Por isso, a µCT tornou-se boa opção para a detecção e a medição de *microgaps* entre implante/pilar protético, pois permite adquirir imagens tridimensionais (não obtidas por técnicas radiográficas convencionais, nem sob microscopia eletrônica de varredura), além de realizar análises não invasivas e que preservam as amostras (Scarano et al., 2016; Benic et al., 2015; Meleo et al., 2012).

Ressalta-se, também, que, em pesquisa odontológica, torna-se essencial que sejam realizados os ensaios mecânicos das amostras, visando a simulação do ambiente clínico e do comportamento dos materiais, sob determinadas tensões, garantindo-se, assim, maior previsibilidade a situações que poderão ocorrer na boca (Elshiyab et al., 2017; Chrcanovic et al., 2015; Balkaya, 2014; Barikani et al., 2014; Coppedê et al., 2013; Mijiritsky et al., 2013; Canullo et al., 2011; Coppedê et al., 2009).

2. Proposição

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar e comparar, para implantes com conexão *tri-channel* (3.75 NP e 3.5 NP; 4.3 RP, 4.3 NP; onde: NP - ***N**arrow **P**latform* e RP - ***R**egular **P**latform*):

- o efeito do acréscimo de 0,25 mm no corpo do implante de 3,5 mm de diâmetro (3.5 NP e 3.75 NP);
- o efeito da plataforma “switching” entre os implantes com mesmo diâmetro (4,3 mm) e plataformas diferentes (NP e RP).

Para essas avaliações, serão estudadas as correspondentes propriedades mecânicas em relação a:

- resistência ao torque de instalação, com caracterização e verificação microscópica da ocorrência de deformações e/ou fraturas;
- resistência à fratura; e,
- resistência à fadiga, com ensaios de fadiga acelerada e envelhecimento mecânico.
- avaliação, em µCT, da deformação da plataforma *tri-channel* e do *microgap* gerado entre implante e pilar protético (com mensurações bi e tridimensionais).

A hipótese nula a ser testada foi a de que não haveria diferença significativa entre as diferentes plataformas e diâmetros de implantes, independentemente da propriedade mecânica avaliada.

3. Material e Métodos

3. MATERIAL E MÉTODOS

Para o presente estudo, foram utilizados 300 implantes no total, com os respectivos diâmetros, plataformas e comprimentos, conforme abaixo:

- 75 implantes cônicos com conexão *tri-channel* (Dérig Bioneck, Dérig Ind. e Com. de Materiais Médico-Odontológicos Ltda., Barueri, SP, Brasil): TRI NP (*Narrow Platform*) 4,3 mm de diâmetro, 3,5 mm de plataforma e 13 mm de comprimento[1];
- 75 implantes cônicos com conexão *tri-channel* (Dérig Bioneck, Dérig): TRI RP (*Regular Platform*) 4,3 mm de diâmetro e plataforma e 13 de comprimento[1];
- 75 implantes cônicos com conexão *tri-channel* (Dérig Bioneck, Dérig): TRI NP 3,75 mm de diâmetro, 3,5 mm de plataforma e 13 mm de comprimento[2];
- 75 implantes cônicos com conexão *tri-channel* (Dérig Bioneck, Dérig): TRI NP 3,5 mm de diâmetro e plataforma e 13 mm de comprimento[3].

Para este estudo, 148 parafusos e pilares reto - 4,3 mm antirotacional, altura de 2 mm (TRI, Dérig, Barueri, SP, Brasil) para os diferentes diâmetros dos implantes serão utilizadas, conforme abaixo:

- Diâmetro 4,3 mm: 35 plataformas RP (“Regular Platform”);
- Diâmetro 4,3 mm: 35 plataformas NP (“Narrow Platform”);
- Diâmetro 3,75 mm: 35 plataformas NP;
- Diâmetro 3,5 mm: 35 plataformas NP.

[1] Diâmetros iguais, porém com diferentes plataformas (regular e estreita) para avaliação do efeito “platform switching”.

[2] Acréscimo de 0,25mm no corpo do implante pelo fabricante (avaliação para comparar em relação ao grupo controle - 3.5NP).

[3] Grupo controle do estudo (padrão é semelhante ao implante Replace Select (*tri-channel*) da empresa Nobel Biocare (Nobel Replace®).

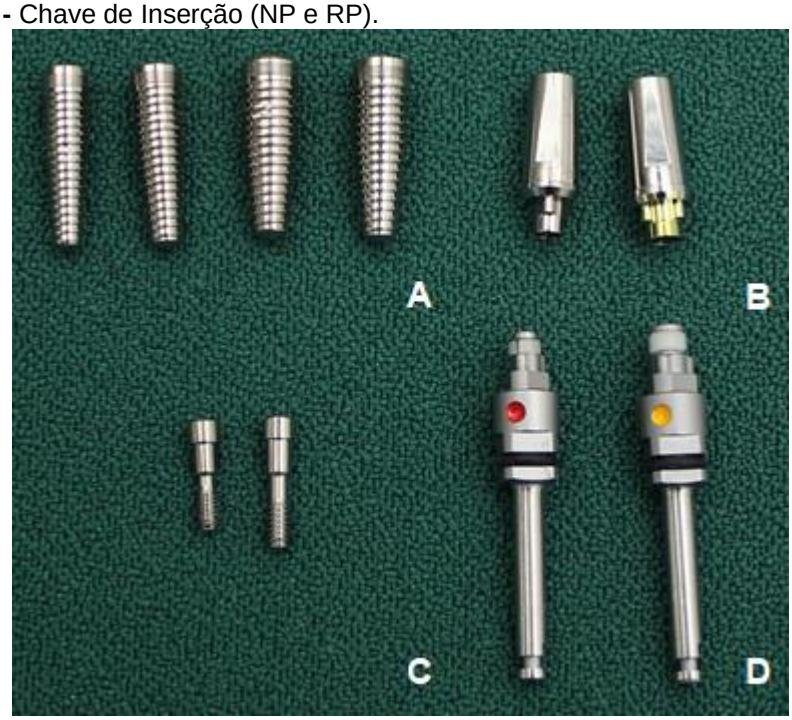
A Tabela 1 e a Figura 1 abaixo representam todos os materiais utilizados no presente estudo, bem como a divisão de cada um para o respectivo ensaio.

Tabela 1. Divisão e quantidade dos materiais do estudo.

Ensaios	Implantes/Pilares/Parafusos				
	3.5 NP	**3.75 NP**	**4.3 NP**	**4.3 RP**	**TOTAL**
Resistência ao torque de inserção*	n=40	n=40	n=40	n=40	**160**
Resistência à fratura	n=10	n=10	n=10	n=10	**40**
Fadiga acelerada	n=12	n=12	n=12	n=12	**48**
Envelhecimento mecânico	n=12	n=12	n=12	n=12	**48**

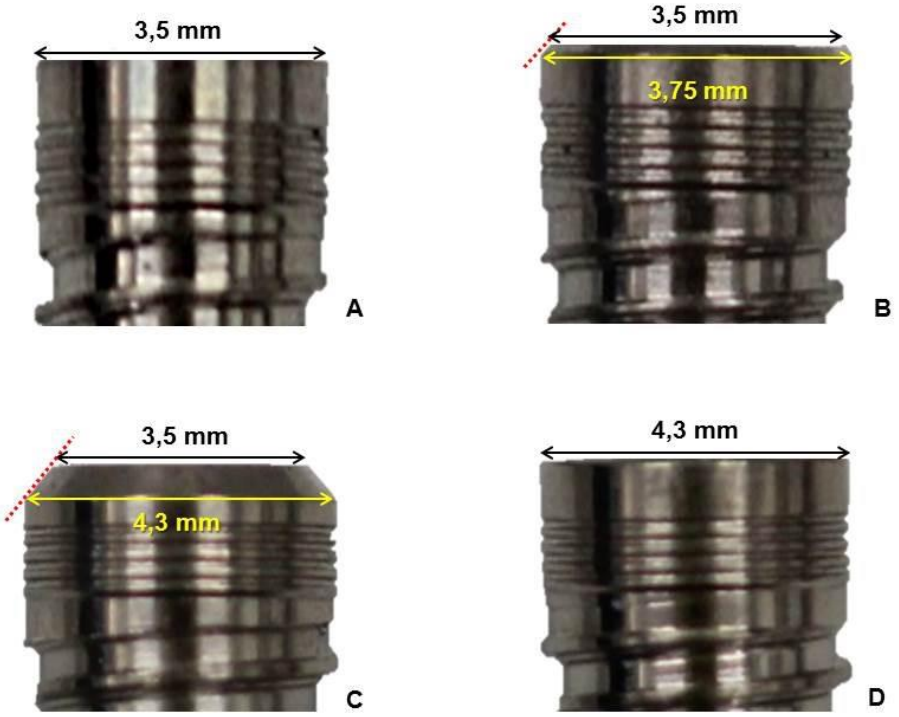
* não foram utilizados pilares e parafusos para o ensaio de resistência ao torque de inserção (somente para a análise em Microtomografia Computadorizada).

Figura 1. Materiais utilizados no estudo. **A -** Implantes *tri-channel* (da esquerda para direita): 3.5 Ø (NP), 3.75 Ø (NP), 4.3 Ø (NP) e 4.3 Ø (RP). **B** - Pilares retos (NP e RP). **C -** Parafusos (NP e RP). **D -** Chave de Inserção (NP e RP).



A Figura 2 apresenta as diferenças entre plataformas “Narrow” (NP) e “Regular” (RP) dos implantes, segundo os respectivos diâmetros.

Figura 2. Imagem esquemática com as medidas de plataforma e diâmetro para cada implante utilizado no estudo (Preto: medida da plataforma; Amarelo: medida do diâmetro; Vermelho: bisel representando a diferença entre as medidas de plataforma e diâmetro). **A.** Implante 3.5 NP. **B.** Implante 3.75 NP. **C.** Implante 4.3 NP. **D.** Implante 4.3 RP.



3.1 Separação e Preparo das amostras

As amostras foram separadas de acordo com os específicos grupos, para as análises a serem realizadas, conforme previsto em cronograma previamente proposto. A divisão dos grupos, bem como os seus respectivos ensaios mecânicos podem ser observados na Tabela 2.

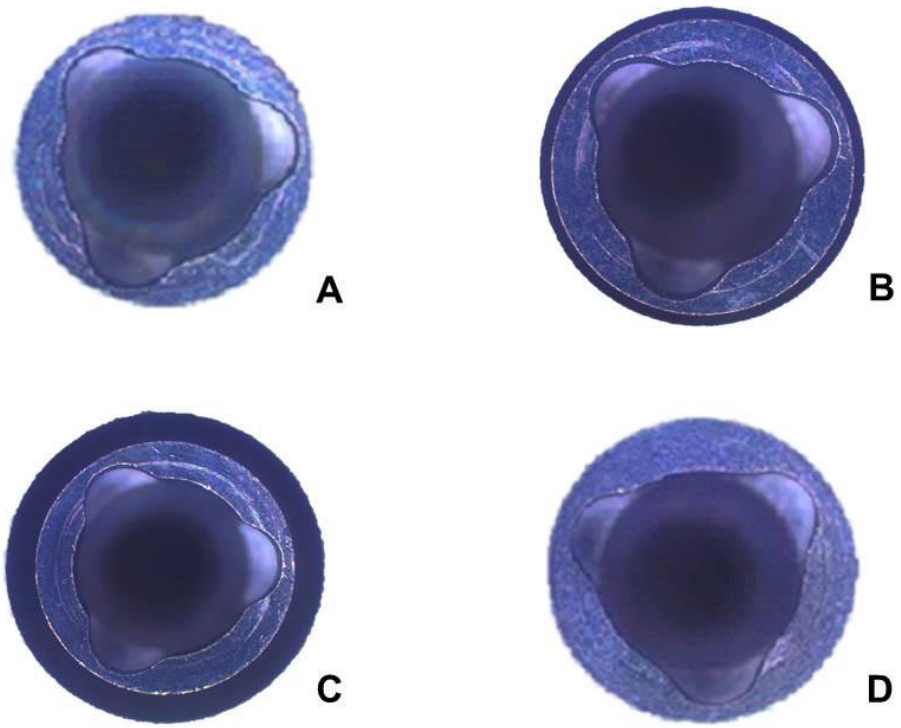
Tabela 2. Grupos e respectivos ensaios do estudo.

Ensaio de Simulação	**Resistência ao torque de instalação** n = 10	**Torque aplicado** 45, 80, 120 e 150 N
	Resistência à fratura (ISO 14801:2016) n = 10	**Carga e Deslocamento** 500 kgf - 1 mm/min
Resistência à fadiga	**Ensaio cíclico de fadiga mecânica** (ISO 14801:2016) n = 12	**Protocolo de carregamento mecânico** 5Hz - $14x10^4$ ciclos - 80 a 320 N 5° a 55° C
	Ensaio de envelhecimento mecânico (ISO 14801:2016) n = 12	**Protocolo de carregamento mecânico** 2Hz - 10^6 ciclos – 120 N 5° a 55° C

3.2 Análise e registro de imagens das amostras

Previamente aos ensaios mecânicos propostos, as amostras foram levadas para análise em lupa estereoscópica (modelo S8AP0, Leica Microsystems (Schweiz) AG, Heerbrugg, SG, Suíça), com o objetivo de se coletar imagens que pudessem ser comparadas após cada teste. Para o ensaio de Resistência ao Torque de Instalação, foram realizadas imagens das plataformas de todos os implantes (n=10) (Figura 3).

Figura 3. Fotomicrografias das plataformas dos implantes, referentes ao teste de Resistência ao Torque de Inserção. **A.** Implante Ø 3.5 (NP). **B.** Implante Ø 3.75 (NP). **C.** Implante Ø 4.3 (NP). **D.** Implante Ø 4.3 (RP).



Da mesma maneira, foram obtidas imagens, previamente aos ensaios propostos, dos respectivos parafusos e pilares, os quais foram divididos, aleatoriamente, segundo os testes correspondentes de Resistência à Fratura, Ensaio de Fadiga Acelerada e Ensaio de Envelhecimento Mecânico. Abaixo, as imagens dos respectivos parafusos (Figura 4) e pilares (Figura 5).

Figura 4. Parafusos utilizados no estudo. **A.** Parafuso NP. **B.** Parafuso RP.

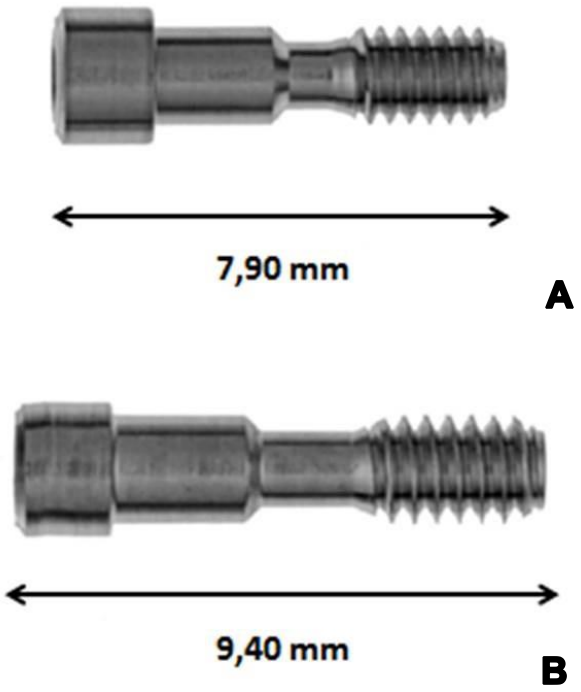
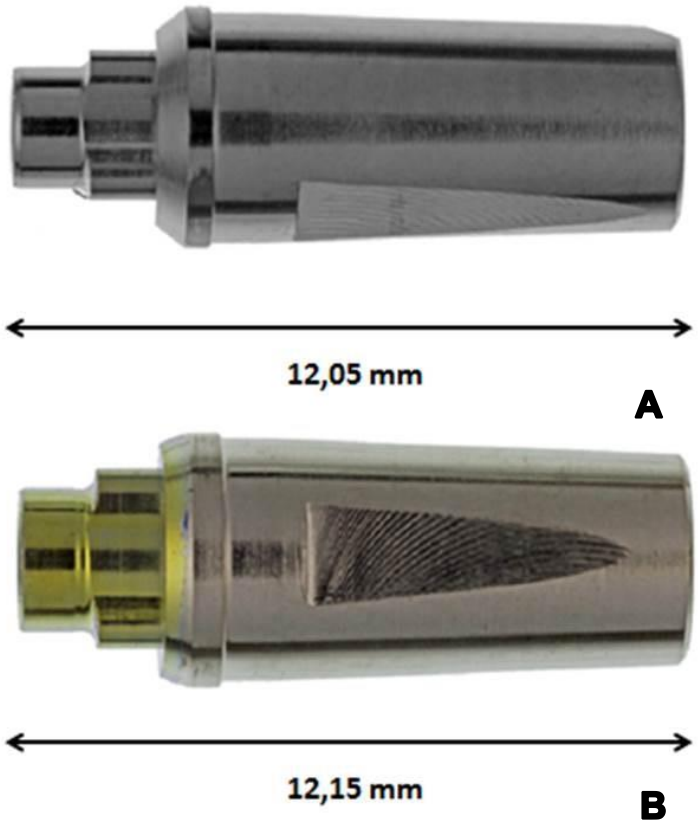


Figura 5. Pilares utilizados no estudo. **A.** Pilar NP. **B.** Pilar RP.



3.3 Ensaios de simulação

3.3.1 Resistência ao Torque de Instalação e Análise Microscópica

Cada tipo de implante foi dividido, aleatoriamente, em quatro subgrupos (n=10), de acordo com a quantidade de torque correspondente:

- Grupo T45: aplicação de torque de 45 N.cm;
- Grupo T80: aplicação de torque de 80 N.cm;
- Grupo T120: aplicação de torque de 120 N.cm;
- Grupo T150: aplicação de torque de 150 N.cm.

Para a aplicação dos torques de inserção, foram utilizadas 22 chaves de inserção com conexão em triângulo interno RinGrip® (Chaves TRI, Dérig Bioneck, Dérig), conforme esquema abaixo:

- Grupo T45 (uma chave para o grupo).
- Grupo T80 (uma chave para o grupo).
- Grupo T120 (uma chave para cada implante).
- Grupo T150 (uma chave para cada implante).

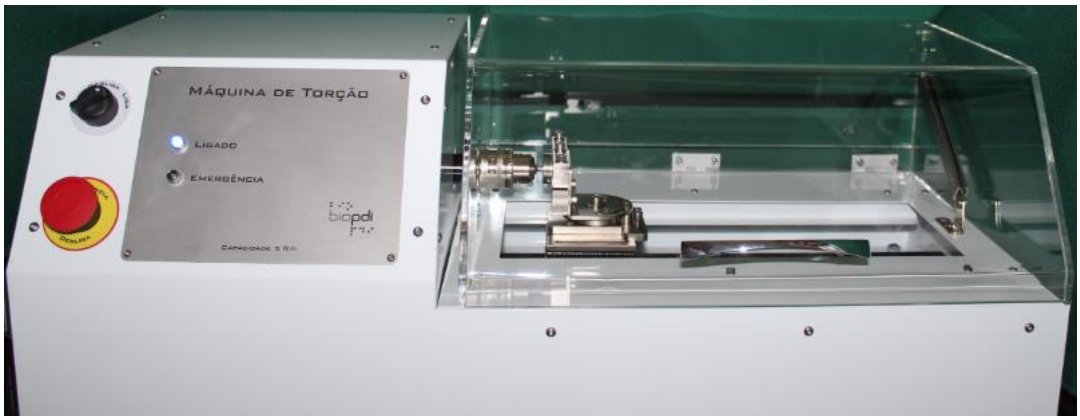
Previamente ao teste de resistência ao torque de inserção, todos os implantes foram submetidos à análise por microscopia óptica, utilizando lupa estereoscópica (Leica Microsystems (Schweiz) AG), com aumentos padronizados de 16, 20, 25 e 40X. Foram capturadas imagens laterais e da plataforma dos implantes, permitindo sua posterior avaliação em *software* de medição (Leica Application Suite, LAS, version 4.0.0, 2003-2011).

Para essa etapa, 160 implantes foram selecionados, sendo 40 implantes de cada tipo de diâmetro e plataforma (n=10) (4.3 RP, 4.3 NP, 3.75 NP e 3.5 NP). Além

disso, quatro implantes novos, conforme especificações anteriores foram selecionados para controle das amostras.

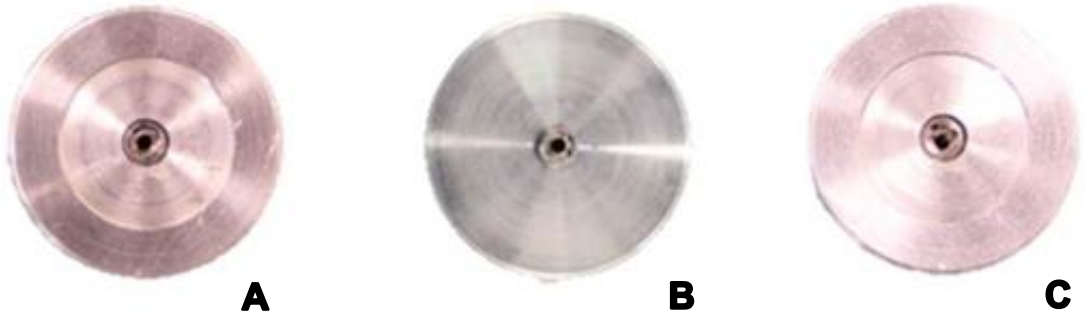
O torque de inserção foi realizado em equipamento desenvolvido pela empresa Biopdi (Máquina de Torção 5 N.m, Biopdi, São Carlos, SP, Brasil), cujo objetivo é realizar de maneira rápida, eficaz e precisa a análise de torque e torção de diversos tipos de amostras e corpos-de-prova (Figura 6). A máquina de torção permite o controle da faixa de torque entre 0,15 N.cm e 500 N.cm e controle digital de 0,2 a 60 RPM. O equipamento possui um *software* (LabVIEW™ 2011, National Instruments, version 11.0.1f2) que possibilita realizar as configurações de ensaios, aquisições e análises dos dados.

Figura 6. Máquina de Torque desenvolvida para ser utilizada no presente estudo.



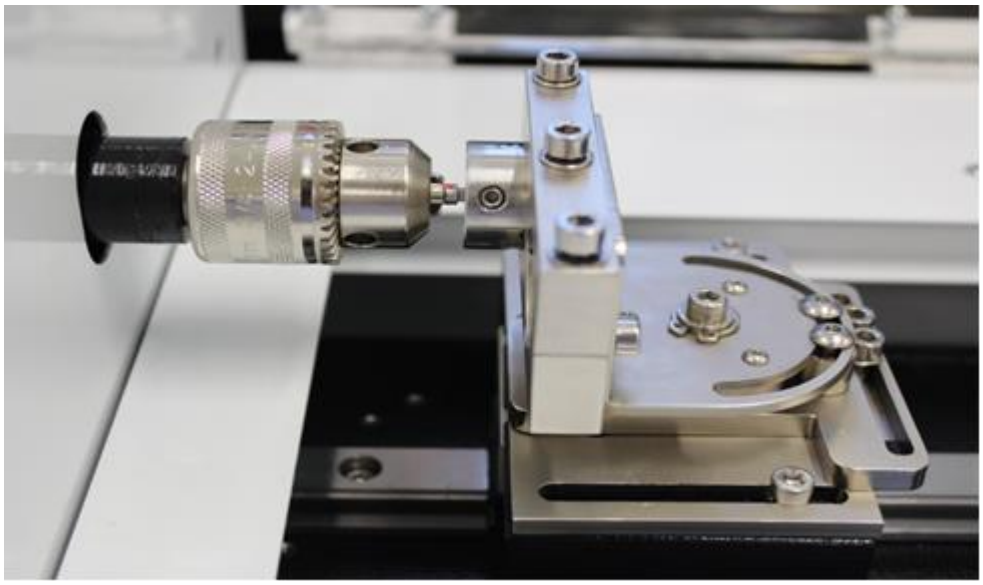
Para o ensaio as amostras, individualmente, foram acopladas a cilindros de aço inoxidável (26 mm x 20 mm), perfurados na superfície superior, no longo eixo do cilindro, até a profundidade de 15 mm, em diâmetro compatível com os respectivos diâmetros dos implantes (3,5 mm, 3,75 mm e 4,3 mm), com a plataforma dos implantes ao nível da superfície superior do cilindro (Figura 7). Em seguida, foram fixadas por parafusos laterais.

Figura 7. Cilindros metálicos utilizados para o ensaio de torque de inserção. **A.** Cilindro com diâmetro de 4.3 mm (RP e NP). **B.** Cilindro com diâmetro de 3.75 mm (NP). **C.** Cilindro com diâmetro de 3.5 mm (NP).



A chave, por sua vez, foi acoplada à máquina e, todo o conjunto, previamente à aplicação dos torques de inserção, foi parafusado e fixo, conforme Figura 8 no sentido do longo eixo de cada conjunto implante/cilindro.

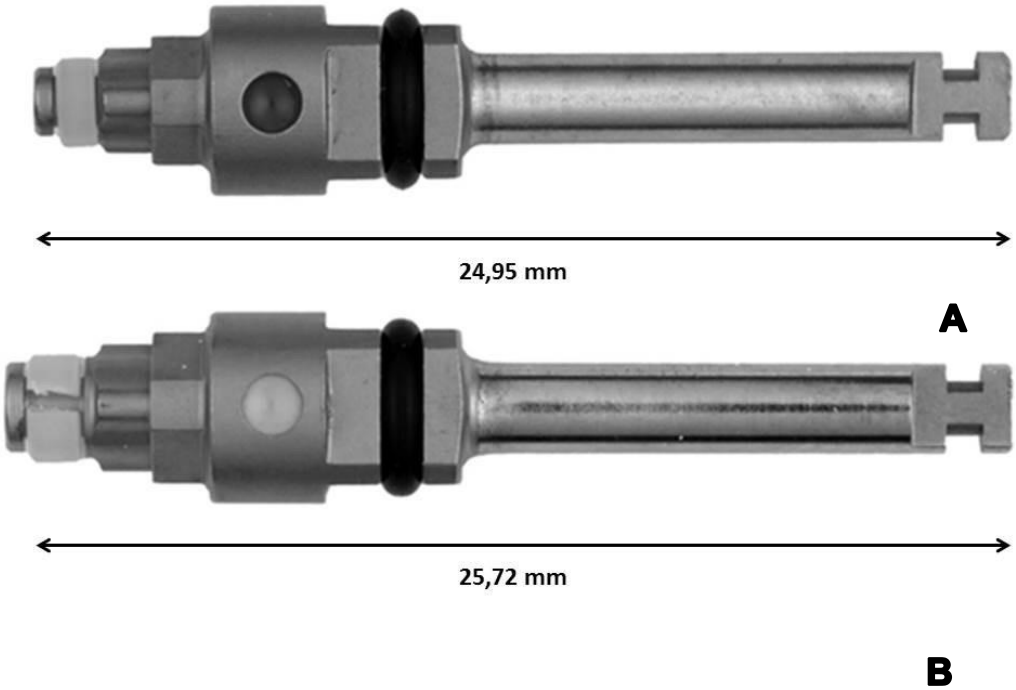
Figura 8. Conjunto cilindro metálico/implante e chave acoplados à máquina de torque para início da aplicação dos respectivos torques de instalação, conforme metodologia do estudo.



O torque de teste foi aplicado com chaves de inserção novas com conexão em triângulo interno RinGrip® (Chaves TRI, Dérig Bioneck, Dérig) (Figura 9) e, da

mesma forma, as chaves de inserção utilizadas também foram fotografadas, a fim de se analisar as alterações pós-teste.

Figura 9. Imagens das chaves de inserção RinGrip®, previamente ao teste. **A.** Chave de inserção NP ("Narrow Platform"). **B.** Chave de inserção RP ("Regular Platform").



3.3.2 Análise em Microtomografia Computadorizada (μCT) - Avaliações bi (2D) e tridimensionais (3D)

Após o teste de Torque de Instalação, os implantes foram levados para análise em μCT, com o objetivo de se avaliar a deformação do *tri-channel*, bem como a adaptação dos componentes protéticos, por meio de mensurações lineares 2D (bidimensionais) e volumétricas 3D (tridimensionais).

Para isso, os implantes foram fixados aos cilindros metálicos e acoplados aos seus respectivos pilares e parafusos (novos); em seguida, o conjunto foi levado à máquina de torção (Máquina de Torção 5 N.m, Biopdi) para aplicação do torque de

32 N.cm com chave Hexagonal DeriGrip® (Dérig, Brasil), segundo recomendações do fabricante.

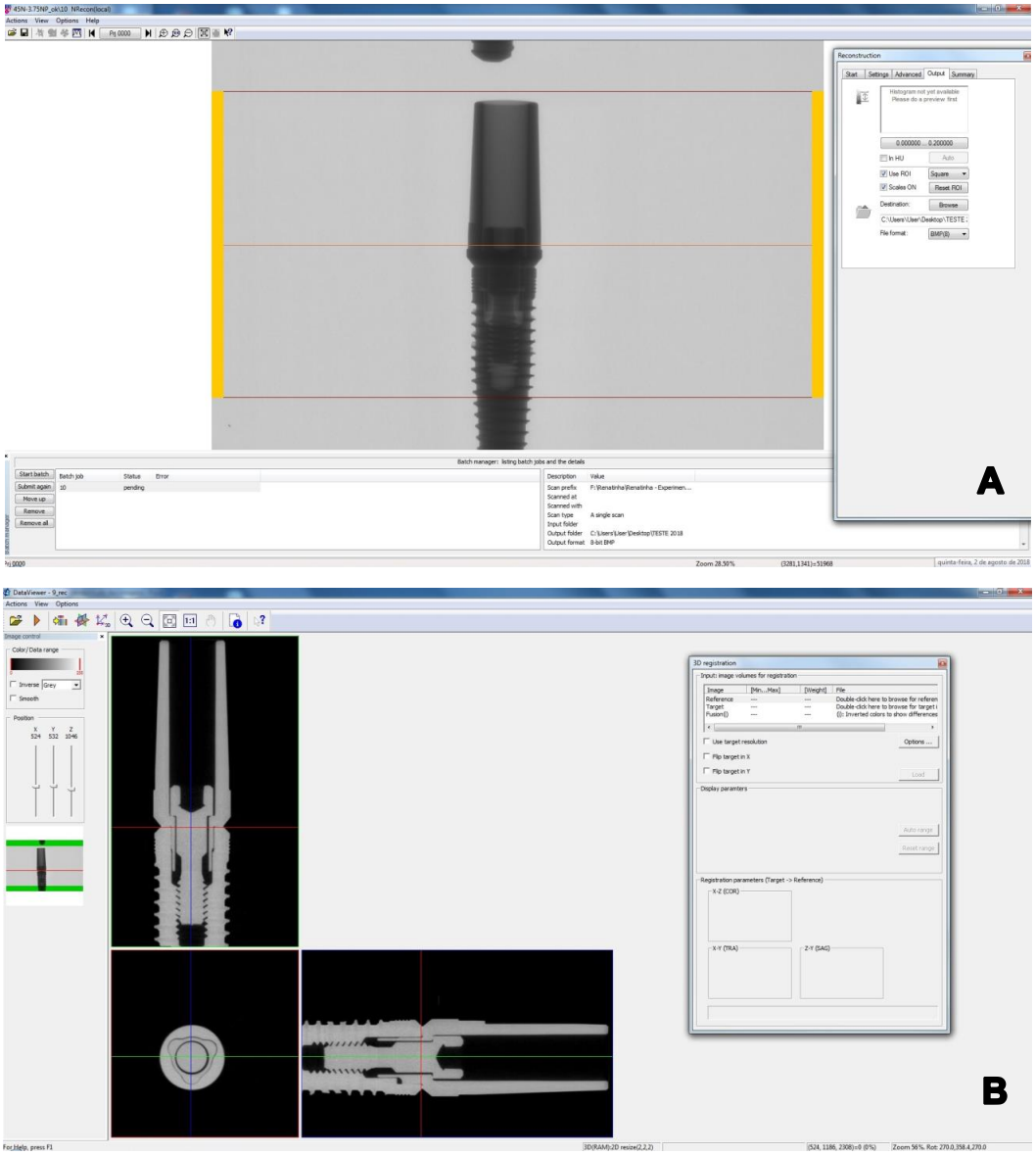
Para o escaneamento, foi utilizado microtomógrafo SkyScan modelo 1176 (Bruker micro-CT, Kontich, Bélgica) do Laboratório de Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto (UNAERP). O microtomógrafo é conectado a um computador Dell Precision TM T550 WorkStation (Dell Inc., São Paulo, SP, Brasil), com sistema operacional Windows 7 de 64 bits, cuja utilização foi para protocolo do escaneamento, aquisição de dados, reconstrução e análise das imagens geradas.

Para o escaneamento, os conjuntos implante/pilar/parafuso foram posicionados centralmente ao porta-amostra, com auxílio de fita dupla face (3M, Sumaré, SP, Brasil), a fim de se evitarem movimentos. Os parâmetros de escaneamento determinados foram: 90 kV; 278 mA; resolução isotrópica de 8,6 mm; 180° de rotação em torno do eixo vertical, com passo de rotação de 0,5°; quantidade total de dois quadros (*frames*) e utilizando-se filtro de cobre de 0,1 mm de espessura. Essa manobra permitiu calcular a média dos sinais e, assim, melhorar a definição final de cada imagem, estabelecendo um tempo de escaneamento de, aproximadamente, uma hora e trinta minutos por amostra. As projeções bidimensionais das imagens geradas foram arquivadas em formato TIFF.

A etapa seguinte consistiu na reconstrução das secções axiais a partir das imagens das projeções angulares por meio do algoritmo de reconstrução de feixe cônico de Feldkamp modificado, usando o programa NRecon v.1.6.9.18 (Bruker-microCT, Kontich, Bélgica). Sendo assim, foi aplicada redução de artefatos em forma de anel (Ring Artifact) no valor de 20 (escala de 0-20), de endurecimento de feixe (Beam Hardening) no percentual de 51% (escala de 0 a 100%), de suavização

(Smoothing) no valor de 4 (escala de 0 a 10) e com o histograma de contraste variando de 0 (valor mínimo) a 0,20 (valor máximo). As secções axiais reconstruídas foram salvas em formato BMP - (Figura 10).

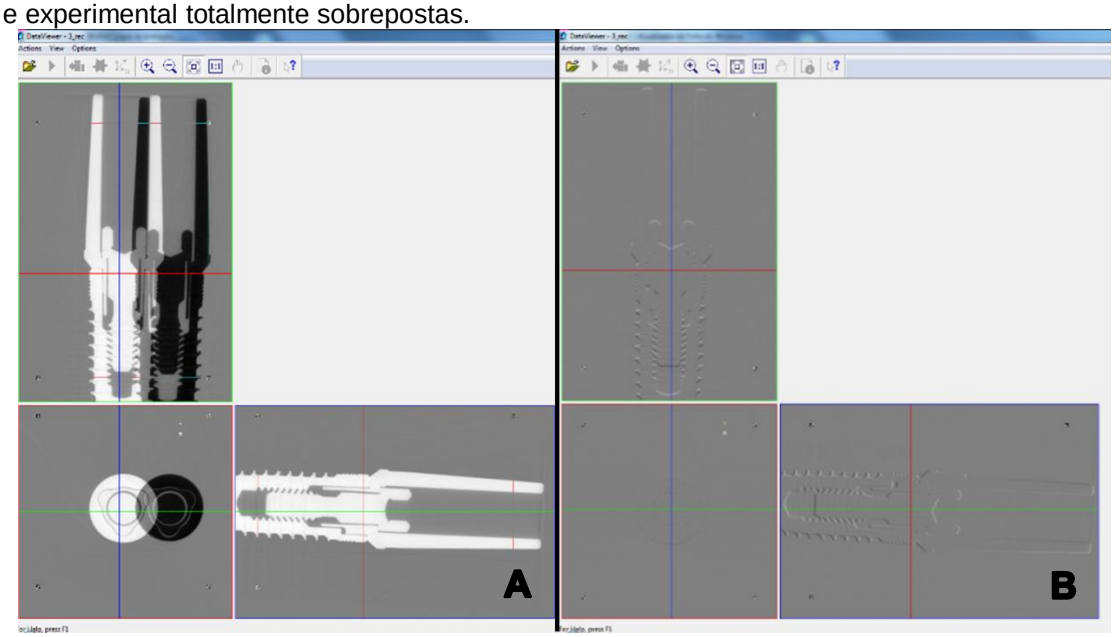
Figura 10. Representação do *software* NRecon. **A.** Reconstrução das imagens escaneadas. **B.** Total sobreposição das imagens (controle e experimental).



O processamento e a análise das imagens foram inicialmente realizados no *software* DataViewer (Bruker-microCT, Kontich, Bélgica), o qual permite a visualização simultânea dos três planos dimensionais (*x*, *y* e *z*). Para a padronização

da análise da deformação da plataforma, foi realizada a sobreposição das imagens dos conjuntos novos (controle) e das respectivas amostras experimentais (após ensaio), segundo o seu diâmetro correspondente, por meio da ferramenta *co-registration* no programa DataViewer v.1.5.1.2 (Bruker-microCT, Kontich, Bélgica). Por convenção, o conjunto novo de cada grupo (3.5NP, 3.75NP, 4.3NP e 4.3RP) foi considerado fixo, fazendo-se o registro do conjunto de dados após a aplicação dos diferentes torques (45N, 80N, 120N e 150N) em relação ao conjunto novo (controle) (Figura 11). Este novo registro alinhado de dados, de cada amostra, em relação às amostras experimentais, foi salvo em dois novos diretórios: (1) Novo diretório dos cortes sagitais; (2) Novo diretório dos cortes coronais.

Figura 11. Representação da sobreposição no DataViewer (cortes coronal – acima, transversal – abaixo, e sagital - à direita). **A.** Imagem em branco representa o conjunto novo (controle) e imagem em preto, a amostra experimental a ser sobreposta. **B.** Amostras controle e experimental totalmente sobrepostas.



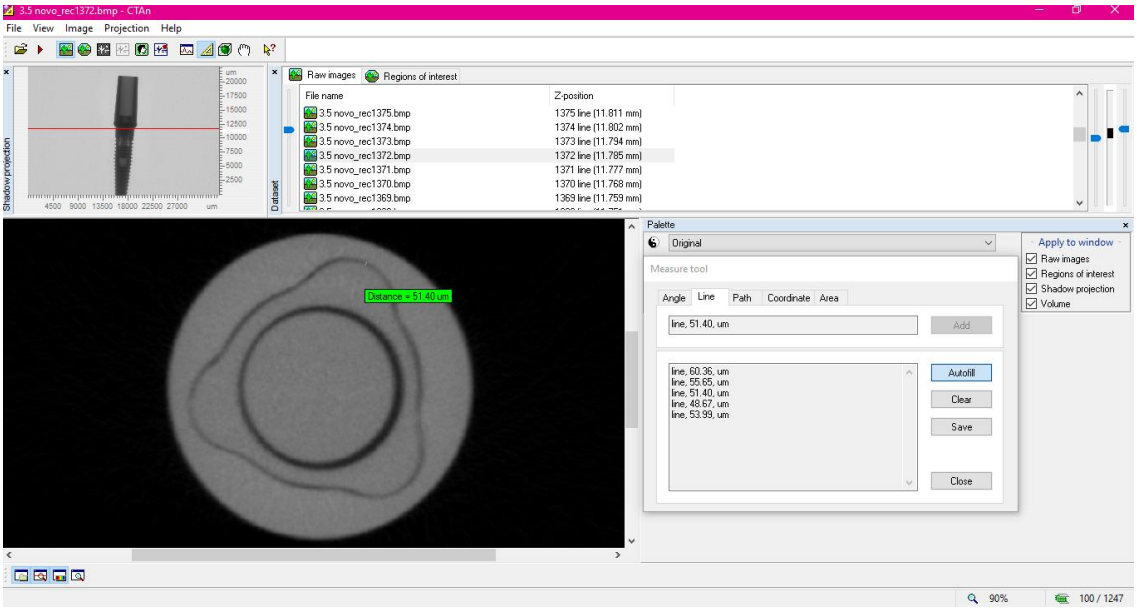
Em seguida, as imagens foram carregadas no *software* CTAn v.1.14.4.1+ (Bruker microCT, Kontich, Bélgica) e, previamente à análise das amostras, a região de interesse “ROI” (*region of interest*) da análise foi determinada para padronização

das medidas (linear e volumétrica). Nesta área, foram abrangidos 850 cortes por amostra, sendo que a determinação do ROI foi realizada a partir da imagem mais nítida do *tri-channel*, a qual foi considerada como corte central e, consequentemente, como imagens limítrofes, foram estabelecidas aquelas que estavam 425 cortes acima e 425 cortes abaixo do corte central. Uma vez estabelecido o ROI da análise, foram realizadas as avaliações bi e tridimensional da deformação do *tri-channel*.

3.3.3 Avaliação bidimensional (2D)

Para a avaliação bidimensional (2D) da deformação do *tri-channel*, os novos diretórios (sagital e coronal) foram carregados no programa CTAn e, para cada conjunto, foram estabelecidos 10 cortes situados na região de interesse (ROI), equidistantes entre si. Em cada corte, com auxílio da ferramenta de medida linear *Measure Tool*, foram feitas medidas do *gap* em seis regiões da plataforma, sendo três nos lóbulos do *tri-channel* e três nas bordas entre implante/pilar, de forma que as demarcações estivessem o mais centralizadas possível (Figura 12).

Figura 12. Representação da análise linear (bidimensional) no CTAn. A imagem reconstruída (canto superior esquerdo) foi fixada na região de interesse (ROI) e, a partir disso, 10 cortes foram selecionados para a determinação das seis medidas na plataforma *tri-channel*.



Ao final, foram obtidas 60 medidas por amostra (n=10), resultando em 640 medidas por grupo/torque (considerando-se quatro conjuntos novos e 160 experimentais). Os valores (em micrometros - µm) foram tabulados e levados à análise estatística apropriada para o cálculo da porcentagem de deformação dos grupos e torques testados em relação aos conjuntos implante/pilar/parafuso n ovos. O cálculo da porcentagem da deformação foi realizado pela fórmula (Coppedê et al., 2013)[4]:

$$\%\ deformação = 100\ x\ \frac{(deformação\ conjunto\ experimental\text{-}deformação\ conjunto\ controle)}{deformação\ conjunto\ controle}$$

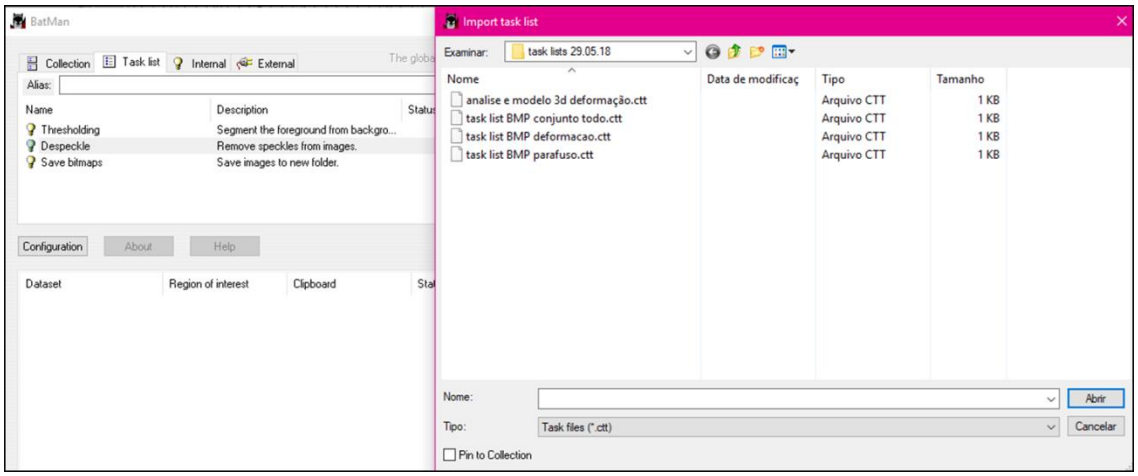
Em seguida, os valores da porcentagem (%) de deformação foram tabulados para posterior análise estatística da diferença inter e intra-grupos.

[4] A fórmula de afrouxamento do parafuso foi adaptada para a obtenção da porcentagem de deformação, seguindo os mesmos parâmetros de cálculo.

3.3.4 Avaliação tridimensional (3D)

Utilizando o mesmo *software* (CTAn), foi mensurado o volume da deformação, avaliando-se o *gap* formado entre a plataforma *tri-channel* e os componentes protéticos. Para isso, foi realizada a segmentação da imagem por meio da técnica de binarização ou *threshold* interativo. Por meio desta técnica, é obtida a segmentação dos valores de tons de cinza da reconstrução tridimensional obtendo-se, assim, uma imagem binária, cuja composição é em *pixel*: os *pixels* pretos representam o fundo, já os brancos, o objeto da análise, o qual, neste estudo, foi a deformação da plataforma. Esse processo foi realizado com a ferramenta *Custom Processing,* utilizando uma sequência de operações matemáticas (funções) para automatizar e padronizar o processo de obtenção de dados. A partir do volume do objeto de interesse (VOI) binarizado, por meio da função *3D analysis*, foi obtido o volume do mesmo (análise quantitativa tridimensional) (Figura 13).

Figura 13. Representação da utilização da ferramenta BatMan no *software* CTAn para a obtenção e padronização das medidas volumétricas (quali e quantitavas).



A partir dos dados de volume (mm³) do *gap* entre plataforma *tri-channel* e componentes protéticos, a porcentagem da diferença da deformação foi calculada

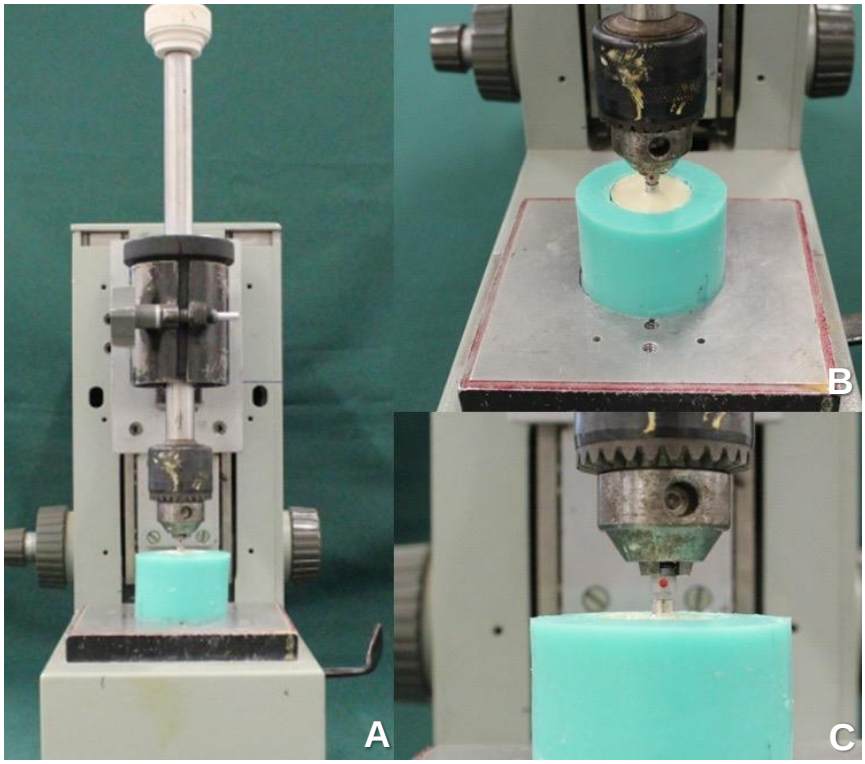
da mesma maneira descrita para a análise bidimensional (2D), para posterior análise estatística da diferença inter e intra-grupos.

3.4 Resistência à Fratura

Os implantes foram incluídos em resina de poliuretano (F16, Axson, São Paulo, Brasil), cujo módulo de elasticidade é semelhante a osso, utilizando matriz de silicone com 2,5 cm de diâmetro. Para essa inclusão, o poliuretano foi pesado - base e catalisador na proporção de 1:1, em balança analítica de precisão Mark (BEL Equipamentos Analíticos Ltda., Piracicaba, São Paulo, Brasil – resolução: 0,0001 g). Após a pesagem, ambos os líquidos foram misturados por 60 segundos e, a mistura, vertida no molde, aguardando-se o tempo de 30 minutos.

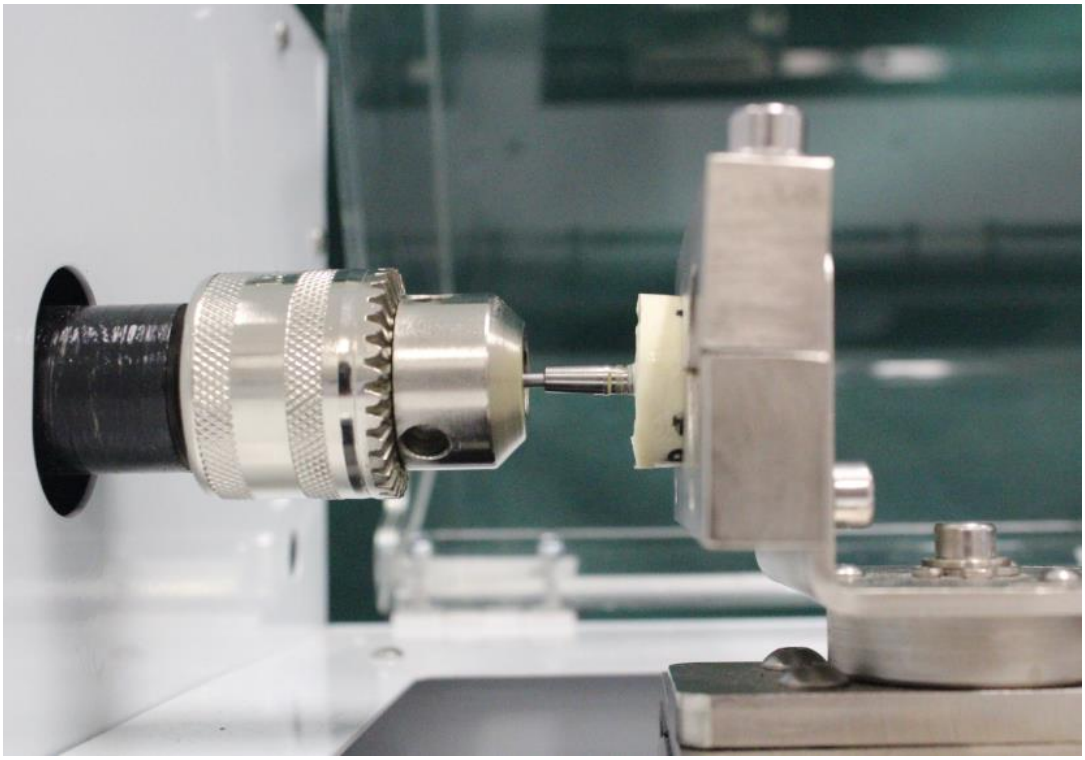
Cada implante, preso à chave de instalação, foi posicionado, perpendicularmente à matriz, com auxílio de um delineador modificado (Depto. de Materiais Dentários e Prótese – USP), deixando 3 mm (ISO 14801:2016), contados da plataforma do implante, expostos (Figura 14).

Figura 14. Preparo das amostras para o teste de Resistência à Fratura. **A.** Delineador modificado (Depto. de Materiais Dentários e Prótese – FORP/USP) contendo a matriz de silicone com o implante. **B.** Vista aproximada da matriz com implante embutido em poliuretano, acoplado à chave de inserção. **C.** Vista aproximada da matriz evidenciando os 3 mm expostos da plataforma do implante (ISO 14801:2016).



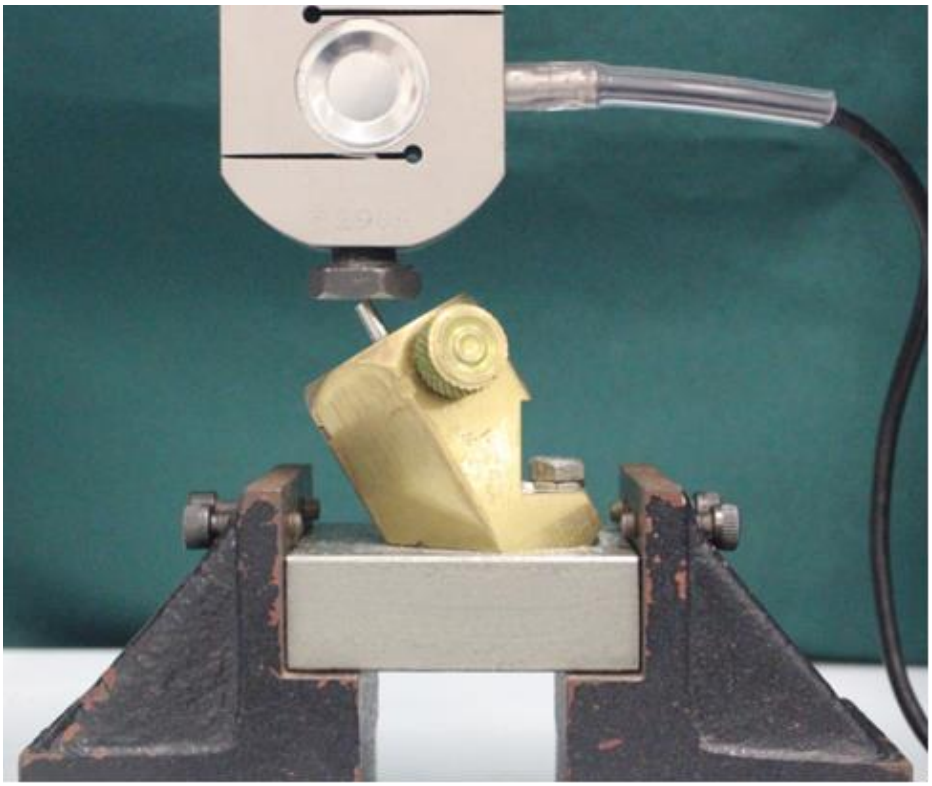
Em seguida, aos implantes foram acoplados seus pilares e respectivos parafusos. O conjunto implante/pilar/parafuso, então, foi levado à máquina de torção (Máquina de Torção 5 N.m, Biopdi) para aplicação do torque de 32 N.cm com chave Hexagonal DeriGrip® (Dérig, Barueri, SP, Brasil). Foram aguardados 10 minutos para a aplicação do torque de confirmação (Winkler et al., 2003) (Figura 15).

Figura 15. Posicionamento do conjunto implante/pilar/parafuso, em poliuretano, e aplicação do torque de 32 Ncm com a chave Hexagonal DeriGrip®.



Os conjuntos implante/pilar/parafuso, então, foram levados à máquina de ensaios universais (MBio II, Biopdi, São Carlos, SP, Brasil), sendo posicionados em uma estrutura de metal, cuja angulação corresponde a 30º em relação à base da máquina de ensaios. Para o teste foi utilizada célula de carga de 1000 kgf, com deslocamento de 1 mm/min e, o ponto de carga foi localizado a 14,5 mm da superfície do cilindro (comprimento do braço de alavanca), para todos os grupos (Figura 16).

Figura 16. Posicionamento do conjunto implante/pilar/parafuso no dispositivo de metal com angulação de 30º para o teste de Resistência à Fratura.



A carga foi aplicada até que ocorresse falha nos componentes dos conjuntos ou quando houvesse deslocamento superior a 2 mm, sem, necessariamente, ocorrência de fratura (Figura 17).

Figura 17. Conjunto implante/pilar/parafuso, após o teste, apresentando deformação na região da plataforma do implante.

3.4.1 Análise em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

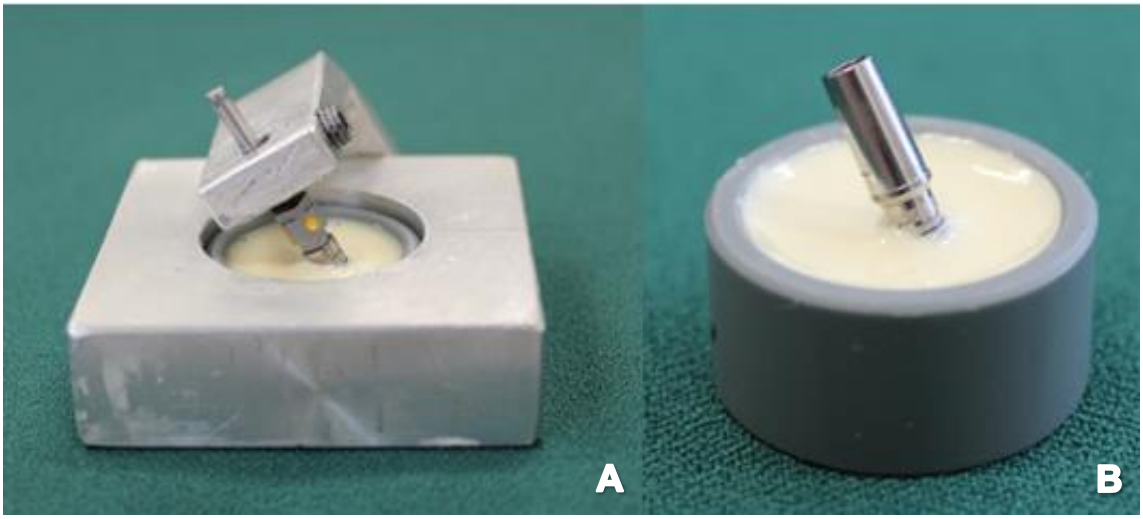
Finalmente, os conjuntos implante/pilar/parafuso foram embutidos em bloco de resina acrílica termopolimerizável e seccionados longitudinalmente em cortadeira de precisão (Isomet 100, Buehler, Illinois, EUA). Em seguida, os cortes obtidos foram polidos com lixas de carbeto de silício de granulações 400, 600, 1200, 1500 e 2000 (T223 Água – Advance, Norton Abrasivos, Saint Gobain, Guarulhos, São Paulo, Brasil). As amostras foram limpas em álcool isopropílico em ultrassom (Ultrasonic Cleaner 1440D, Odontobrás, São Paulo, Brasil), por 10 minutos, para remoção de debris. Posteriormente, foram recobertas com ouro, através do processo de pulverização catódica, pelo período de 120 segundos a 0,1 mbar em equipamento Leica EM SCD050 – Sputter Coater (Leica Microsystems, Viena, Áustria) e examinadas sob microscopia eletrônica de varredura (MEV) (EVO, MA10, Zeiss, Oberkochen, Bade-Vurtemberga, Alemanha), a fim de se verificar, para cada grupo, a ocorrência (ou não) de fraturas, bem como possíveis danos estruturais aos implantes.

3.5 Resistência à Fadiga e Envelhecimento Mecânico

3.5.1 Preparo das amostras

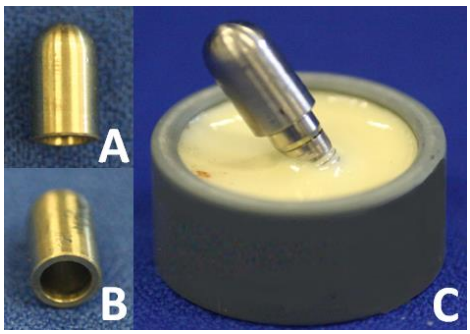
Os implantes foram incluídos em resina de poliuretano (F16, Axson, São Paulo, Brasil), com inclinação de 30° (norma ISO 14801), utilizando um anel de PVC com 2,5 cm de diâmetro (Figura 18). Para essa inclusão, o poliuretano foi pesado - base e catalisador na proporção de 1:1 em balança analítica de precisão Mark (BEL Equipamentos Analíticos Ltda., Piracicaba, São Paulo, Brasil – resolução: 0,0001 g). Após a pesagem, ambos os líquidos foram misturados por 60 segundos e, a mistura, vertida no molde, aguardando-se o tempo de 30 minutos.

Figura 18. Preparo das amostras para o teste de Resistência à Fadiga. **A.** Posicionamento de 30º do implante (acoplado à chave) em matriz de PVC para inclusão em resina de poliuretano. **B.** Vista aproximada do conjunto implante/pilar/parafuso, evidenciando os 3 mm expostos da plataforma do implante (ISO 14801).



O conjunto implante/pilar/parafuso foi levado à máquina de torção (Máquina de Torção, Biopdi) para aplicação do torque de 32 N.cm com chave Hexagonal DeriGrip® (Dérig), segundo recomendação do fabricante. As amostras foram posicionadas na máquina, buscando-se a centralização da ponta antagonista em um dispositivo (capa protetora metálica) desenvolvido para este ensaio, cuja superfície é hemisférica (norma ISO 14801:2016), e que foi acoplado ao pilar, garantindo a fricção mecânica entre capa metálica e componente, conforme Figura 19.

Figura 19. Preparo das amostras para a ciclagem termomecânica. **A** e **B.** Dispositivo metálico desenvolvido para ser acoplado nos respectivos componentes do estudo, conforme norma ISO 14801:2016. **C.** Amostra com o dispositivo metálico em posição.



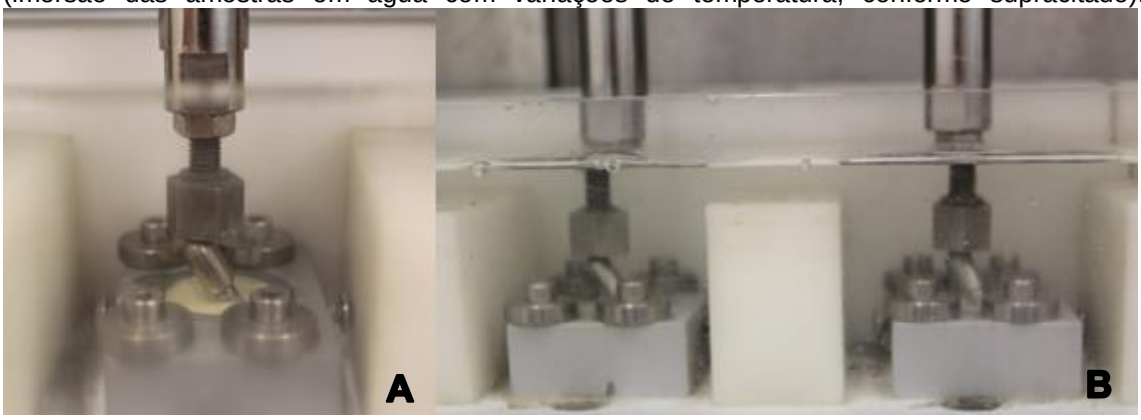
3.5.2 Ensaio cíclico de fadiga mecânica acelerada

Uma vez preparados, os conjuntos implante/pilar (n=12) foram submetidos ao ensaio cíclico de fadiga mecânica (Biocycle, Biopdi, São Carlos, SP, Brasil) (Figura 20), seguindo protocolo de carregamento com frequência de 5 Hz, iniciando o ensaio em 80 N e continuando por estágios de 120, 160, 200, 240, 280 e 320 N, com o máximo de 20.000 ciclos a cada estágio.

Figura 20. Máquina de Ciclagem Termomecânica (Biocycle, Biopdi, São Carlos, SP, Brasil).

As amostras foram posicionadas na máquina, buscando-se a centralização da ponta antagonista em um dispositivo (capa protetora metálica) com uma superfície hemisférica (norma ISO 14801:2016), acoplado ao pilar. Simultaneamente à ciclagem mecânica, as amostras foram submetidas à ciclagem térmica em água (aproximadamente, 25 ciclos térmicos, sendo 50 segundos de imersão, 15 segundos de enchimento e 25 segundos de esvaziamento), cuja variação de temperatura foi entre 5º C e 55º C (Figura 21). As amostras foram carregadas até a falha ou ao máximo de 140.000 ciclos.

Figura 21. Máquina de Ciclagem Termomecânica. **A.** Centralização da amostra: Ponta aplicadora de carga incidindo no centro da capa protetora metálica. **B.** Ciclagem térmica (imersão das amostras em água com variações de temperatura, conforme supracitado).



Após a tabulação dos dados, as correspondentes derivações estatísticas de confiabilidade foram extraídas dos resultados (Magne et al., 2011; Magne et al., 2010). Ainda, a resistência à fadiga dos grupos foi comparada por meio da análise de sobrevivência "Life Table Survival Analysis". Para cada intervalo de tempo (estágio), definido de acordo com cada ciclo de carga, o número de amostras que começaram o intervalo (intactas) e o número das que poderiam ser fraturadas, durante o intervalo, foram tabulados, permitindo-se, assim, o cálculo referente à probabilidade de sobrevivência, para cada período registrado (Magne et al., 2010).

3.5.3 Ensaio de envelhecimento mecânico

Para este ensaio, os conjuntos implante/pilar (n=12) foram posicionados no equipamento utilizado para o ensaio cíclico de fadiga mecânica, e, diferentemente do anterior, a ciclagem mecânica correspondeu a 10^6 ciclos, com frequência de 2 Hz, sob carga contínua de 120 N (Paphangkorakit, Osborn, 1997). Simultaneamente ocorreu a ciclagem térmica (aproximadamente, 2800 ciclos), cuja variação correspondente foi entre 5º C e 55º C, conforme já descrito anteriormente. A padronização no posicionamento das amostras da máquina seguiu o mesmo protocolo, conforme ensaio de fadiga acelerada (norma ISO 14801:2016).

3.5.4 Análise em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) - Minnesota Dental Research Center for Biomaterials and Biomechanics (MDRCBB)

Após aprovação para estágio de três meses na Universidade de Minnesota (EUA), em “Minnesota Dental Research Center for Biomaterials and Biomechanics”, sob supervisão do Prof. Dr. Alex Fok, foram selecionadas amostras dos Ensaios de Fadiga Acelerada e Envelhecimento Mecânico para análise em MEV.

Para isso, os conjuntos implante/pilar/parafuso foram embutidos em bloco de resina acrílica termopolimerizável e seccionados longitudinalmente em cortadeira de precisão (Isomet 100, Buehler, Lake Bluff, IL, USA). Em seguida, os cortes obtidos foram polidos com lixas de carbeto de silício de granulações 200, 800, 1200 e 2000 (3M Wetordry™ Sandpaper, 3M Center, St. Paul, MN).

A análise em MEV foi realizada com o auxílio do Microscópio Eletrônico de Varredura de bancada (TM-3000, Hitachi, High-Technologies Corporation, Tóquio, Japão) (Figura 22).

Figura 22. Microscópio Eletrônico de Varredura de bancada (MDRCBB - University of Minnesota School of Dentistry).

Neste equipamento, nenhuma preparação da amostra é necessária, independentemente do tamanho ou da condutividade. Também não é necessário revestimento com ouro. Para as análises, as configurações utilizadas foram: ampliação 50X, modo de visualização COMPO e tensão de operação de 15 kV. O modo COMPO fornece não só detalhes topográficos, mas, também, contraste com a imagem devido à composição de números de átomos médios diferentes dentro da amostra. Quanto maior o número atômico, mais brilhante a imagem. As análises foram realizadas em todo o conjunto implante/pilar/parafuso para a verificação das falhas, bem como da adaptação nas interfaces implante/pilar e implante/parafuso.

3.6 Análise Estatística

3.6.1 Ensaios de simulação

Para a Resistência ao Torque de Inserção, com a avaliação microtomagráfica da deformação do *tri-channel,* por meio de mensuração bidimensional e tridimensional, as comparações entre os grupos, dentro de cada força, para as variáveis medida linear e volume, foram realizadas através da análise estatística 2-way ANOVA Bonferroni ($p<0,05$), implementada no programa SAS versão 9.4 (SAS Institute Inc., Carolina do Norte, EUA). O ajuste dos modelos foi verificado através da análise de resíduos. Para a Resistência à Fratura, utilizou-se One-way ANOVA (Tukey B, $p<0,05$), com auxílio do programa IBM SPSS Statistics Version 20 (IBM Corporation, Armonk, New York, EUA).

3.6.2 Resistência à Fadiga

O número de cargas até falha foi analisado considerando o estimador de produto-limite de Kaplan-Meier (Kaplan, Meier, 1958). Neste método, os intervalos

de cargas são determinados pelo aparecimento de um evento, ou seja, o número de falhas em cada intervalo deve ser um. Além disso, as probabilidades de sobrevida são obtidas pelo método não paramétrico.

Para o cálculo dos estimadores, realizou-se a tábua de sobrevida, segundo os tempos, de maneira crescente, buscando-se encontrar as probabilidades de sobrevida, em cada estágio de carga, em relação ao número de falhas. Quanto às amostras sobreviventes aos ciclos, faz-se o ajuste segundo a falha (censura), ou seja, as amostras censuradas entram no cálculo da função de probabilidade de sobrevida acumulada até o momento de serem consideradas como perda, o que, consequentemente, propicia o uso mais eficiente das informações disponíveis. Assim, a probabilidade de sobrevida foi determinada em porcentagem, sendo que, quanto mais próximo de 100%, maior é a chance de não haver falha em determinada carga.

Em suma, foi realizada análise de sobrevida para estimar o número de ciclos até a fratura e a carga até a fratura em cada grupo de estudo. O gráfico de Kaplan-Meier foi construído para visualizar a probabilidade de fratura em relação ao número de ciclos, e a variável carga. Modelo de regressão Weibull foi ajustado para verificar se existe diferença estatística em relação ao número de ciclos até a fratura, em cada grupo de estudo. Ainda, foi ajustado outro modelo para verificar a carga até a fratura em cada grupo de estudo. O grupo 3,5 NP foi considerado como referência para as comparações. As análises foram implementadas no programa R versão 3.3.3 (R Statistical Programming Language 3.3.3, Viena, Áustria).

A comparação entre os grupos referente à variável afrouxamento inicial e final, nas ciclagens simuladas e de fadiga, foi realizada considerando os contrastes ortogonais no modelo linear de efeitos mistos. Este modelo capta as duas fontes de

riação que existem nas amostras. O modelo foi implementado no programa SAS versão 9.4 Também foi realizada análise de resíduos para verificar o ajuste dos dados no modelo proposto.

4. Resultados

4. RESULTADOS

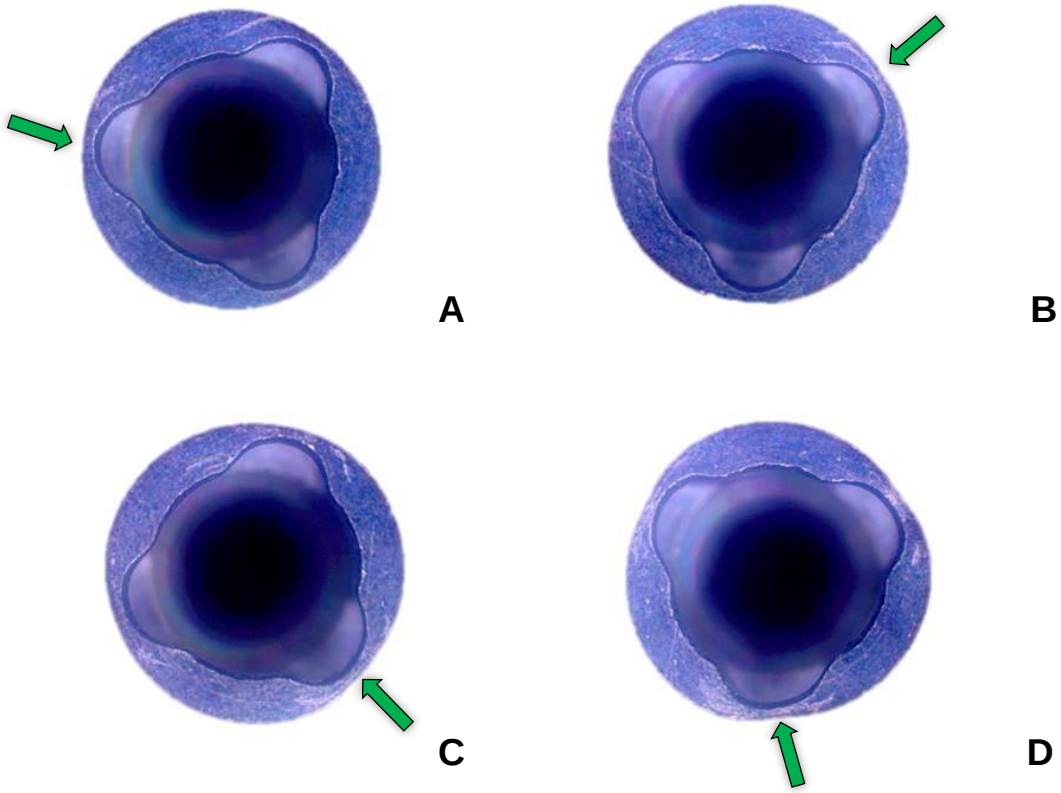
4.1 Ensaios de simulação

4.1.1 Resistência ao Torque de Inserção e Análise Microscópica

Prévia e posteriormente ao teste, utilizando lupa estereoscópica (modelo S8AP0, Leica Microsystems (Schweiz) AG, Heerbrugg, SG, Suíça), foram realizadas análises quantitativas e qualitativas nas imagens dos implantes.

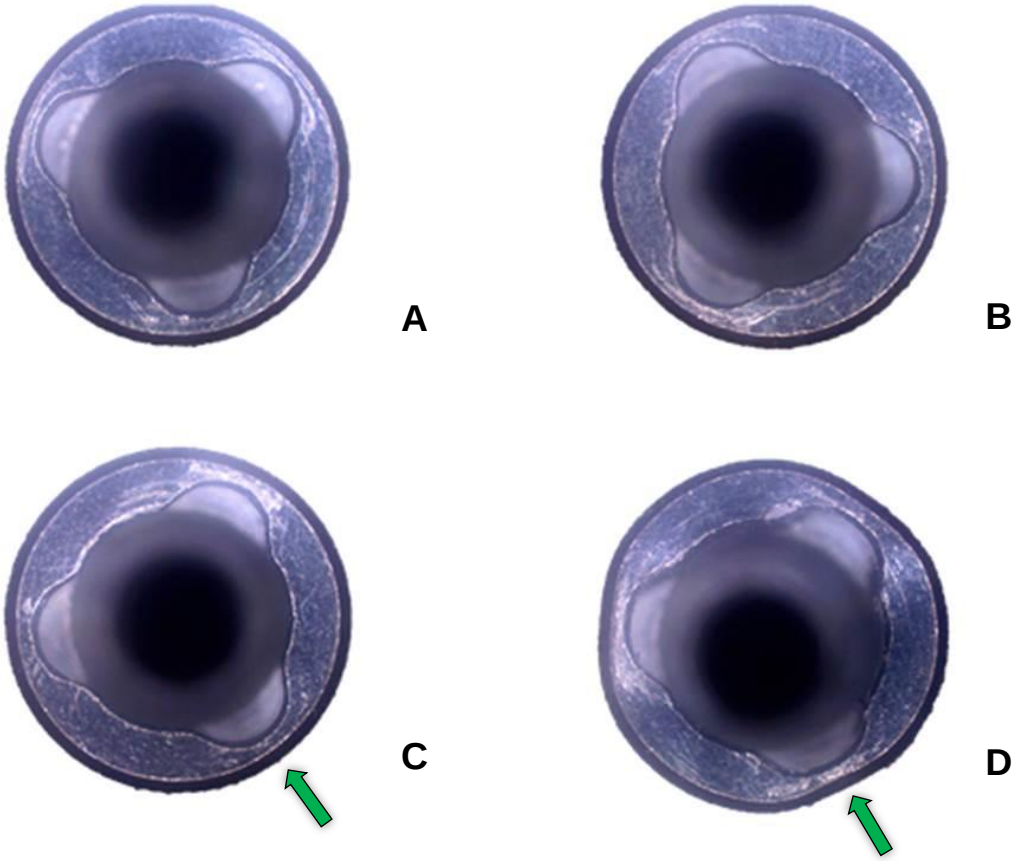
Para a análise qualitativa, novamente, foram obtidas fotomicrografias das plataformas dos implantes em lupa estereoscópica (Leica Microsystems, Schweiz AG) (Figuras 23 a 27).

Figura 23. Fotomicrografias das plataformas dos implantes, posteriormente ao teste de Resistência ao Torque de Inserção dos implantes Ø 3.5 NP (setas: abaulamento e deformação visíveis da plataforma em todos os torques): **A.** Torque de 45 N.cm; **B.** Torque de 80 N.cm; **C.** Torque de 120 N.cm; **D.** Torque de 150 N.cm.



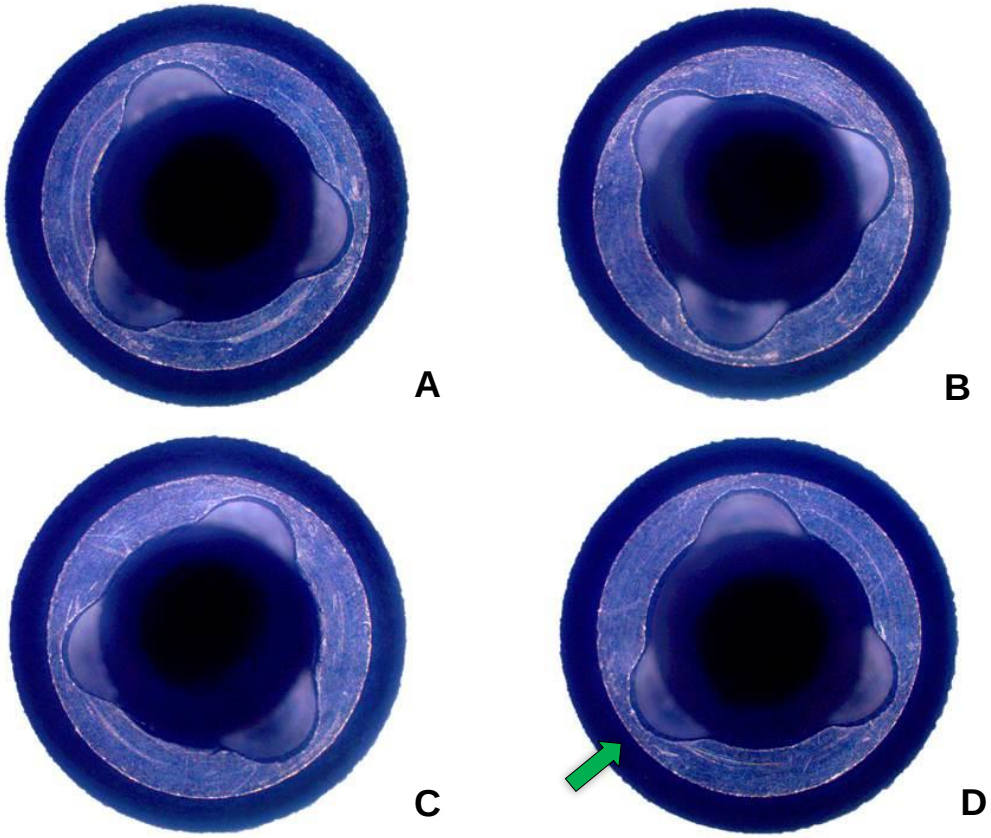
A análise qualitativa do implante Ø 3.5 NP demonstra deformação na plataforma, de forma crescente ao torque aplicado, sendo que, para 150 N.cm houve maior alteração na forma do implante, com estreitamento da porção externa no nódulo *tri-channel*.

Figura 24. Fotomicrografias das plataformas dos implantes, posteriormente ao teste de Resistência ao Torque de Inserção dos implantes Ø 3.75 NP (setas: abaulamento e deformação visíveis da plataforma em torques de 120 e 150 N.cm): **A.** Torque de 45 N.cm; **B.** Torque de 80 N.cm; **C.** Torque de 120 N.cm; **D.** Torque de 150 N.cm.



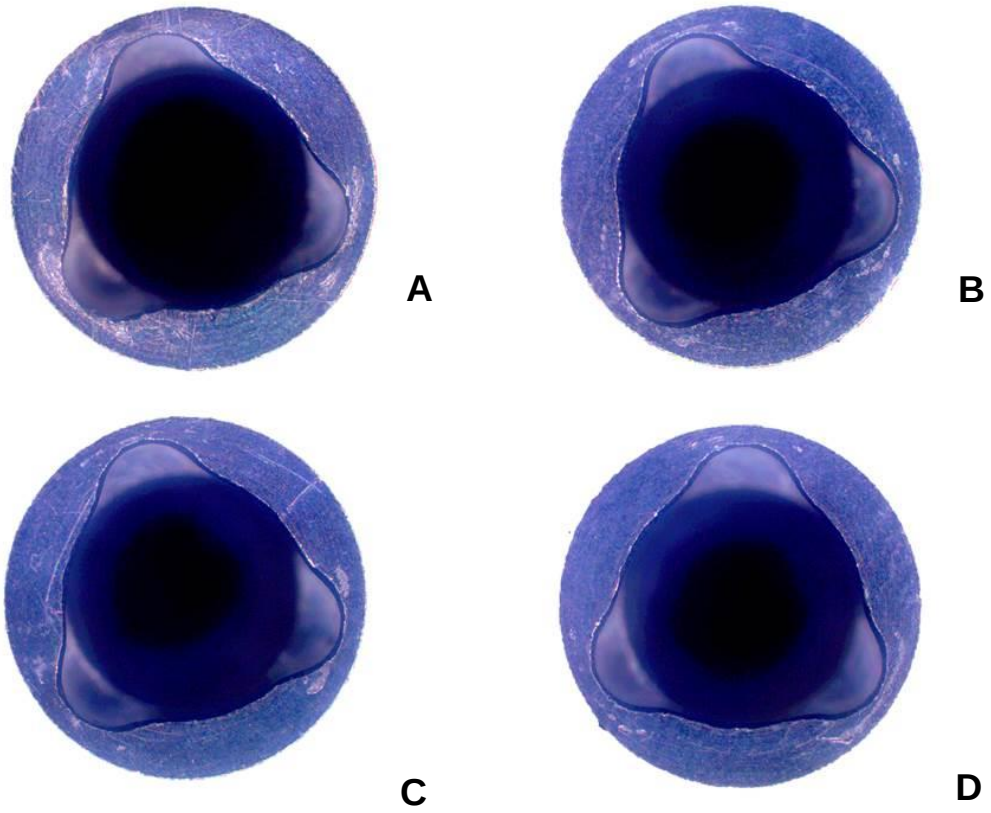
O mesmo foi observado para a plataforma do implante Ø 3.75 NP, com alteração e deformação significantes sob torques de 120 e 150 N.cm.

Figura 25. Fotomicrografias das plataformas dos implantes, posteriormente ao teste de Resistência ao Torque de Inserção dos implantes Ø 4.3 NP (seta: abaulamento e deformação visíveis da plataforma em torque de 150 N.cm): **A.** Torque de 45 N.cm; **B.** Torque de 80 N.cm; **C.** Torque de 120 N.cm; **D.** Torque de 150 N.cm.



Para os implantes com diâmetro 4.3 NP, qualitativamente, houve deformação perceptível em torque de 150 N.cm.

Figura 26. Fotomicrografias das plataformas dos implantes, posteriormente ao teste de Resistência ao Torque de Inserção dos implantes Ø 4.3 RP: **A.** Torque de 45 N.cm; **B.** Torque de 80 N.cm; **C.** Torque de 120 N.cm; **D.** Torque de 150 N.cm.



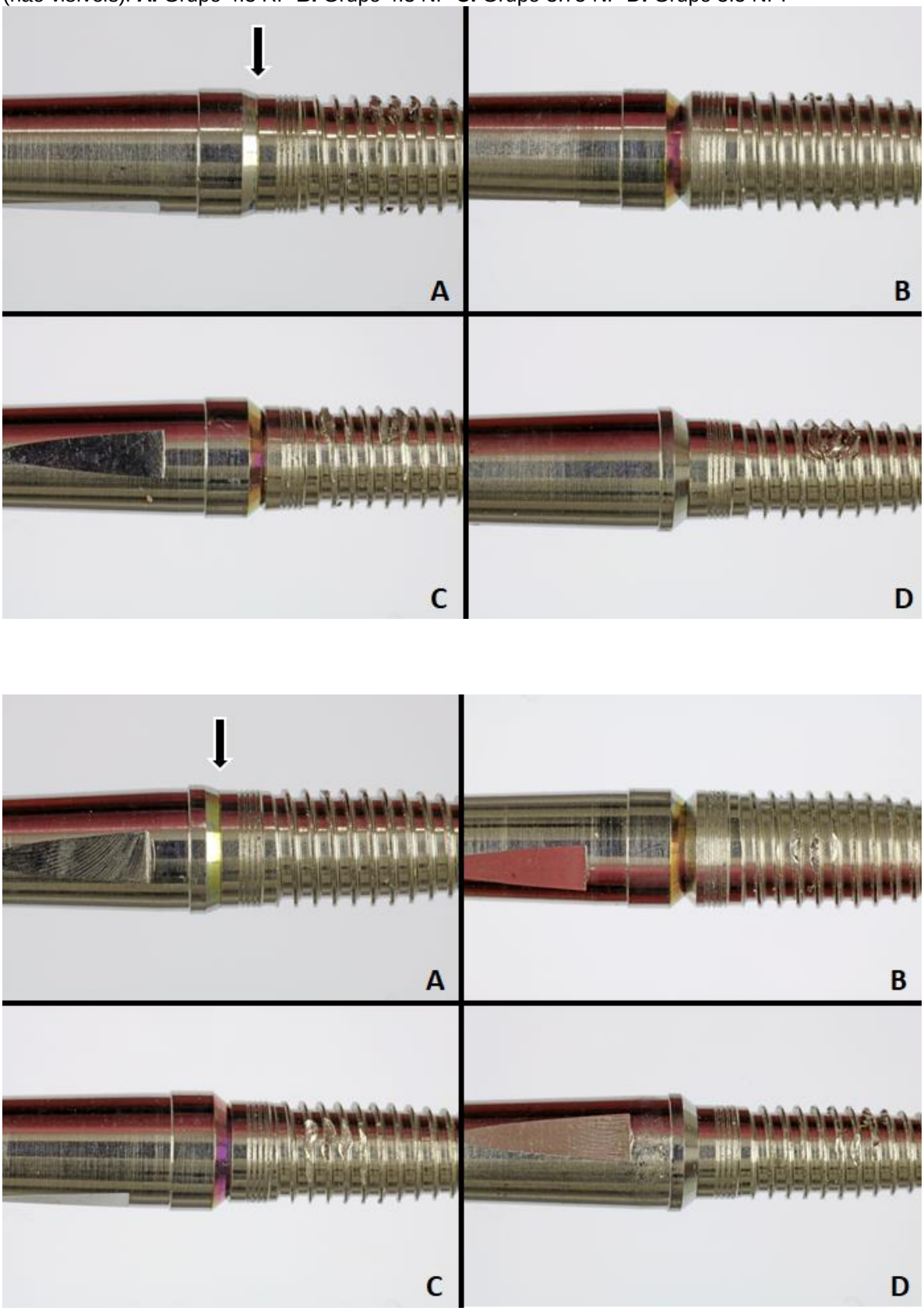
Conforme citado acima, a plataforma 4.3 RP não apresentou alteração perceptível a olho nu.

Após o teste de Resistência ao torque de inserção, as chaves de inserção foram, novamente, fotografadas, e não foram observadas alterações significantes na região em contato com o implante, conforme análise comparativa entre as chaves do grupo 3.75 NP (Figura 27). Ressalta-se que, nos torques de 120 e 150 N.cm, foram utilizadas uma chave para cada implante.

Figura 27. Imagens em câmera fotográfica profissional das chaves de inserção RinGrip®, posteriormente ao teste. **A.** Chave de inserção NP ("Narrow Platform") - torque 80 N.cm. **B.** Chave de inserção RP ("Regular Platform") - torque 80 N.cm.

Da mesma maneira, foram realizadas fotografias dos conjuntos novo e experimental para análise qualitativa e comparativa das possíveis deformações após os torques de inserção. Conforme Figura 28, pode-se afirmar que tais alterações não são visíveis a olho nu, nem com o auxílio de câmera fotográfica, o que justificou, para esta pesquisa, a utilização de método específico como o µCT, a fim de investigar, quali e quantitativamente, tais deformações.

Figura 28. Imagens dos conjuntos novo (acima) e experimental (abaixo) - setas: indicação da região de adaptação (plataforma do implante/pilar protético) e possível formação de *microgaps* (não visíveis). **A.** Grupo 4.3 RP **B.** Grupo 4.3 NP **C.** Grupo 3.75 NP **D.** Grupo 3.5 NP.



4.1.2 Análise em Microtomografia Computadorizada (Micro-CT)

As comparações entre os grupos (3.5 NP, 3.75 NP, 4.3 NP e 4.3 RP) dentro de cada força (45 N, 80 N, 120 N e 150 N) para as variáveis volume (tridimensional) e medida linear (bidimensional) foram realizadas através da análise de variância, implementada no programa SAS versão 9.4.

A distribuição da variável volume (tridimensional) para diferentes grupos e forças, com a média, em porcentagem, da deformação obtida, bem como as comparações entre os grupos, relacionadas aos torques de inserção aplicados são apresentadas nas Tabelas 3 e 4.

Tabela 3. Distribuição da variável volume (tridimensional) em cada grupo e em cada força.

Grupo	Torque (N)	Amostra	Média (%)	Desvio Padrão	Mediana	Q1	Q3
3.5 NP	**45**	10	16,41	0,85	16,23	15,86	17,15
	80		24,94	1,35	25,27	24,34	25,73
	120		41,14	1,71	41,59	39,36	42,56
	150		62,18	0,9	62,19	61,47	62,87
3.75 NP	**45**	10	11,75	1,88	11,41	10,24	13,87
	80		25,04	2,28	25,53	23,67	26,45
	120		38,47	2,59	38,91	36,15	39,43
	150		48,88	2,92	48,11	46,74	52,41
4.3 NP	**45**	10	2,8	1,8	2,86	0,9	4,34
	80		5,42	2,23	4,6	3,4	7,7
	120		9,01	2	8,95	8,07	10,01
	150		15,59	1,77	15,86	13,83	17,56
4.3 RP	**45**	10	1,95	0,82	2,01	1,18	2,72
	80		2,43	0,57	2,63	2,32	2,8
	120		3,46	0,58	3,59	3,07	3,7
	150		4,69	0,88	4,65	4,32	4,99

Tabela 4. Comparações entre os grupos para a variável volume (tridimensional).

Comparações	Estimativa Dif. entre médias	Erro padrão	Estatística T	P-valor
(3.5 NP - 3.75 NP)45 N	4,666	0,795	5,870	<,0001
(3.5 NP - 3.75 NP)80 N	2,782	0,774	3,680	0,0009
(3.5 NP- 3.75 NP)120 N	2,667	0,774	3,450	0,0007
(3.5 NP- 3.75 NP)150 N	13,298	0,774	17,190	<,0001
(3.5 NP - 4.3 NP)45 N	13,607	0,795	17,120	<,0001
(3.5 NP - 4.3 NP)80 N	19,517	0,774	25,230	<,0001
(3.5 NP - 4.3 NP)120 N	32,123	0,774	41,520	<,0001
(3.5 NP - 4.3 NP)150 N	46,584	0,774	60,210	<,0001
(3.5 NP - 4.3 RP)45 N	14,465	0,795	18,200	<,0001
(3.5 NP - 4.3 RP)80 N	22,513	0,774	29,100	<,0001
(3.5 NP - 4.3 RP)120 N	37,676	0,774	48,700	<,0001
(3.5 NP - 4.3 RP)150 N	57,492	0,774	74,310	<,0001
(3.75 NP - 4.3 NP)45 N	8,941	0,774	11,560	<,0001
(3.75 NP - 4.3 NP)80 N	19,617	0,774	25,360	<,0001
(3.75 NP - 4.3 NP)120 N	29,455	0,774	38,070	<,0001
(3.75 NP - 4.3 NP)150 N	33,286	0,774	43,020	<,0001
(3.75 NP - 4.3 RP)45 N	9,798	0,774	12,660	<,0001
(3.75 NP - 4.3 RP)80 N	22,613	0,774	29,230	<,0001
(3.75 NP - 4.3 RP)120 N	35,009	0,774	45,250	<,0001
(3.75 NP - 4.3 RP)150 N	44,195	0,774	57,120	<,0001
(4.3 NP - 4.3 RP)45 N	0,857	0,774	1,110	0,2696
(4.3 NP - 4.3 RP)80 N	2,996	0,774	3,870	0,0002
(4.3 NP - 4.3 RP)120 N	5,554	0,774	7,180	<,0001
(4.3 NP - 4.3 RP)150 N	10,908	0,774	14,100	<,0001

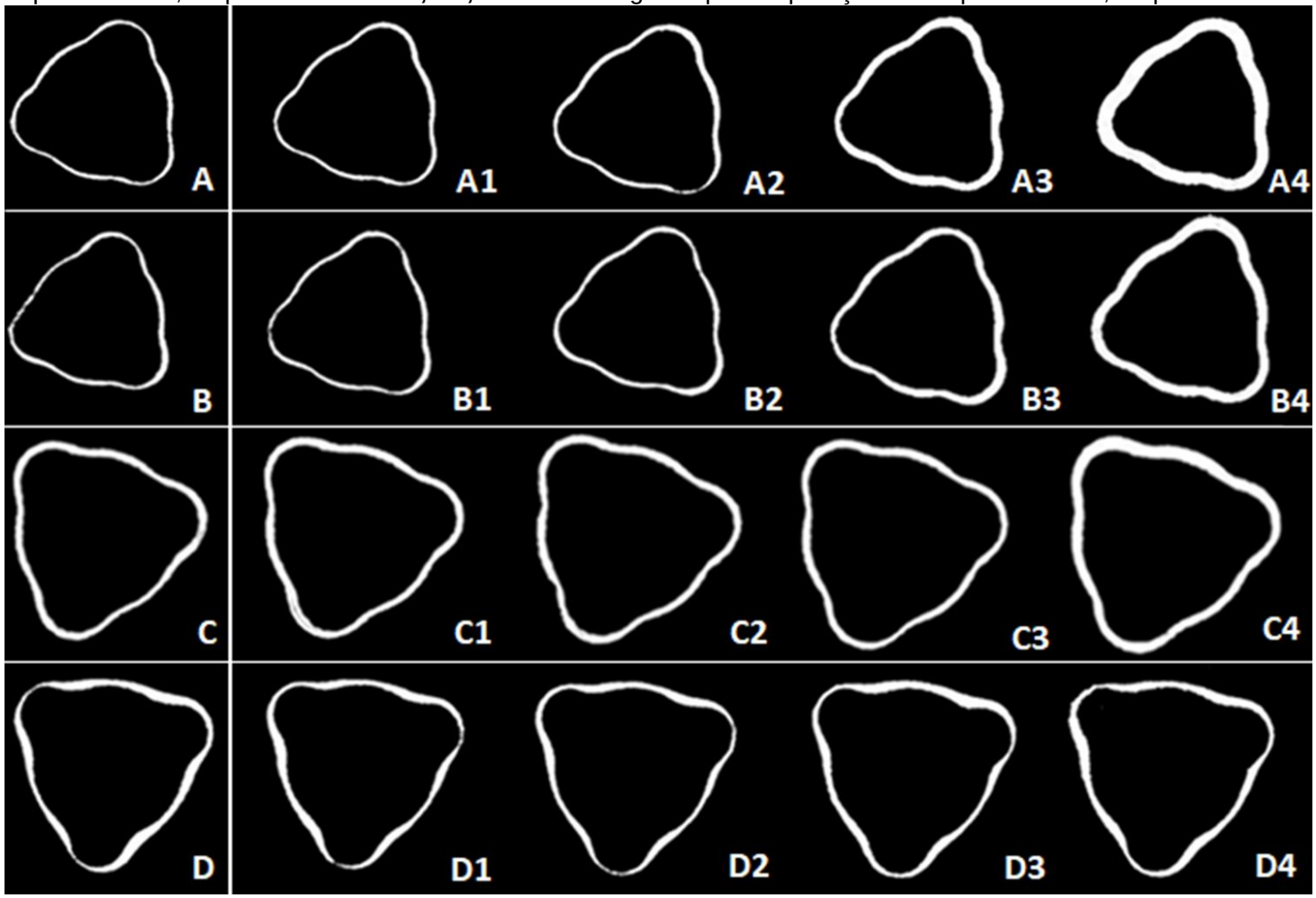
A análise da Tabela 3 (tridimensional) demonstrou altos índices de deformação para os grupos 3.5 NP e 3.75 NP, quando da aplicação de torques elevados (120 N e 150 N). Em contrapartida, para diâmetros maiores, as deformações volumétricas foram mínimas para o torque de 150 N (abaixo de 16% para 4.3 NP e de 5% para 4.3 RP).

Os testes estatísticos aplicados aos dados revelaram diferenças significantes ($p<0,05$) em todas as comparações entre os grupos e os respectivos torques de inserção aplicados, à exceção de 4.3 NP x 4.3 RP (45N) (Tabela 4).

Paralelamente à análise quantitativa, foram geradas as imagens (análise qualitativa) correspondentes ao volume do *gap* formado entre plataforma *tri-channel* e pilar protético. As comparações entre o conjunto novo e as amostras experimentais (45 N, 80 N, 120 N e 150 N) são ilustradas na Figura 29.

A análise das imagens demonstra alteração no volume do *gap* entre plataforma *tri-channel* e pilar protético, especialmente para os grupos de menor diâmetro (3.5 NP e 3.75 NP) em torques mais elevados (80 N, 120 N e 150 N), com poucas variações entre os diâmetros mais amplos. O torque de inserção de 150 N é significativo para a deformação volumétrica de todos os grupos e, comparando-se 3.5 NP com 3.75 NP, a análise qualitativa sugere maior resistência às forças para 3.75 NP, devido ao acréscimo de 0,25 mm no corpo destes implantes. Além disso, a plataforma RP evidencia ser mais resistente em comparação à NP, visto que, no grupo 4.3 RP, não houve alterações evidentes no *gap* em relação ao controle.

Figura 29. Microtomografias com a representação esquemática da deformação do *tri-channel* (área branca): comparação entre o controle e as amostras experimentais. **A, B, C e D.** Grupos Novos (controle): 3.5 NP, 3.75 NP, 4.3 NP e 4.3 RP, respectivamente. **A1, B1, C1 e D1:** imagens após o torque de 45 N, respectivamente. **A2, B2, C2 e D2:** imagens após o torque de 80 N, respectivamente. **A3, B3, C3 e D3:** imagens após a aplicação do torque de 120 N, respectivamente. **A4, B4, C4 e D4:** imagens após a aplicação do torque de 150 N, respectivamente.



Com base nas microtomografias acima, é possível afirmar que, no torque de 45 N, para todos os grupos, não foram observadas alterações significativas no *microgap* em relação aos grupos controles. Para 3.5 NP, no torque de 80 N e 120 N, nota-se ligeiro espessamento do *microgap* (maior para 120 N), enquanto que, no torque de 150 N, há espessamento em toda a região, significativo em relação ao controle. Para os grupos 3.75 NP, 4.3 NP e 4.3 RP, o torque de 80 N não gerou alterações significativas. O grupo 3.75 NP apresentou espessamento do *microgap* em torques elevados (120 N e 150 N), significativos em relação ao grupo controle, porém com menor alteração comparada ao grupo 3.5 NP. Para os grupos com diâmetro 4,3 mm, pode-se observar que apenas em 4.3 NP houve alteração no *microgap* quando da aplicação do torque de 150 N, sendo que, para 4.3 RP, independentemente do torque de inserção, não foram observadas alterações significativas.

Tabela 5. Distribuição da variável medida linear (bidimensional) em cada grupo e em cada força.

Grupo	Torque (N)	Amostra	Média (%)	Desvio Padrão	Mediana	Q1	Q3
3.5 NP	**45**	10	18,25	1,59	19,21	16,95	19,25
	80		22,8	1,45	22,91	22,09	23,57
	120		42,16	1,84	42,08	40,84	43,47
	150		61,32	2,83	61,64	58,91	63,68
3.75 NP	**45**	10	15,51	0,99	15,68	14,45	16,21
	80		19,36	1,32	19,54	19,06	19,97
	120		36,35	1,8	35,96	35,2	37,38
	150		43,73	1,53	43,25	42,84	44,54
4.3 NP	**45**	10	0,5	0,21	0,44	0,36	0,72
	80		1,88	0,28	1,83	1,69	2,15
	120		19,92	0,78	19,65	19,42	19,97
	150		25,71	2,82	24,3	23,41	29,43
4.3 RP	**45**	10	0,03	0,01	0,03	0,02	0,03
	80		0,12	0,05	0,12	0,1	0,15
	120		0,33	0,04	0,33	0,31	0,35
	150		0,77	0,08	0,77	0,7	0,8

Tabela 6. Comparações entre grupos para a variável medida linear (bidimensional).

Comparações	Estimativa Dif. entre médias	Erro padrão	Estatística T	P-valor
(3.5 NP - 3.75 NP)45 N	2,746	0,642	4,280	<,0001
(3.5 NP - 3.75 NP)80 N	3,437	0,642	5,350	<,0001
(3.5 NP- 3.75 NP)120 N	5,808	0,642	9,040	<,0001
(3.5 NP- 3.75 NP)150 N	17,594	0,642	27,400	<,0001
(3.5 NP - 4.3 NP)45 N	17,755	0,642	27,650	<,0001
(3.5 NP - 4.3 NP)80 N	20,922	0,642	32,580	<,0001
(3.5 NP - 4.3 NP)120 N	22,241	0,642	34,630	<,0001
(3.5 NP - 4.3 NP)150 N	35,612	0,642	55,450	<,0001
(3.5 NP - 4.3 RP)45 N	18,227	0,642	28,380	<,0001
(3.5 NP - 4.3 RP)80 N	22,678	0,642	35,310	<,0001
(3.5 NP - 4.3 RP)120 N	41,829	0,642	65,130	<,0001
(3.5 NP - 4.3 RP)150 N	60,553	0,642	94,290	<,0001
(3.75 NP - 4.3 NP)45 N	15,009	0,642	23,370	<,0001
(3.75 NP - 4.3 NP)80 N	17,485	0,642	27,230	<,0001
(3.75 NP - 4.3 NP)120 N	16,433	0,642	25,590	<,0001
(3.75 NP - 4.3 NP)150 N	18,018	0,642	28,060	<,0001
(3.75 NP - 4.3 RP)45 N	15,480	0,642	24,110	<,0001
(3.75 NP - 4.3 RP)80 N	19,241	0,642	29,960	<,0001
(3.75 NP - 4.3 RP)120 N	36,022	0,642	56,090	<,0001
(3.75 NP - 4.3 RP)150 N	42,959	0,642	66,890	<,0001
(4.3 NP - 4.3 RP)45 N	0,472	0,642	0,730	0,4639
(4.3 NP - 4.3 RP)80 N	1,756	0,642	2,730	0,007
(4.3 NP - 4.3 RP)120 N	19,588	0,642	30,500	<,0001
(4.3 NP - 4.3 RP)150 N	24,940	0,642	38,840	<,0001

A análise da Tabela 5 (bidimensional) também demonstrou altos índices de deformação para os grupos 3.5 NP e 3.75 NP, quando da aplicação de torques elevados (120 N e 150 N). Comportamento semelhante à análise tridimensional foi observado nesta análise bidimensional, em que, para diâmetros maiores, as deformações lineares foram mínimas para o torque de 150 N (abaixo de 26% para 4.3 NP e de 1% para 4.3 RP).

Os testes estatísticos revelaram diferenças significantes ($p<0,05$) em todas as comparações entre os grupos e os respectivos torques de inserção aplicados, à exceção de 4.3 NP x 4.3 RP (45 N) (Tabela 6).

Ainda para a análise bidimensional (linear), as comparações entre as medidas, dentro de cada força, com o controle, em cada grupo, foram realizadas através de contrastes ortogonais, utilizando-se o modelo de efeito linear com efeitos mistos. Este modelo considera as repetições de medidas em cada amostra como o efeito aleatório do modelo, e, para variáveis grupo e força, efeitos fixos. O ajuste do modelo foi verificado através da análise de resíduos (Tabelas 7, 8, 9 e 10).

Tabela 7. Comparações entre controle (novo) e medidas dos lóbulos.

Grupo	Torque	Amostra	Estimativa Dif. entre médias	Erro Padrão	Estatística t	P-valor
3.5 NP	45 N	1	-4,917	2,278	-2,160	0,031
		2	-5,664	2,218	-2,550	0,0107
		3	-6,514	2,218	-2,940	0,0033
		4	-6,484	2,218	-2,920	0,0035
		5	-6,436	2,218	-2,900	0,0037
		6	-6,437	2,218	-2,900	0,0037
		7	-5,668	2,218	-2,560	0,0106
		8	-6,414	2,218	-2,890	0,0038
		9	-6,432	2,218	-2,900	0,0037
		10	-6,057	2,218	-2,730	0,0063
3.5 NP	80 N	1	-6,610	2,218	-2,980	0,0029
		2	-7,761	2,218	-3,500	0,0005
		3	-7,678	2,218	-3,460	0,0005
		4	-8,407	2,218	-3,790	0,0002
		5	-7,509	2,218	-3,390	0,0007
		6	-7,637	2,218	-3,440	0,0006
		7	-7,879	2,218	-3,550	0,0004
		8	-8,073	2,218	-3,640	0,0003
		9	-7,386	2,218	-3,330	0,0009
		10	-7,273	2,218	-3,280	0,001
3.5 NP	120 N	1	-13,628	2,218	-6,150	<,0001
		2	-13,651	2,218	-6,160	<,0001
		3	-14,414	2,218	-6,500	<,0001
		4	-14,367	2,218	-6,480	<,0001
		5	-13,673	2,218	-6,170	<,0001
		6	-13,767	2,218	-6,210	<,0001
		7	-14,984	2,218	-6,760	<,0001
		8	-14,532	2,218	-6,550	<,0001
		9	-13,097	2,218	-5,910	<,0001
		10	-14,832	2,218	-6,690	<,0001
3.5 NP	150 N	1	-20,980	2,218	-9,460	<,0001
		2	-19,560	2,218	-8,820	<,0001
		3	-18,968	2,218	-8,550	<,0001
		4	-21,873	2,218	-9,860	<,0001
		5	-20,230	2,218	-9,120	<,0001
		6	-19,694	2,218	-8,880	<,0001
		7	-19,989	2,218	-9,010	<,0001
		8	-21,426	2,218	-9,660	<,0001
		9	-21,426	2,218	-9,660	<,0001
		10	-21,288	2,218	-9,600	<,0001

Tabela 8. Comparações entre controle (novo) e medidas dos lóbulos.

Grupo	Torque	Amostra	Estimativa Dif. entre médias	Erro Padrão	Estatística t	P-valor
3.75 NP	**45 N**	**1**	-6,367	2,218	-2,870	0,0041
		2	-5,524	2,218	-2,490	0,0128
		3	-5,576	2,218	-2,510	0,0119
		4	-6,208	2,218	-2,800	0,0051
		5	-6,069	2,218	-2,740	0,0062
		6	-5,677	2,218	-2,560	0,0105
		7	-6,167	2,218	-2,780	0,0054
		8	-6,495	2,218	-2,930	0,0034
		9	-6,682	2,218	-3,010	0,0026
		10	-6,151	2,218	-2,770	0,0056
3.75 NP	**80 N**	**1**	-7,485	2,218	-3,380	0,0007
		2	-7,667	2,218	-3,460	0,0005
		3	-8,561	2,218	-3,860	0,0001
		4	-7,621	2,218	-3,440	0,0006
		5	-7,723	2,218	-3,480	0,0005
		6	-7,689	2,218	-3,470	0,0005
		7	-7,844	2,218	-3,540	0,0004
		8	-7,868	2,218	-3,550	0,0004
		9	-6,646	2,218	-3,000	0,0027
		10	-6,949	2,218	-3,130	0,0017
3.75 NP	**120 N**	**1**	-13,416	2,218	-6,050	<,0001
		2	-13,828	2,218	-6,240	<,0001
		3	-14,683	2,218	-6,620	<,0001
		4	-13,945	2,218	-6,290	<,0001
		5	-14,264	2,218	-6,430	<,0001
		6	-15,442	2,218	-6,960	<,0001
		7	-13,987	2,218	-6,310	<,0001
		8	-13,557	2,218	-6,110	<,0001
		9	-15,419	2,218	-6,950	<,0001
		10	-14,267	2,218	-6,430	<,0001
3.75 NP	**150 N**	**1**	-16,609	2,218	-7,490	<,0001
		2	-17,497	2,218	-7,890	<,0001
		3	-17,519	2,218	-7,900	<,0001
		4	-17,028	2,218	-7,680	<,0001
		5	-16,829	2,218	-7,590	<,0001
		6	-16,749	2,218	-7,550	<,0001
		7	-17,073	2,218	-7,700	<,0001
		8	-16,949	2,218	-7,640	<,0001
		9	-18,671	2,218	-8,420	<,0001
		10	-16,854	2,218	-7,600	<,0001

A análise das Tabelas 7 e 8 (medidas lineares) demonstrou que há diferença significativa (p<0,05) para os grupos 3.5 NP e 3.75 NP em todas as comparações entre o conjunto novo (controle) e os conjuntos experimentais.

Tabela 9. Comparações entre controle (novo) e medidas dos lóbulos.

Grupo	Torque	Amostra	Estimativa Dif. entre médias	Erro Padrão	Estatística t	P-valor
4.3 NP	45 N	1	-0,259	2,218	-0,120	0,907
		2	-0,067	2,218	-0,030	0,9758
		3	-0,222	2,218	-0,100	0,9202
		4	-0,258	2,218	-0,120	0,9075
		5	-0,292	2,218	-0,130	0,8952
		6	-0,128	2,218	-0,060	0,9539
		7	-0,144	2,218	-0,070	0,9482
		8	-0,171	2,218	-0,080	0,9384
		9	-0,127	2,218	-0,060	0,9543
		10	-0,110	2,218	-0,050	0,9606
4.3 NP	80 N	1	-0,767	2,218	-0,350	0,7296
		2	-0,834	2,218	-0,380	0,7068
		3	-0,558	2,218	-0,250	0,8013
		4	-0,545	2,218	-0,250	0,8058
		5	-0,687	2,218	-0,310	0,7568
		6	-0,603	2,218	-0,270	0,7858
		7	-0,617	2,218	-0,280	0,7808
		8	-0,609	2,218	-0,270	0,7836
		9	-0,696	2,218	-0,310	0,7536
		10	-0,779	2,218	-0,350	0,7253
4.3 NP	120 N	1	-7,016	2,218	-3,160	0,0016
		2	-7,091	2,218	-3,200	0,0014
		3	-7,594	2,218	-3,420	0,0006
		4	-6,933	2,218	-3,130	0,0018
		5	-6,964	2,218	-3,140	0,0017
		6	-6,866	2,218	-3,100	0,002
		7	-6,882	2,218	-3,100	0,0019
		8	-7,015	2,218	-3,160	0,0016
		9	-7,638	2,218	-3,440	0,0006
		10	-7,131	2,218	-3,220	0,0013
4.3 NP	150 N	1	-8,366	2,218	-3,770	0,0002
		2	-10,509	2,218	-4,740	<,0001
		3	-10,366	2,227	-4,650	<,0001
		4	-10,516	2,218	-4,740	<,0001
		5	-8,349	2,218	-3,760	0,0002
		6	-9,450	2,218	-4,260	<,0001
		7	-8,364	2,218	-3,770	0,0002
		8	-8,313	2,218	-3,750	0,0002
		9	-8,987	2,218	-4,050	<,0001
		10	-8,361	2,218	-3,770	0,0002

Em relação ao grupo 4.3NP, a Tabela 9 indica diferenças significantes (p<0,05) entre as comparações conjuntos novos e experimentais quando da aplicação de torques elevados (120 N e 150 N).

Tabela 10. Comparações entre controle (novo) e medidas dos lóbulos.

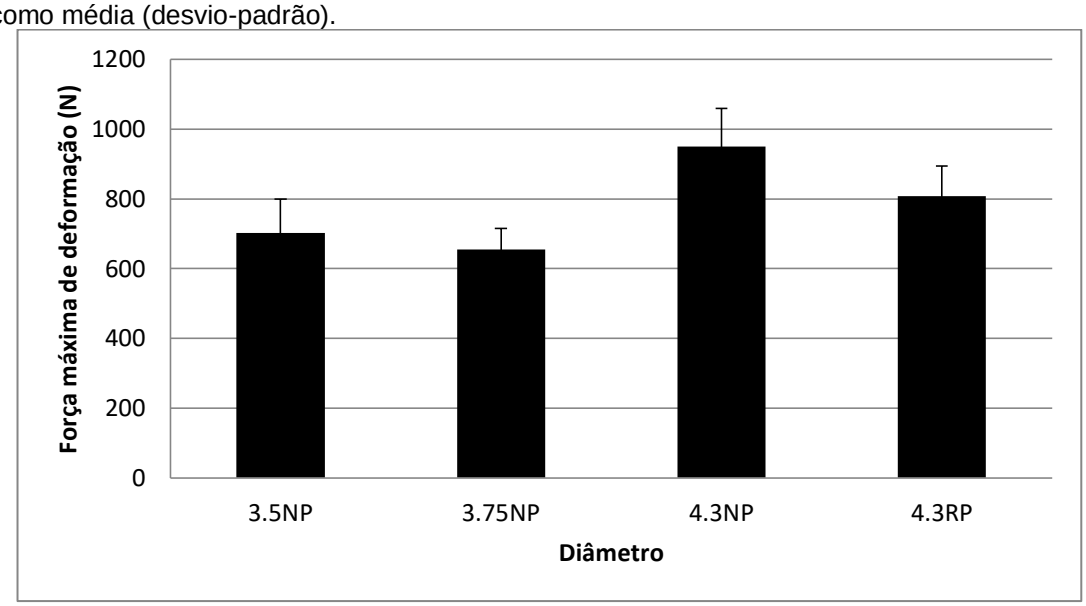
Grupo	Torque	Amostra	Estimativa Dif. entre médias	Erro Padrão	Estatística t	P-valor
4.3 RP	45 N	1	-0,011	2,218	-0,010	0,996
		2	-0,009	2,218	0,000	0,9969
		3	-0,019	2,218	-0,010	0,9931
		4	-0,012	2,218	-0,010	0,9956
		5	-0,015	2,218	-0,010	0,9947
		6	-0,014	2,218	-0,010	0,9949
		7	-0,014	2,218	-0,010	0,9951
		8	-0,006	2,218	0,000	0,9977
		9	-0,020	2,218	-0,010	0,993
		10	-0,007	2,218	0,000	0,9975
4.3 RP	80 N	1	-0,033	2,218	-0,020	0,988
		2	-0,011	2,218	0,000	0,9962
		3	-0,070	2,218	-0,030	0,9748
		4	-0,093	2,218	-0,040	0,9667
		5	-0,063	2,218	-0,030	0,9773
		6	-0,055	2,218	-0,020	0,9802
		7	-0,066	2,218	-0,030	0,9761
		8	-0,052	2,218	-0,020	0,9813
		9	-0,079	2,218	-0,040	0,9716
		10	-0,049	2,218	-0,020	0,9823
4.3 RP	120 N	1	-0,159	2,218	-0,070	0,9428
		2	-0,118	2,218	-0,050	0,9575
		3	-0,200	2,218	-0,090	0,9282
		4	-0,161	2,218	-0,070	0,942
		5	-0,166	2,218	-0,070	0,9405
		6	-0,156	2,218	-0,070	0,9438
		7	-0,172	2,218	-0,080	0,9382
		8	-0,146	2,218	-0,070	0,9476
		9	-0,164	2,218	-0,070	0,9412
		10	-0,150	2,218	-0,070	0,946
4.3 RP	150 N	1	-0,404	2,218	-0,180	0,8556
		2	-0,447	2,218	-0,200	0,8404
		3	-0,384	2,218	-0,170	0,8624
		4	-0,366	2,218	-0,170	0,8689
		5	-0,332	2,218	-0,150	0,881
		6	-0,356	2,218	-0,160	0,8725
		7	-0,378	2,218	-0,170	0,8648
		8	-0,316	2,218	-0,140	0,8866
		9	-0,372	2,218	-0,170	0,8669
		10	-0,336	2,218	-0,150	0,8798

A Tabela 10 demonstra que, para o grupo 4.3RP, não houve diferenças significantes (p>0,05) entre as comparações conjuntos novos e experimentais, independentemente dos torques de inserção aplicados.

4.2 Resistência à Fratura e Análise Microscópica

Os valores das médias da força máxima de deformação, para cada grupo, encontram-se no Gráfico 1.

Gráfico 1. Representação gráfica da força máxima de deformação (N). Dados representados como média (desvio-padrão).



Para ensaio de Resistência à Fratura (1-way ANOVA, Tukey B, p<0,05), pode-se afirmar que 4.3 NP apresentou força máxima de deformação, maior (p<0,05) que 3.75 NP e 3.5 NP (p=0,004), porém não houve diferença entre 4.3 RP, 3.5 NP e 3.75 NP (p>0,05).

Após o teste de Resistência à Fratura, foram selecionadas amostras significantes para a Microscopia Eletrônica de Varredura. As fotomicrografias podem ser observadas nas Figuras 30 a 33.

Figura 30. Fotomicrografia do conjunto implante/pilar/parafuso 3.5 NP (setas: deformações nos componentes no sentido de aplicação da carga - - maior deformação na plataforma).

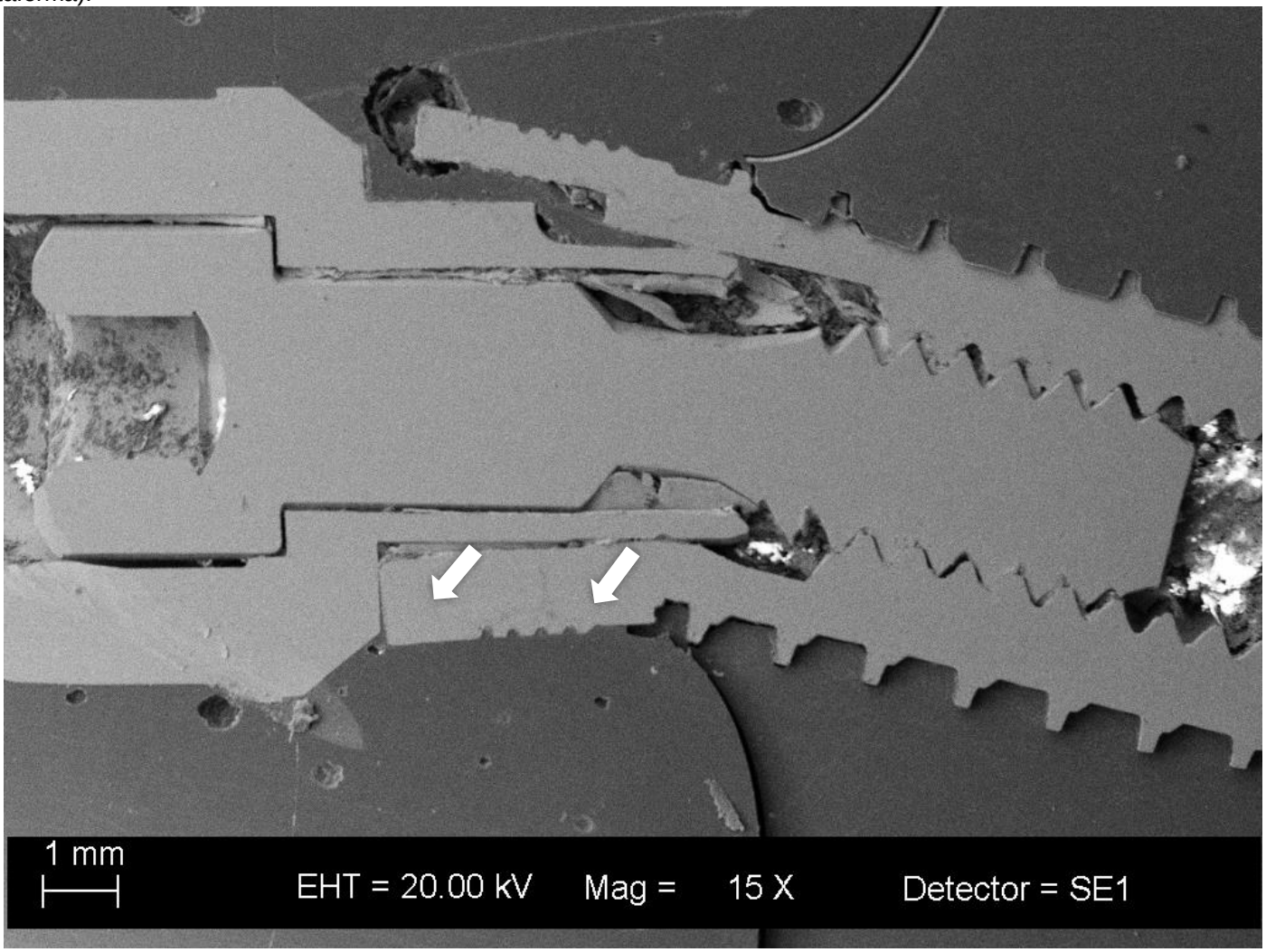


Figura 31. Fotomicrografia do conjunto implante/pilar/parafuso 3.75 NP (setas: deformações nos componentes no sentido de aplicação da carga - maior deformação na plataforma).

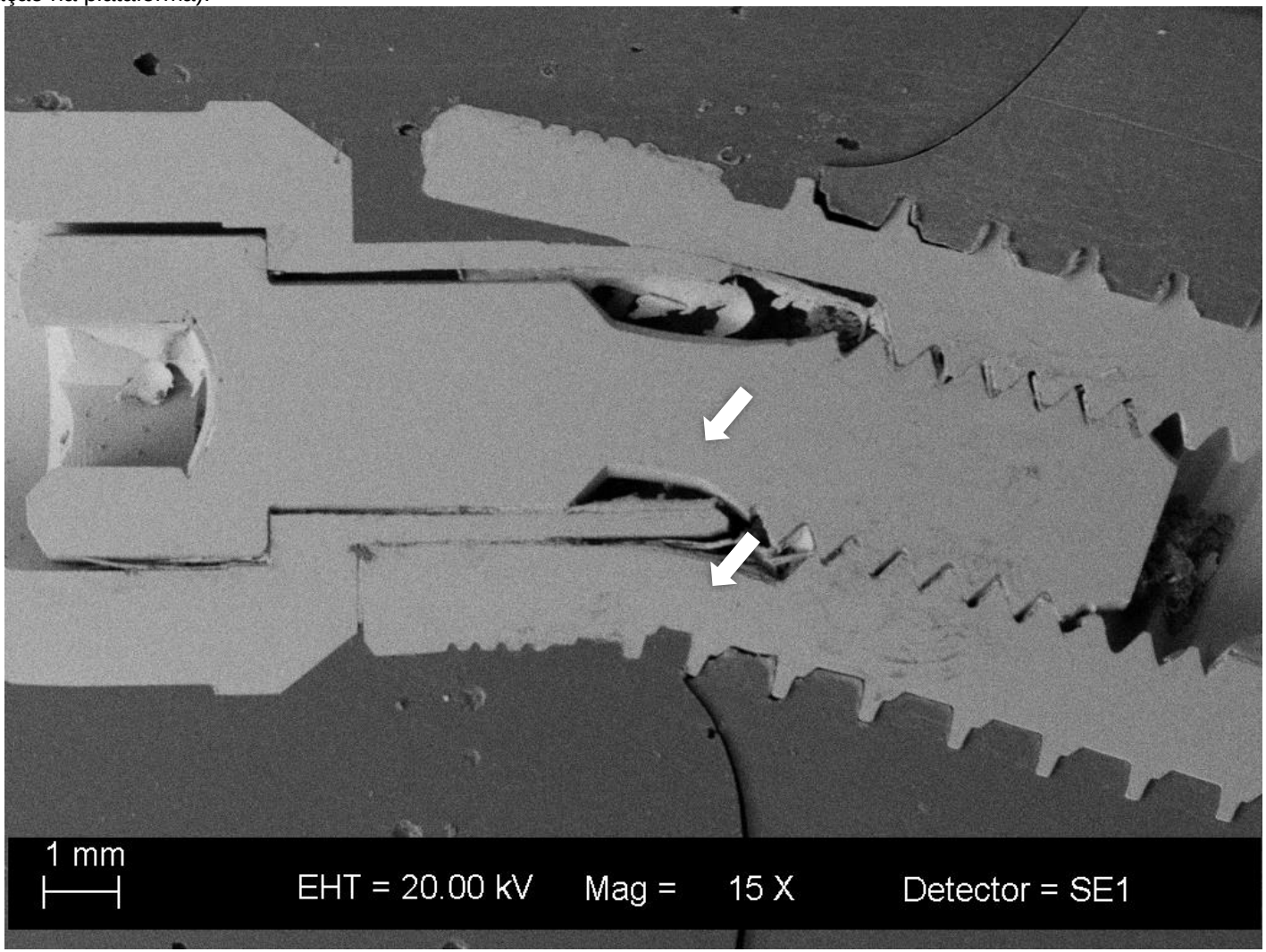


Figura 32. Fotomicrografia do conjunto implante/pilar/parafuso 4.3 NP (setas: deformações nos componentes no sentido de aplicação da carga - deformação em plataforma e componentes protéticos).

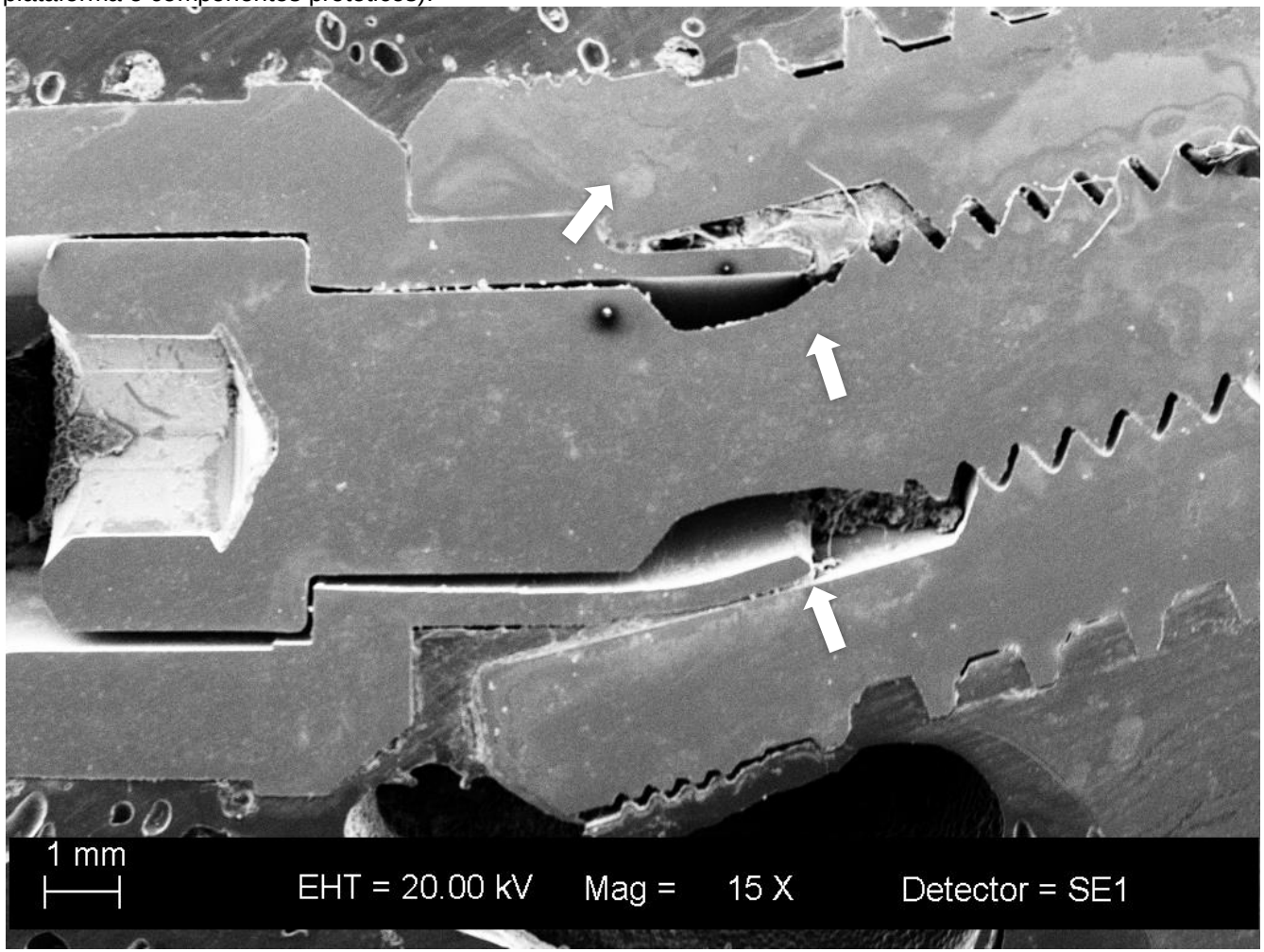
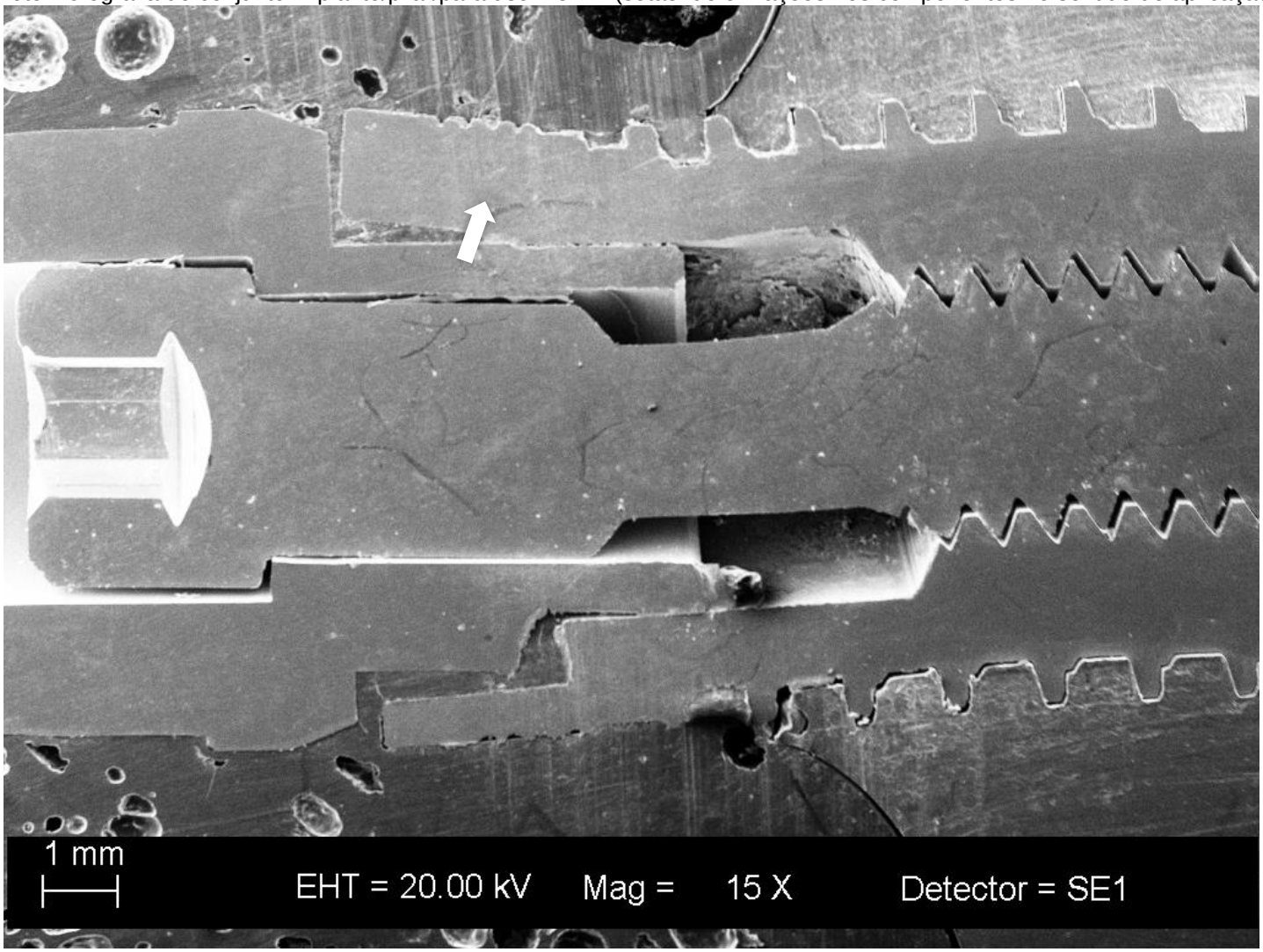


Figura 33. Fotomicrografia do conjunto implante/pilar/parafuso 4.3 RP (setas: deformações nos componentes no sentido de aplicação da carga).



Analisando-se as fotomicrografias dos conjuntos acima é possível discorrer que houve maiores deformações no sentido de aplicação da força e que a região mais afetada foi a plataforma do implante. Nota-se, ainda, que a plataforma RP apresentou menor deformação, quando comparada às demais.

4.3 Resistência à fadiga

4.3.1 Ensaios de Envelhecimento mecânico e Fadiga acelerada

Os valores médios referentes aos ensaios de envelhecimento mecânico e fadiga acelerada, bem como os respectivos desvios-padrão obtidos para os diferentes grupos do estudo são apresentados na Tabela 5. Já as comparações entre os grupos referentes às variáveis afrouxamentos inicial e final, nas ciclagens de envelhecimento mecânico e de fadiga acelerada estão nas Tabelas 11 e 12, respectivamente. Os Gráficos 2 e 3 apresentam as médias e os desvios-padrão para os ensaios de Envelhecimento mecânicoe Fadiga acelerada, respectivamente.

Tabela 11. Distribuição dos resultados de afrouxamento inicial e final (%) nos resultados de ciclagens de Envelhecimento mecânico e de Fadiga acelerada.

Grupo	Tempo	Variável	N	Média	Desvio Padrão	Mediana	Q1	Q3	Mín.	Máx.
3.5 NP	Inicial	Simulação	12	22,13	6,28	22,93	16,8	26,9	10,9	31,89
		Fadiga	12	15,06	5,18	16,25	9,8	18	6,8	22,7
	Final	Simulação	11	32,61	8,8	31,68	27	38,3	16,6	47,84
		Fadiga	0							
3.75 NP	Inicial	Simulação	12	20,51	6,88	21,12	14,5	26	10,5	30,96
		Fadiga	12	13,18	7,45	10,25	7,5	18	5	28,3
	Final	Simulação	12	29,6	7,49	29,01	25	34	17,8	42,72
		Fadiga	11	48,41	19,59	52,9	29,5	65	21,6	76,6
4.3 NP	Inicial	Simulação	12	13,02	6,12	11,99	7,88	16,5	6,83	27,38
		Fadiga	12	18,37	8,05	16,25	11,4	24	9,3	32,1
	Final	Simulação	12	23,28	13,15	20,85	14,7	30,8	5,61	50,62
		Fadiga	12	36,18	18,55	27,65	22,8	48,8	19,3	77,5
4.3 RP	Inicial	Simulação	12	14,67	6,53	12,11	10,3	17,8	6,88	28,13
		Fadiga	12	25,33	8,51	24,55	18,6	31,7	14,9	42,1
	Final	Simulação	12	29,55	26,89	18,79	13,7	36,7	7,08	97,81
		Fadiga	12	34,17	14,03	32,15	22,8	45,7	15	60

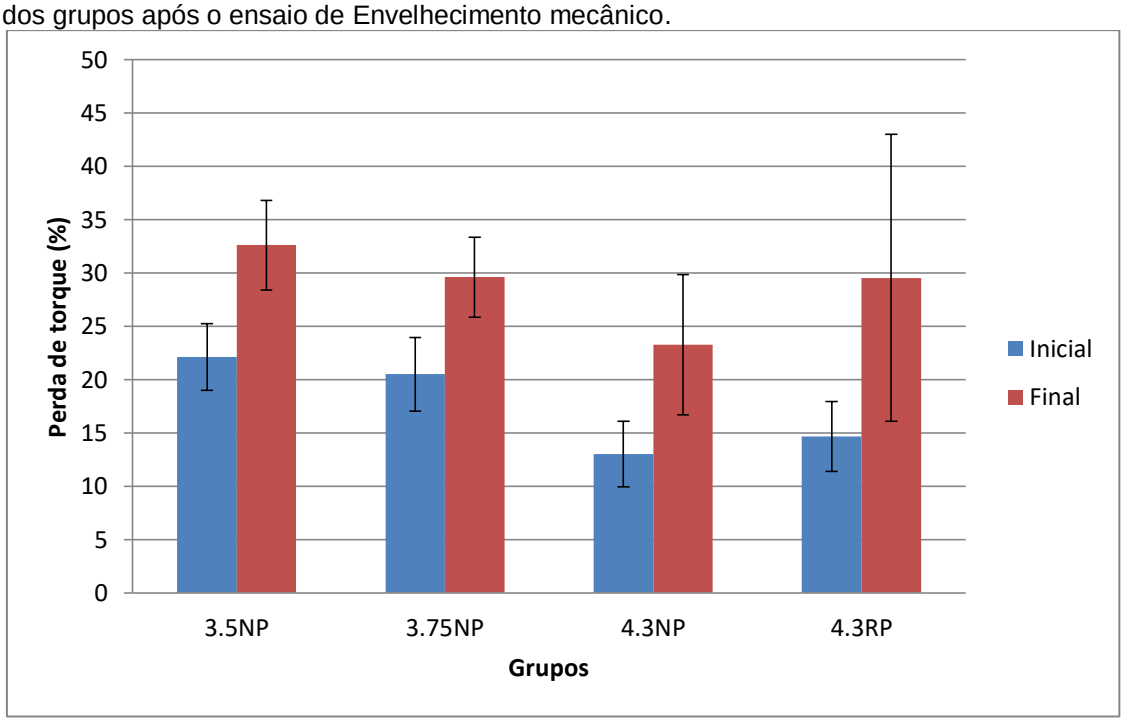
De acordo com a Tabela 11, pode-se afirmar que, para os afrouxamentos inicial e final, na Envelhecimento mecânico, as maiores médias ocorreram para o grupo 3.5 NP, enquanto que o grupo 4.3 NP apresentou os menores valores. Para a Fadiga acelerada, quanto ao afrouxamento inicial, o grupo 4.3 RP apresentou os maiores valores, seguido de 4.3 NP, 3.5 NP e 3.75 NP. Em relação ao afrouxamento final, é possível observar que as médias se apresentaram em ordem decrescente segundo o diâmetro e o tipo de plataforma, isto é, 3.75 NP, 4.3 NP e 4.3 RP, à exceção do grupo 3.5 NP, cujo afrouxamento final não foi medido, uma vez que as amostras sofreram fraturas durante o ensaio, excluindo-as da aferição de torque.

Tabela 12. Comparações referentes aos resultados de afrouxamento para os dados de Envelhecimento mecânico.

Comparações	Estimativa da diferença entre as médias	IC 95%		P-valor*
(Inicial - Final) 3.5 NP	-10,478	-20,3838	-0,5722	0,0387
(Inicial - Final) 3.75 NP	-9,0963	-18,7671	0,5744	0,0646
(Inicial - Final) 4.3 NP	-10,2662	-19,9369	-0,5954	0,038
(Inicial - Final) 4.3 RP	-14,882	-24,5527	-5,2112	0,0034
(3.5 NP - 3.75 NP) Inicial	1,6212	-8,4743	11,7167	0,7476
(3.5 NP - 3.75 NP) Final	3,0029	-7,3179	13,3237	0,5604
(3.5 NP - 4.3 NP) Inicial	9,1103	-0,9852	19,2057	0,0757
(3.5 NP - 4.3 NP) Final	9,3222	-0,9987	19,643	0,0755
(3.5 NP - 4.3 RP) Inicial	7,4613	-2,6342	17,5567	0,1434
(3.5 NP - 4.3 RP) Final	3,0573	-7,2635	13,3781	0,5534
(3.75 NP - 4.3 NP) Inicial	7,4891	-2,6064	17,5845	0,1419
(3.75 NP - 4.3 NP) Final	6,3193	-3,7762	16,4147	0,2136
(3.75 NP - 4.3 RP) Inicial	5,8401	-4,2554	15,9355	0,2498
(3.75 NP - 4.3 RP) Final	0,05443	-10,041	10,1499	0,9914
(4.3 NP - 4.3 RP) Inicial	-1,649	-11,7445	8,4464	0,7434
(4.3 NP - 4.3 RP) Final	-6,2648	-16,3603	3,8306	0,2175

*P-valor referente ao modelo linear de efeitos mistos.

Gráfico 2. Representação gráfica dos afrouxamentos inicial e final (médias e desvios-padrão) dos grupos após o ensaio de Envelhecimento mecânico.



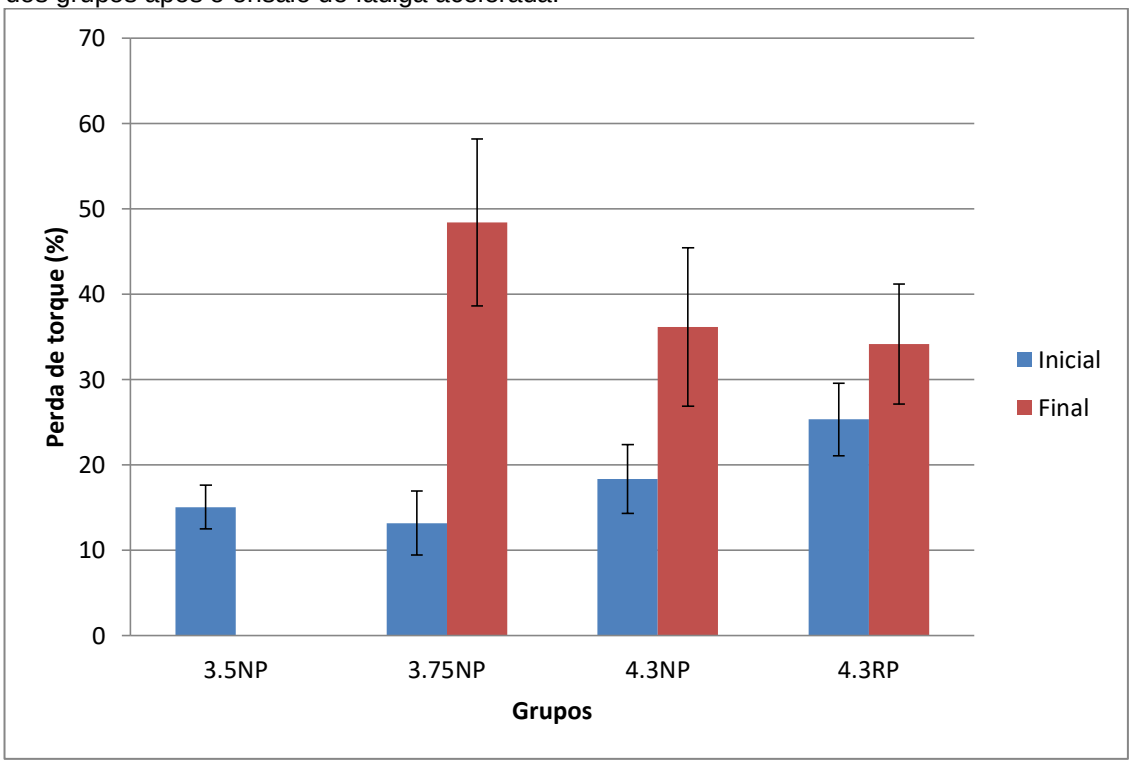
Na Tabela 12 e no Gráfico 2 constam as interações entre afrouxamentos inicial e final de cada grupo e suas respectivas interações entre os demais grupos, quanto ao Envelhecimento mecânico. Os maiores valores de afrouxamento inicial foram para os grupos com menor diâmetro, enquanto que, os menores valores, foram para 4.3 NP, cujo afrouxamento final também foi menor comparado aos demais grupos. A análise de afrouxamentos inicial e final demonstrou haver diferenças significantes ($p<0,05$) para todos os grupos, exceto para 3.75 NP ($p>0,05$). Em se tratando da interação entre os grupos, não houve diferenças significantes ($p>0,05$).

Tabela 13. Comparações referentes aos resultados de afrouxamento para os dados de fadiga acelerada.

Comparações	Estimativa da diferença entre as médias	IC 95%		P-valor*
(Inicial - Final) 3.75 NP	-35,23	-46,00	-24,45	<0,001
(Inicial - Final) 4.3 NP	-17,81	-28,35	-7,27	<0,001
(Inicial - Final) 4.3 RP	-8,84	-19,38	1,70	0,10
(3.5 NP - 3.75 NP) Inicial	1,88	-8,66	12,41	0,72
(3.5 NP - 4.3 NP) Inicial	-3,31	-13,85	7,23	0,53
(3.5 NP - 4.3 RP) Inicial	-10,27	-20,80	0,27	0,06
(3.75 NP - 4.3 NP) Inicial	-5,18	-15,72	5,35	0,32
(3.75 NP - 4.3 NP) Final	12,23	1,46	23,01	0,03
(3.75 NP - 4.3 RP) Inicial	-12,14	-22,68	-1,60	0,03
(3.75 NP - 4.3 RP) Final	14,24	3,47	25,02	0,01
(4.3 NP - 4.3 RP) Inicial	-6,96	-17,50	3,58	0,19
(4.3 NP - 4.3 RP) Final	2,01	-8,53	12,55	0,70

*P-valor referente ao modelo linear de efeitos mistos.

Gráfico 3. Representação gráfica dos afrouxamentos inicial e final (médias e desvios-padrão) dos grupos após o ensaio de fadiga acelerada.



A Tabela 13 e o Gráfico 3 apresentam as interações entre afrouxamentos inicial e final de cada grupo e suas respectivas interações entre os demais grupos,

quanto à fadiga acelerada. As médias dos afrouxamentos inicial e final, por grupo, foram significantes em relação a 3.75 NP e 4.3 NP ($p<0,05$), ao passo que, para o grupo 4.3 RP, não foram observadas diferenças significantes ($p>0,05$). Ressalta-se que, durante este ensaio cíclico de fadiga mecânica, devido às fraturas do grupo 3.5 NP, os dados foram perdidos e não entraram na análise estatística.

Já para a comparação entre os grupos, as interações inicial e final de 3.75 NP x 4.3 RP foi significante ($p<0,05$), assim como entre o afrouxamento final de 3.75 NP x 4.3 NP ($p<0,05$). Para todas as demais comparações, não foram observadas diferenças significantes ($p>0,05$).

4.3.2 Análise de sobrevivência - Probabilidade de sobrevida

A resistência à fadiga e as taxas de sobrevivência dos conjuntos implante/pilar/parafuso são apresentadas nas Tabelas 14 e 15 e nos Gráfico 4 e 5.

Tabela 14. Tabela de análise de sobrevida para a variável carga.

Grupo	Carga	Nº risco	Sobrevida	Erro Padrão	IC 95%	
					LI	LS
3.5 NP	87573	12	0,917	0,080	0,773	1,000
	88945	11	0,833	0,108	0,647	1,000
	93086	10	0,750	0,125	0,541	1,000
	96854	9	0,667	0,136	0,447	0,995
	96886	8	0,583	0,142	0,362	0,941
	96972	7	0,500	0,144	0,284	0,880
	100588	6	0,417	0,142	0,213	0,814
	101762	5	0,333	0,136	0,150	0,742
	111750	4	0,250	0,125	0,094	0,666
	116813	3	0,167	0,108	0,047	0,591
	127597	2	0,083	0,080	0,013	0,544
	136135	1	0			
3.75 NP	128000	12	0,917	0,080	0,773	1,000

Com relação à probabilidade de sobrevivência dos grupos analisados, pode-se afirmar que, para 3.5 NP, há diminuição da taxa de sobrevida conforme aumento da carga, sendo que, neste grupo, apenas uma amostra iniciou o último ciclo (320 N), com taxa nula de sobrevivência ao final dos 140.000 ciclos. Quanto ao grupo 3.75 NP, as 12 amostras iniciaram o último ciclo, com taxa de sobrevida em 91,7%.

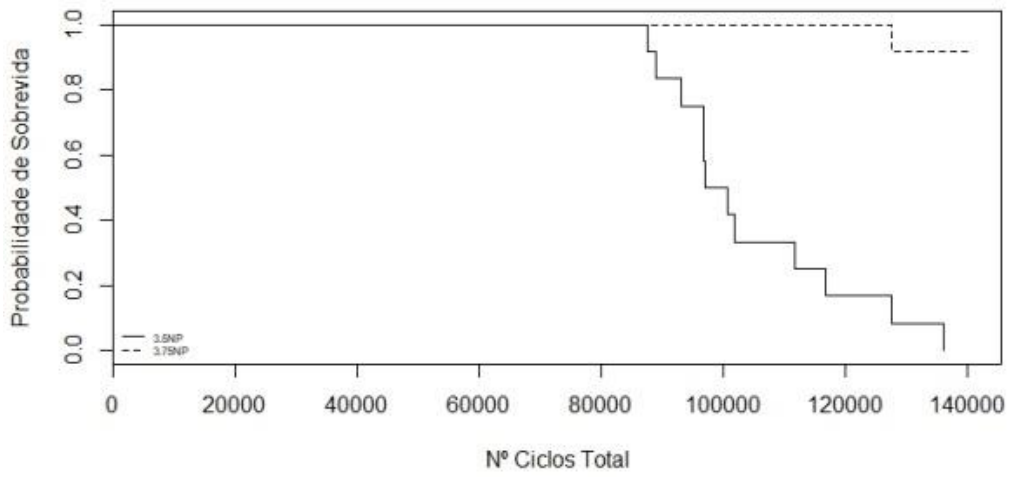
Tabela 15. Tabela do modelo de distribuição Weibull para a variável carga.

	Estimativa	Erro Padrão	Estatística z	P-valor*
Intercepto	11,049	0,191	57,85	<0,001
3.75 NP	0,572	0,17	3,37	<0,001
Log(scale)	-1,962	0,204	-9,61	<0,001

*Grupo 3.5NP referência para a análise.

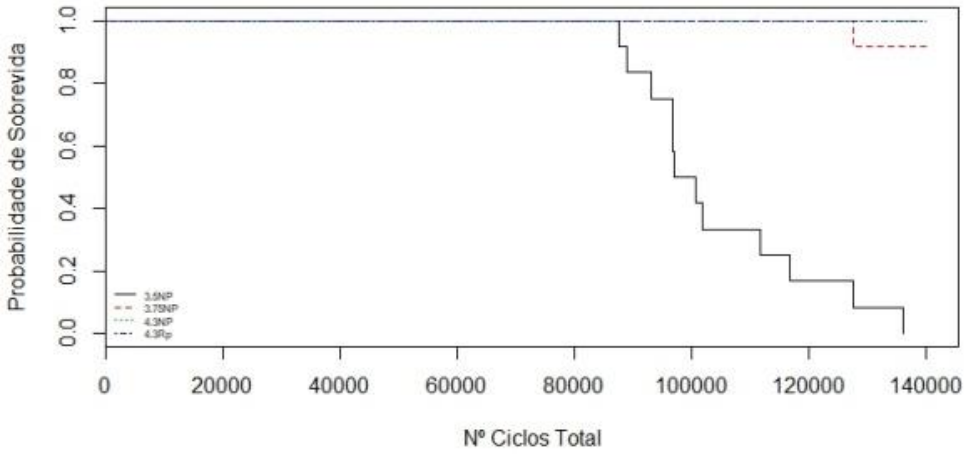
A análise da Tabela 14 demonstra (95% de confiança) que há diferença significante na comparação de sobrevida entre os grupos 3.5 NP e 3.75 NP (p<0,001). O Gráfico 4 ilustra a probabilidade de sobrevida entre ambos os grupos.

Gráfico 4. Representação gráfica de estimativas da probabilidade de sobrevida para os grupos 3.5 NP e 3.75 NP (Kaplan-Meier).



Em relação aos grupos 4.3 NP e RP, como as probabilidades de sobrevida equivalem a 100%, ou seja, não existe variabilidade (erro padrão) nos dados e, portanto, não é possível comparar estatisticamente tais grupos, apenas qualitativamente, conforme ilustrado no Gráfico 5.

Gráfico 5. Representação gráfica de estimativas da probabilidade de sobrevida de todos os grupos (Kaplan-Meier). Dados qualitativos para os grupos 4.3 NP e RP.



4.3.3 Análise de Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Após o teste de Resistência à Fadiga, foram selecionadas amostras para a Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). As fotomicrografias referentes ao ensaio de Envelhecimento mecânicopodem ser observadas nas Figuras 34 a 36 e, as do ensaio de Fadiga acelerada, nas Figuras de 37 a 41.

Figura 34. Fotomicrografia de parte superior do conjunto plataforma do implante/pilar/parafuso (seta: *microgaps;* asterisco: adaptação): **A.** 3.5 NP; **B.** 3.75 NP; **C.** 4.3 NP; **D.** 4.3 RP.

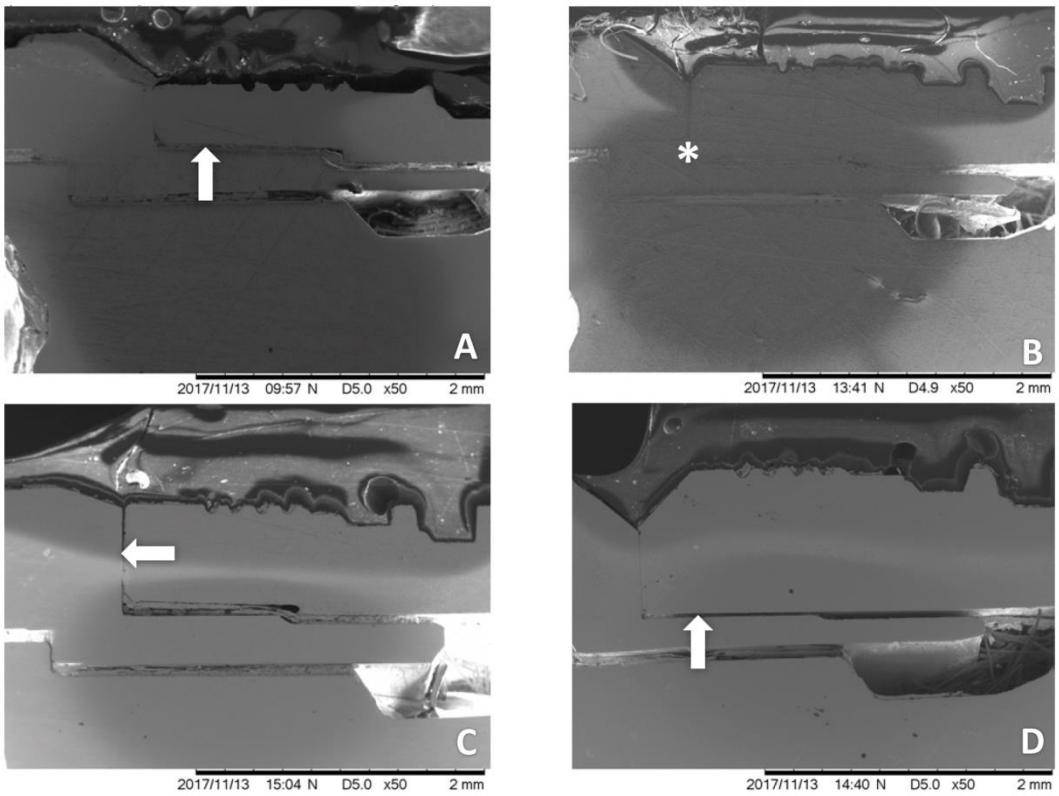


Figura 35. Fotomicrografia de parte inferior do conjunto plataforma do implante/pilar/parafuso (seta: *microgaps;* asterisco: adaptação): **A.** 3.5 NP; **B.** 3.75 NP; **C.** 4.3 NP; **D.** 4.3 RP.

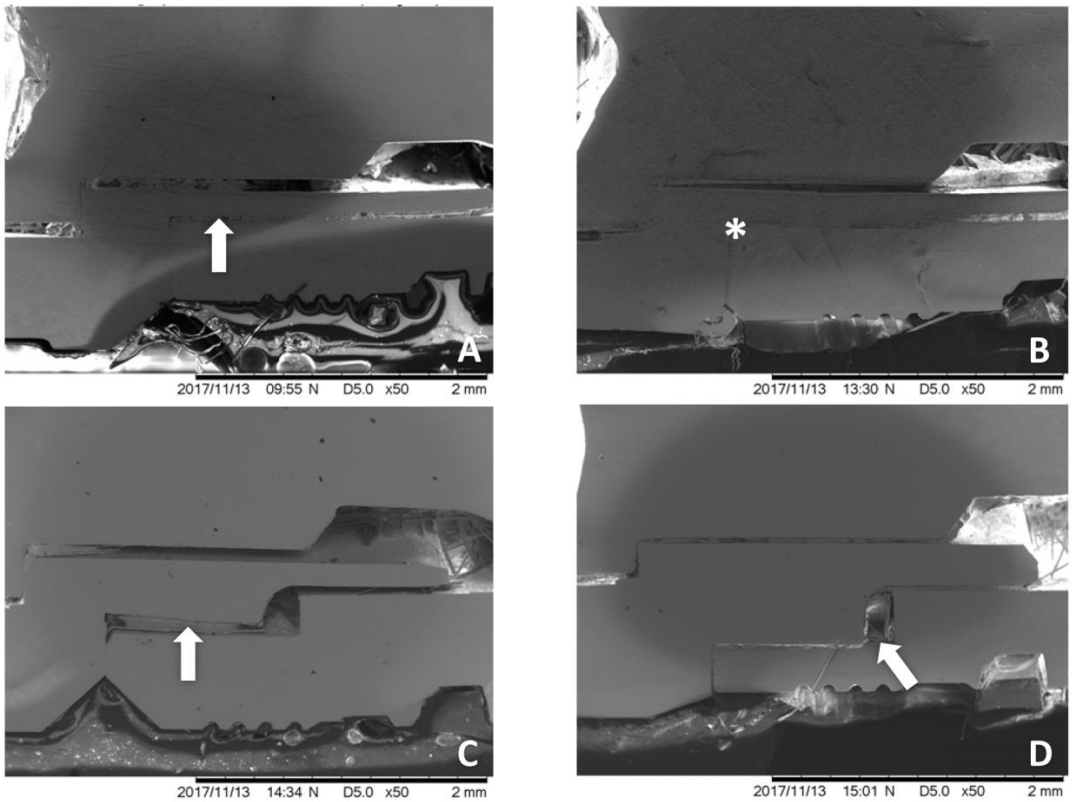
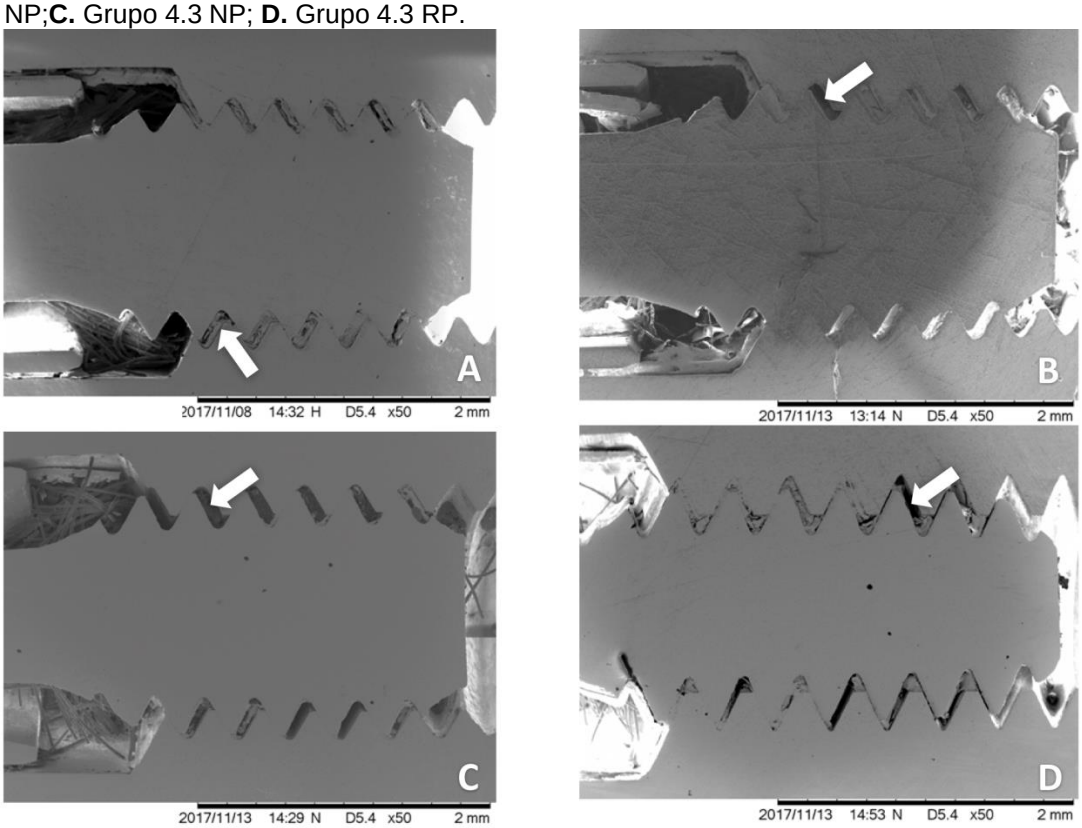


Figura 36. Fotomicrografia das roscas do parafuso: **A.** Grupo 3.5 NP; **B.** Grupo 3.75 NP;**C.** Grupo 4.3 NP; **D.** Grupo 4.3 RP.



Em relação às Figuras 34 a 36, pode-se observar a presença de *microgaps* e irregularidades nas regiões de plataforma do implante (Figuras 34 e 35) e também na adaptação entre parafuso e roscas do implante (Figura 36). A análise das imagens em MEV demonstrou que o Envelhecimento mecânico foi capaz de produzir *microgaps* na relação entre implante/pilar/parafuso para os grupos testados, especialmente na região da plataforma do implante e pilar protético.

Figura 37. Fotomicrografia de pilar e plataforma dos implantes: **A e C.** 3.5 NP; **B e D.** 3.75 NP (setas: amplas deformações / asterisco: fratura).

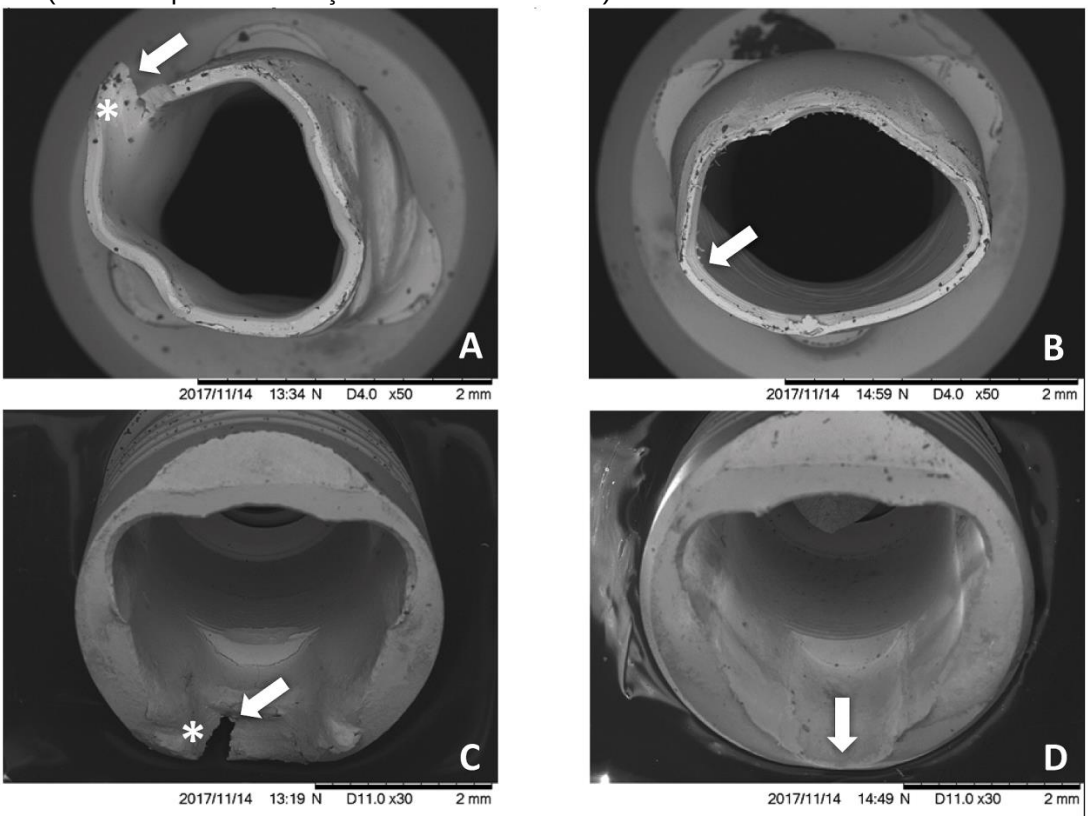
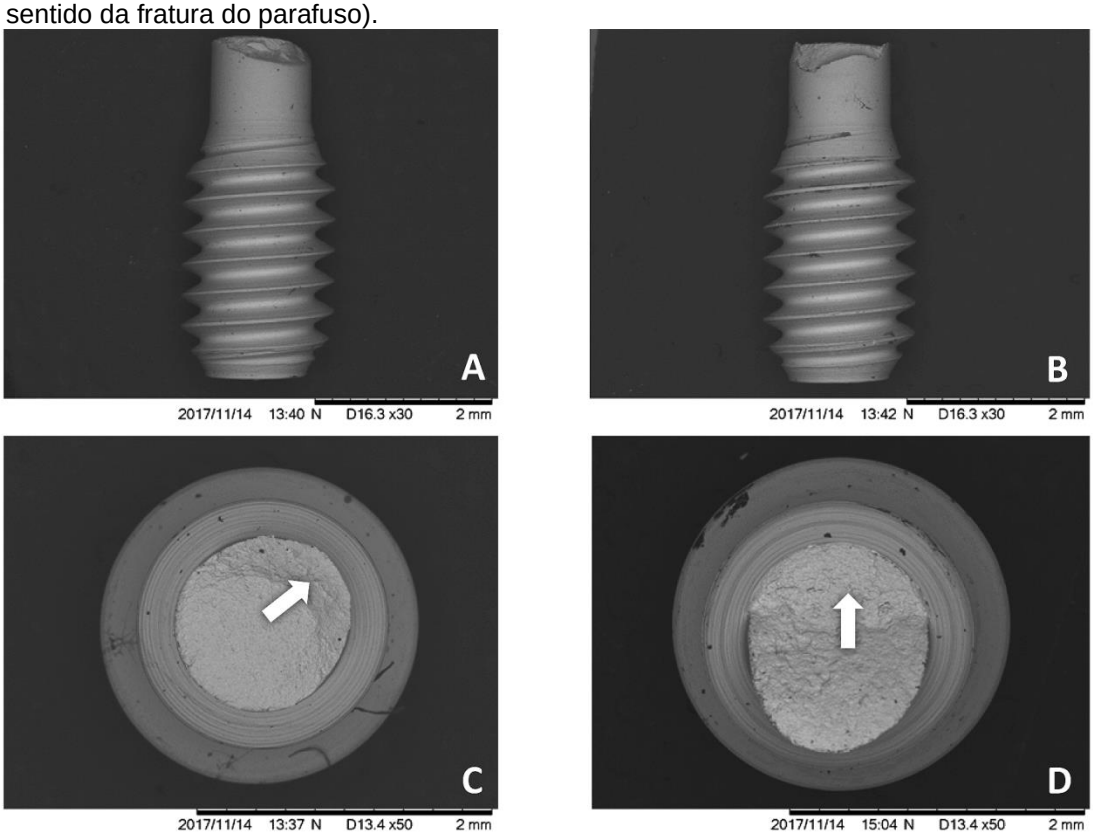
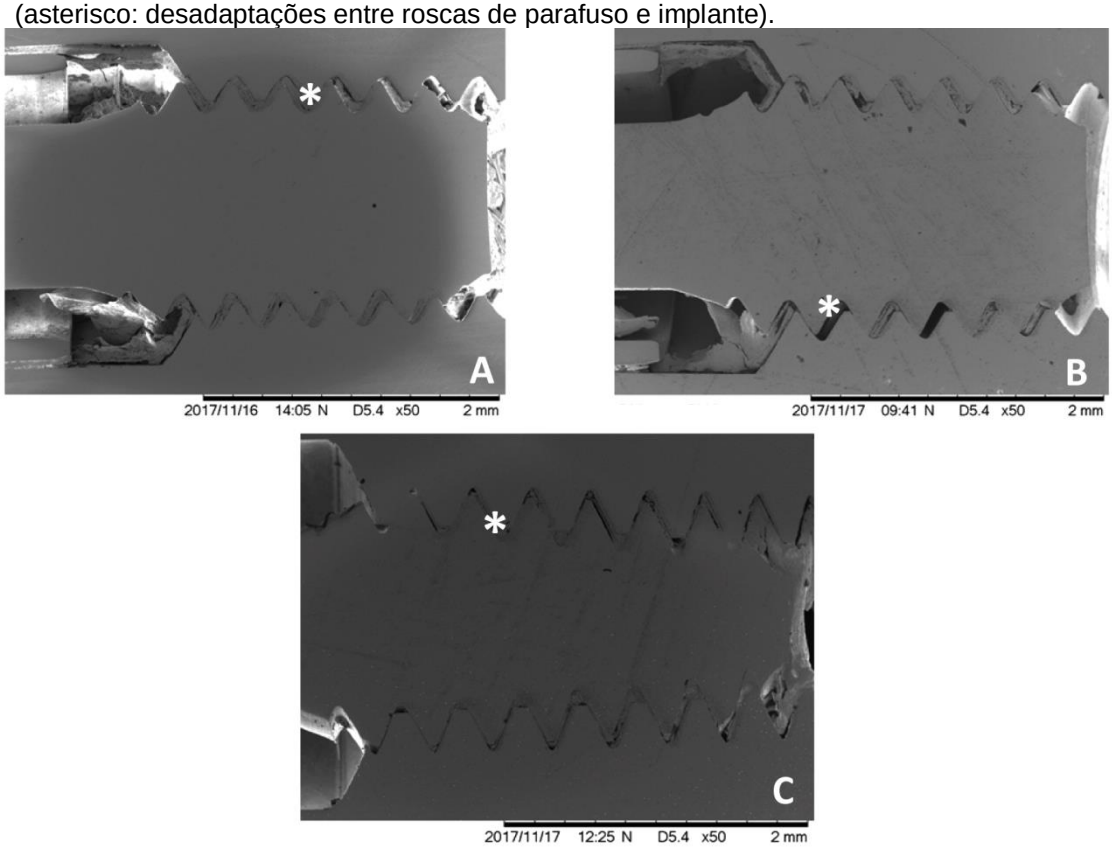


Figura 38. Fotomicrografia de parafusos do pilar: **A e C.** 3.5 NP; **B e D.** 3.75 NP (setas: sentido da fratura do parafuso).



As Figuras 37 e 38 apresentam os grupos que fraturaram durante o ensaio de Fadiga acelerada (3.5 NP e 3.75 NP). Conforme análise em MEV, é possível observar que o grupo de menor diâmetro (3.5 NP) apresentou ruptura do material (pilar e plataforma do implante), enquanto que, para o grupo com reforço de 0,25 mm (3.75 NP), houve maior resistência, com deformação (Figura 37). Para ambos os grupos, houve fratura da parte superior do parafuso (Figura 38).

Figura 39. Fotomicrografia das roscas dos parafusos: **A.** 3.75 NP; **B.** 4.3 NP; **C.** 4.3 RP (asterisco: desadaptações entre roscas de parafuso e implante).



Em relação aos grupos que sobreviveram ao ensaio de fadiga acelerada, pode-se observar que 3.75 NP, 4.3 NP e 4.3 RP apresentaram ligeiras desadaptações entre roscas de parafuso e implante (Figura 39).

5. Discussão

5. DISCUSSÃO

Com base nos resultados obtidos, pode-se afirmar que a hipótese nula testada foi parcialmente rejeitada, visto que houve diferença significante para algumas das propriedades analisadas. Em Odontologia, muitas pesquisas vêm sendo realizadas a fim de estabelecer a possível correlação entre torque de inserção do implante e estabilidade primária (Greenstein, Cavallaro, 2017; Trisi et al., 2011a, 2011b; Nikellis et al., 2004; Beer et al., 2003; Calandriello et al., 2003).

Em termos de definição, o torque de inserção do implante ao sítio ósseo se refere à força utilizada para, literalmente, inserí-lo no local (Trisi et al., 2011a) e, é esta força que se relaciona à estabilidade primária, principal objetivo para se alcançar a osseointegração (Trisi et al., 2011b).

Em revisão da literatura, Greenstein e Cavallaro (2017) afirmam que não há, na literatura, consenso a respeito da quantidade de torque de inserção necessária para melhorar ou mesmo aumentar a estabilidade do implante, a fim de obter previsível osseointegração, principalmente devido às diferenças entre organismos, tipos de implantes e técnicas aplicadas.

Khayat et al. (2013) demonstraram que os valores mínimos de torque de inserção para carga imediata relatados na literatura odontológica têm variado entre 32 e 50 N.cm, enquanto que valores acima de 70 N.cm têm sido considerados elevados. Com o objetivo de analisarem a influência de torques elevados, os autores investigaram se os níveis de compressão produzidos por estes altos torques de inserção levariam a quaisquer lesões ao tecido ósseo, com implantes de 4,5 mm de diâmetro. Os autores apontaram que o uso de torques de inserção até 176 N.cm não impediu a osseointegração, tampouco aumentou a reabsorção óssea marginal ao

redor dos implantes testados; porém, ressaltaram a necessidade de se estudar mecanicamente as possíveis alterações que ocorrem no implante em si, uma vez que há riscos de deformações permanentes na plataforma e, consequentemente, na adaptação dos componentes protéticos.

Em outros relatos (Duyck et al., 2015; Consolo et al., 2013; Khayat et al., 2013 e Trisi et al., 2011a), os autores demonstraram que a aplicação de torques elevados (acima de 100 N.cm) produziu compressão óssea, porém sem que houvesse a indução de reabsorções deletérias. Além disso, nas amostras histológicas foram observadas microfissuras ósseas, cuja consequência é o aceleramento do processo de remodelação, em comparação com a aplicação de torques mais baixos (abaixo de 30 N.cm), os quais levaram ao aparecimento de *microgaps* entre as roscas do implante e o osso.

Li et al. (2015), Alves e Neves (2009) e Akkocaoglu et al. (2005) enfatizam que a utilização de torques de inserção elevados (> 50 N.cm) pode até proporcionar benefícios em relação ao travamento do implante, especialmente em ossos menos densos. No entanto, de acordo com os autores, a quantidade de aumento de força que seria benéfica não é clara e, conforme observado no presente estudo, existem deformações significativas em plataformas estreitas (3.5 NP, 3.75 NP e 4.3 NP).

Com o intuito de se investigar o impacto protético destas possíveis deformações na plataforma, especialmente quanto à adaptação de componentes, em função da aplicação de torques de inserção elevados, a segunda etapa deste estudo foi proposta com a utilização de microtomografia computadorizada (µCT), com avaliações bi e tridimensionais. Isso porque, em se tratando de falhas, segundo Meleo et al. (2012) e Jörn et al. (2016), as pesquisas são, geralmente, direcionadas

aos aspectos biológicos, deixando os relatos de causas mecânicas em segundo plano.

Basicamente, a µCT é a versão miniaturizada da tomografia computadorizada para melhor resolução (na faixa de mícrons) e qualidade de imagem; além disso, é técnica não invasiva, não destrutiva, versátil, de alto contraste e tridimensional. Seu uso em pesquisa odontológica está ganhando popularidade, pois tem sido relatada como método promissor em avaliações quali e quantitativas de diversos parâmetros anatômicos e biomecânicos (Narra et al., 2015).

Os resultados da análise em µCT, tanto linear (bidimensional), quanto volumétrica (tridimensional), demonstraram alterações para torques elevados (120 e 150 N) em implantes com plataforma estreita (NP) e diâmetro reduzido (3,5 mm), com médias de deformação acima de 60% e 40% para 3.5 NP e 3.75 NP, respectivamente (Tabelas 5 e 3). Em relação às comparações entre grupos e torques, houve diferenças significantes ($p<0,05$), à exceção de 4.3 NP x 4.3 RP no torque de inserção de 45 N.cm (Tabelas 4 e 6).

O afrouxamento do parafuso parece ser a complicação mecânica mais comum relatada pela literatura (Farronato et al., 2014; Jung et al., 2012; Pjetursson et al., 2012). Além do desconforto associado, existe o problema biológico resultante desta desadaptação entre componente protético e implante, oriundo do *microgap* na interface implante-pilar protético (Tsuge et al., 2008), cuja consequência é a penetração de micro-organismos e contaminação dos tecidos peri-implantares ao longo do tempo (Jörn et al., 2016; Farronato et al., 2014; Piattelli et al., 2001). De fato, a adaptação entre implante/pilar protético é fator crucial e a presença de um reservatório bacteriano, associado ao acúmulo de infiltrado inflamatório, potencializa

o risco de perda óssea alveolar (Koutouzis et al., 2014). Ainda assim, o contato íntimo entre implante e componente protético novos é passível de *microgaps*, com valores entre 40 a 100 µm (a depender das cararcterísticas de cada um) (Farronato et al., 2014; Saidin et al., 2012), corroborando as microtomografias A, B, C e D (Figura 29 - A, B, C e D).

No entanto, até o presente momento, são poucos os relatos que associem as falhas que ocorrem em reabilitação oral, com prótese sobre implante, decorrentes de problemas em nível de plataforma do implante (deformação) e a adaptação do pilar protético, após a inserção com torques considerados elevados (Kwon et al., 2009; Davi et al., 2008; Degidi, Piattelli, 2005). Assim, com base nos resultados encontrados e, tendo em vista os *microgaps* gerados após a inserção de diferentes torques em µCT (Figura 29), podemos afirmar que as complicações mecânicas podem acontecer previamente à utilização clínica do conjunto protético, ou seja, a inserção do implante no sítio ósseo é significativa para a ocorrência de deformações na plataforma, as quais poderão resultar em desadaptação dos componentes protéticos (especialmente, para plataforma estreita). Isso pode justificar muitas das falhas encontradas em pesquisas que associam o insucesso do tratamento apenas à infiltração microbiana e/ou à reabsorção óssea (Liu, Wang, 2018; Saidin et al., 2012).

A utilização de torques considerados elevados é necessária para se garantir a estabilidade primária, especialmente em casos de carga imediata (Farronato et al., 2014). As tensões geradas ao se instalar o implante podem ser benéficas (gerando maior estabilidade) ou podem atingir níveis considerados tão elevados que resultarão em necrose e isquemia tecidual (Isoda et al., 2012). Sabe-se que para casos de carga imediata é necessário valor mínimo de torque de 35 N.cm e,

segundo Ottoni et al. (2005), a cada aumento de 9,8 N.cm no torque de inserção, há diminuição no risco de perda dos implantes (carga imediata) em 20%; porém não há consenso sobre o valor máximo permitido (que relacione bons resultados de neoformação óssea, sem prejuízo biomecânico) (Grandi et al., 2013).

Encontram-se estudos que demonstram a utilização de torques cirúrgicos variando entre 76 a 100 N.cm, que não somente aumentam a estabilidade, mas também reduzem a micro-movimentação dos mesmos (Kwon et al., 2009; Davi et al., 2008; Degidi, Piattelli, 2005). Os resultados encontrados no presente estudo corroboram estudos prévios que, apesar de não investigarem diretamente, indicaram a necessidade de observar se há problemas na adaptação dos componentes protéticos e também na própria chave de inserção do implante, dependendo do torque aplicado (Bambini et al., 2005), uma vez que tais deformações podem resultar em complicações biomecânicas, ao longo do tempo, comprometendo o funcionamento adequado e a estabilidade das próteses sobre implantes (Kwon et al., 2009; Bambini et al., 2005).

Alguns relatos demonstraram superioridade mecânica da conexão interna (D'Ercole et al., 2014; Coppedê et al., 2013), com preservação da integridade entre a adaptação com componentes protéticos, após a inserção dos implantes com torques acima de 60 N.cm (Farronato et al., 2014; Kwon et al., 2009; Davi et al., 2008; Quek et al., 2008). Tais resultados não corroboram os encontrados nesta pesquisa, visto que, à exceção da interação entre 4.3 NP e 4.3 RP com torque de 45 N.cm, houve diferenças significativas ($p<0,05$) para as associações (tanto volumétricas, quanto lineares).

As diferenças encontras entre os grupos 3.5 NP e 3.75 NP, com os respectivos torques demonstrou que o reforço em 0,25 mm do corpo do implante

com diâmetro 3,5 mm não foi suficiente para evitar danos na plataforma *tri-channel*, porém a análise da deformação volumétrica ilustra menor amplitude do *microgap* em 3.75 NP para os torques mais elevados (acima de 100 N.cm), comparado a 3.5 NP. Os resultados sugerem que o reforço feito para o grupo 3.75 NP seja na região de contato da chave de instalação (próximo ao terço cervical do mesmo), que corresponde à área resistente do implante (Sotto-Maior et al., 2010), e não na região correspondente ao corpo do mesmo. Segundo Maeda et al. (2006), a área e a espessura da parede entre a geometria externa e interna do implante é a região que influencia, diretamente, a resistência do conjunto implante/chave de instalação ao torque de inserção aplicado e, por isso, conforme resultados deste estudo, é onde deve haver o reforço adicional para resistir às possíveis deformações quando da incidência de torques elevados (a nível de plataforma).

Teixeira et al. (2015) demonstraram a necessidade de padronizar torques de inserção máximos entre 40 e 45 N.cm, haja vista que encontraram diferenças significantes para torques de 80 e 120 N.cm, com deformações importantes na plataforma dos implantes com conexões hexagonais e cônicas internas, evidenciando, ainda mais, o comprometimento da conexão entre implante/pilar protético. Os autores também enfatizaram que a deformação da plataforma do implante prejudica substancialmente o assentamento do pilar protético, o que resulta em afrouxamento do parafuso, levando a falhas biomecânicas.

Além disso, as diferenças encontradas entre os grupos com menor diâmetro (3,5 mm) para aqueles com maior diâmetro (4,3 mm) são devidas à maior propensão de deformação para diâmetros menores, o que impede a adequada adaptação dos componentes, resultando em dissipação de tensões prejudiciais ao conjunto; por outro lado, a maior amplitude do implante favorece o contato da superfície com osso,

melhorando a resistência do conjunto às forças e às possíveis deformações (Shemtov-Yona, Rittel, 2015), conforme resultados encontrados para os grupos com diâmetro de 4,3 mm.

Da mesma forma, mantendo-se o diâmetro em 4,3 mm, diferenças significantes ($p<0,05$) de deformações na plataforma NP foram observadas quando comparadas à RP, em relação a torques acima de 45 N (Tabelas 4 e 6). Da mesma forma, comparando-se com o controle (conjunto novo), houve diferença significante ($p<0,05$) para 4.3 NP em relação a torques de 120 e 150 N.cm (Tabela 9), o que indica influência da plataforma NP em relação ao diâmetro 4,3 mm (fato que se observou na Tabela 10, em que não houve diferenças ($p>0,05$) quanto aos torques de inserção aplicados).

Na tentativa de se eliminar ou diminuir ao máximo os *microgaps* que resultam, principalmente, em problemas periimplantares, os fabricantes de implantes vêm propondo conexões mais firmes e estáveis, com adaptação mais precisa entre componentes protéticos e plataforma do implante, de forma a direcionar os *microgaps* para a região interna, ou seja, com o conceito de plataforma “switching” (Sasada, Cochran, 2017; D’Ercole et al., 2014). Este tipo de conexão tem sido apontada com estabilidade superior (Alqutaibi, Aboalrejal, 2018; Liu, Wang, 2017; Gehrke et al., 2016). No entanto, segundo resultados do presente estudo, mecanicamente, a plataforma “switching” foi mais susceptível a deformações significativas (comparando-se com conjunto controle) e à menor resistência aos torques de inserção acima de 80 N.cm em relação à plataforma regular. Dados que corroboram os achados de Kwon et al. (2009), Davi et al. (2008) e Bambini et al. (2005), em que a aplicação de torques acima de 60 N.cm também promoveu

deformações na plataforma (confirmadas em MEV), comprometendo a adaptação do pilar protético.

Por isso, a análise em µCT foi fundamental para quantificar e qualificar a existência dos *microgaps* e seu impacto na interação com componentes protéticos, algo que, até o momento, foi apresentado como limitação em estudos e sem relatos na literatura (Alqutaibi e Aboalrejal, 2018; Liu, Wang, 2017; Sasada, Cochran, 2017; Gehrke et al., 2016D'Ercole et al., 2014; Kwon et al., 2009; Davi et al., 2008; Bambini et al., 2005). Da mesma forma, este estudo analisou as chaves de inserção antes e após os torques e pode-se deduzir que não há alteração qualitativa visível (conforme ilustrado na Figura 27), indicando que as chaves não devem ser parâmetro de garantia para ausência de deformações na plataforma dos implantes testados; é importante salientar, também, que neste estudo foi utilizada uma chave para cada implante em torques de 120 e 150 N.cm, diferente do que ocorre no dia a dia clínico.

Em revisão da literatura, Alqutaibi e Aboalrejal (2018) listaram, clinicamente, a importância da plataforma "switching" em relação aos efeitos negativos da presença de *microgaps* entre plataforma do implante e componentes protéticos: a redução da contaminação microbiana, em conexões internas (embricamento mecânico), e a melhor distribuição de tensões ao longo do implante. Ainda, a plataforma "switching" parece ser mais importante para a preservação do osso marginal que o próprio tipo de conexão do implante (de Medeiros et al., 2016). Porém, há limitações mecânicas importantes que precisam ser investigadas do ponto de vista clínico.

Neste estudo também foi realizado o teste de resistência à fratura dos implantes. Sabe-se que os implantes sofrem alterações morfológicas, internas e externas, que são diretamente dependentes das características do material que os

constitui - titânio puro ou liga de titânio (titânio, vanádio, alumínio, ferro, ferro e manganês). (Iijima et al., 2008; Glauser et al., 2003). A resistência do titânio ou de uma liga de titânio depende da sua microestrutura, que é influenciada pela sua composição, pelo tratamento térmico e pelo processo de usinagem, sendo a liga titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V) mais utilizada devido às propriedades mecânicas superiores, como por exemplo maior resistência torsional, comparada ao titânio comercialmente puro (Iijima et al., 2008).

Um dos principais objetivos de se avaliar a resistência à fratura dos implantes é simular, *in vitro*, situações clínicas de aplicações de cargas que possam alterar suas propriedades físicas e mecânicas, levando a danos irreversíveis e consequente falha de reabilitação (Teixeira et al., 2013).

No presente estudo, após o teste de resistência à fratura dos implantes, foram observadas diferenças significantes ($p<0,05$) para o grupo 4.3 NP em relação aos grupos 3.5 NP e 3.75 NP, os quais foram iguais entre si e a 4.3 RP ($p>0,05$). Não houve diferença significante entre os grupos 4.3 NP e RP ($p>0,05$).

Encontram-se relatos (Sohrabi et al., 2012; Gealh et al., 2011; Arisan et al., 2010; Allum et al., 2008; Zinsli et al., 2004; Balshi, 1996; Morgan et al., 1993) que, após avaliação de fraturas e/ou deformações, indicam o uso de implantes dentários com maiores diâmetros para fornecer não somente maior volume de metal, aumentando sua resistência, mas também para diminuir os níveis de tensão na plataforma dos mesmos (Watanabe et al., 2015), especialmente para a região posterior da cavidade bucal (Gargallo et al., 2008). Os dados não corroboram os resultados do presente estudo, haja vista que o grupo 4.3 NP apresentou maiores índices de deformação em relação a 3.75 NP e 3.5 NP. Logo, mesmo com diâmetro

maior, a plataforma estreita NP parece determinar menor resistência desse grupo em relação à plataforma regular (4.3 RP).

Implantes com diâmetro menor são amplamente utilizados nos dias de hoje (Shemtov-Yona et al., 2014). Porém, relatos recentes têm demonstrado menor resistência destes implantes à fratura e à torção, quando comparados àqueles com diâmetros maiores (Watanabe et al., 2015).

Além do diâmetro, a plataforma do implante também é importante e, segundo resultados de Barikani et al. (2013), os implantes NP, ou seja, com plataforma estreita, apresentaram menor estabilidade primária do implante, diferente daqueles com plataformas maiores (RP e WP - regular e ampla, respectivamente). Porém, conforme obtido nos resultados do presente estudo, não foram encontradas diferenças significantes dos diâmetros menores (3.5 NP e 3.75 NP) em relação ao grupo 4.3 RP.

Segundo o fabricante, a plataforma NP foi desenvolvida com base no conceito da plataforma “switching”. Sabe-se que a mudança de plataforma surgiu de maneira a compensar a indisponibilidade de componentes protéticos tão amplos quanto o diâmetro de novos implantes que foram surgindo, levando os pesquisadores e clínicos a utilizarem pilares com diâmetros menores (Santiago et al., 2016). Relatos na literatura indicaram diminuição da perda óssea circundante aos implantes em relação aos que receberam pilares com mesmo diâmetro da plataforma (Salamanca et al., 2017; Santiago et al., 2016; Chrcanovic et al., 2015), bem como manutenção do tecido mole (Linkevicius et al., 2010).

No entanto, é imprescindível que quaisquer pesquisas acerca da confiabilidade de materiais odontológicos, especialmente àqueles relacionados com

próteses sobre implante, considerem não somente aspectos biológicos, mas também físico-químicos e mecânicos (Kitamura et al., 2004).

Logo, além do quesito fisiológico, o fator biomecânico justifica a utilização da plataforma “switching”, haja vista que a distribuição das forças, ao longo do conjunto implante/pilar/parafuso, é favorecida (Santiago, et al., 2016). Isso porque, segundo Canullo et al. (2011) ocorre deslocamento das forças da área onde há maior concentração das tensões geradas, em função, para o longo eixo do conjunto (internamente), reduzindo, assim, a incidência de cargas para o osso adjacente ao implante.

A fim de simular os ciclos mastigatórios, para trazer mais previsibilidade e confiabilidade nas hipóteses, o presente estudo realizou a ciclagem mecânica das amostras de cada grupo, em dois diferentes ensaios: envelhecimento mecânico e fadiga acelerada. O primeiro é sob carga contínua e constante, com o intuito de simular um ano de uso clínico (Coppedê et al., 2013), enquanto no segundo as cargas são crescentes e em níveis que extrapolam as condições reais, pois levam todo o sistema testado à falha. Ambas as modalidades de ensaio são mais fidedignas à realidade que testes de carga estática (Elshiyab et al., 2017). Pela elevada frequência de ensaio e aumentos progressivos de carga, é possível extrair probabilidades de sobrevida em períodos breves de testes (Bonfante; Coelho, 2016; Ayllón et al., 2014).

De acordo com os resultados de envelhecimento mecânico (Tabela 12 e Gráfico 2), foram observadas diferenças significantes ($p<0,05$) entre a perda de torque (afrouxamento) inicial e final para os grupos 3.5 NP ($p=0,039$), 4.3 NP ($p=0,038$) e 4.3 RP ($p=0,003$). Para justificar tais achados, é necessário discorrer a respeito da perda de torque (afrouxamento). A literatura é vasta e demonstra que é

uma das complicações mecânicas mais frequentes clinicamente (Dincer Kose et al., 2017; Ha et al., 2011; Tsuge, Hagiwara, 2009). Além disso, é parâmetro importante para o reconhecimento de problemas no quesito biomecânico ou em eventuais parafunções (Winkler et al., 2003).

Quando em posição, ao conjunto implante/pilar/parafuso é aplicada uma força denominada pré-carga, cujo objetivo principal é manter estável todo o sistema; tal força é essencialmente axial e incide ao longo do parafuso, segundo limites de deformação elástica do material - aproximadamente 75% do limite de proporcionalidade (Coppedê et al., 2009). Em geral, tem-se que, quanto maior a pré-carga, mais estabilidade haverá na conexão entre implante e componentes protéticos (Dincer Kose et al., 2017).

Além disso, secundariamente, a pré-carga depende do tipo de material, do desenho do parafuso (cabeça e roscas) e da rugosidade superficial entre implante e pilar (Coppedê et al., 2009), sendo, esta última, fator determinante, haja vista que a aplicação do torque, segundo recomendações do fabricante, resulta em achatamento e irregularidades na região das roscas do parafuso (Pardal-Peláez, Montero, 2017; Canullo et al., 2011; Ha et al., 2011; Coppedê et al., 2009), quando comparado ao parafuso íntegro (Figuras 36 e 4, respectivamente). Consequentemente, ao se comparar o torque inicial com o final, há redução de força, via resistência à fricção do conjunto (Dincer Kose et al., 2017).

Outro conceito fundamental é o “settling effect”, ou seja, efeito de acomodação, que é relacionado ao afrouxamento do parafuso (Bulaqi et al., 2015). Por definição, duas superfícies jamais são lisas e, quando há o contato entre elas, por aplicação de torque, geram-se altas concentrações de tensões em pontos que levam a micromovimentos na direção oposta à pressão (no caso, oposta ao eixo do

parafuso). Clinicamente, tal fato se apresenta na perda da pré-carga, cujos valores podem variar entre 2% e 10% (Winkler et al., 2003) e, a fim de se reduzir este efeito, a aplicação de novo torque deve ser realizada após 10 minutos do torque inicial (Winkler et al., 2003).

Tais achados corroboram os resultados encontrados durante o envelhecimento mecânico para os grupos 3.5 NP, 4.3 NP e 4.3 RP, em que o afrouxamento foi significativo ($p<0,05$). Dincer Kose et al. (2017) relataram que há duas etapas referentes à perda de torque, sendo que inicialmente, a incidência de forças externas (fisiológicas) diminui o torque aplicado e, continuamente, a pré-carga cai para valores mínimos, que já são suficientes para ocasionarem ranhuras/aplainamento nas roscas, perda da junção entre o conjunto e, em casos extremos, a fratura do parafuso. Em relação ao grupo 3.75 NP, não houve diferenças significantes ($p>0,05$) em relação à perda de torque inicial e final. Uma das possíveis justificativas pode ser o reforço de 0,25 mm na região da plataforma destes implantes, o qual auxiliou na absorção do impacto e na distribuição das forças nesta região, favorecendo a manutenção da pré-carga deste grupo.

Em uma segunda etapa deste estudo, foi realizado o ensaio de fadiga acelerada. É sabido que o conjunto implante/pilar/parafuso é sujeito a cargas cíclicas ao longo do tempo e, com o intuito de avaliar o desempenho dinâmico e a influência da fadiga mecânica, Xia et al. (2014) demonstraram que, independentemente do torque aplicado, ocorre afrouxamento do parafuso. Além disso, segundo os autores, em ensaios extremos, como o de fadiga, há tendência à deformação plástica, o que levaria à perda de propriedades mecânicas dos parafusos, tais como ocorreu para os grupos 3.5 NP, com fratura das amostras (Figura 37 - A e C), e 3.75 NP, cuja deformação foi maior, levando a afrouxamento significante ($p<0,05$) quando

comparado aos grupos de diâmetros amplos (4.3 NP e 4.3 RP). Ainda, conforme Figura 39, pode-se inferir que a plataforma RP, após a fadiga acelerada, permitiu o contato íntimo entre as roscas do parafuso e do implante, ao passo que, para NP, houve descontinuidade do contato entre ambos.

Em relação ao tipo de plataforma, sabe-se que, mecanicamente, a plataforma “switching” faz com que a incidência de forças seja no longo eixo do conjunto implante/pilar, resultando em fragilidade do sistema como um todo (Canullo et al., 2011), com o objetivo de maior preservação do tecido ósseo adjacente; aliado a isso, tem-se o fator diâmetro associado, ou seja, quanto menor, maior a tendência a deformações significantes (Bonfante et al. 2016), o que corrobora o comportamento dos grupos 3.5 NP e 3.75 NP perante o ensaio de fadiga acelerada, conforme ilustrado pelas Figuras 37 e 38.

Neste estudo, também foi avaliada a probabilidade de sobrevivência dos grupos que sofreram fratura ao longo da fadiga mecânica acelerada. Apesar de estarem ilustrados no Gráfico 5, os grupos 4.3 NP e 4.3 RP não fazem parte da análise estatística, uma vez que suas respectivas taxas de sobrevivência correspondem a 100%. Desta maneira, com base nos resultados, houve diferença significante ($p<0,05$) entre 3.5 NP e 3.75 NP.

Segundo o fabricante, no grupo 3.75 NP, há um reforço de 0,25 mm no corpo do implante, mantendo-se 3,5 mm de diâmetro na plataforma, com o intuito de aumentar sua resistência perante cargas mastigatórias, o que, de acordo com os achados do presente estudo, corrobora as taxas de sobrevida (~92%). A análise em MEV também demonstrou que, para 3.75 NP não houve fratura (Figura 32 - A e C), como em 3.5 NP (Figura 32 - B e D).

Portanto, os resultados obtidos no presente trabalho sugerem que diâmetros e plataformas amplos apresentam melhor comportamento quanto aos ensaios de simulação (torque de inserção e resistência à fratura) e à resistência à fadiga. Uma das limitações deste estudo está no método de obtenção do torque de inserção, conforme preconizado na metodologia. Foi desenvolvida máquina de torção, cuja aferição não contempla torques mais baixos (< 45 N.cm), ao passo que, em torquímetro digital portátil, há limite para torques acima de 147,1 N.cm, o que dificultou a padronização de torques, em um único equipamento. Sendo assim, novas investigações devem ser realizadas com o intuito de se aprimorar e modificar as propriedades físico-mecânicas dos implantes utilizados, em especial, daqueles com menores dimensões em diâmetro e plataforma e sugere-se o desenvolvimento de novos equipamentos que possam padronizar metodologias de aplicação de torques elevados, bem como evidências clínicas para avaliação de parâmetros biomecânicos dos implantes submetidos a torques de inserção elevados.

6. Conclusão

6. CONCLUSÃO

Com base nos resultados do presente estudo, pode-se concluir que:

- O acréscimo de 0,25 mm para 3.75 NP em relação a 3.5 NP não aumentou a resistência aos torques de inserção aplicados;
- A resistência aos torques de 80 N.cm, 120 N.cm e 150 N.cm não foi melhorada pela plataforma “switching” em relação à plataforma regular, porém o diâmetro 4,3 mm é significativamente mais resistente quando comparado ao de 3,5 mm;
- Quanto à resistência à fratura, 4.3 NP apresentou maior deformação quando comparado aos demais grupos do estudo, com diferença significante para os implantes com diâmetros menores;
- O envelhecimento mecânico leva à perda de torque, independentemente do tipo de plataforma e amplitude do diâmetro;
- A fadiga mecânica acelerada tem impacto somente em implantes com diâmetros menores e, quanto às taxas de sobrevida, 3.75 NP apresenta maiores índices quando comparado a 3.5 NP;
- A metodologia proposta de avaliação em µCT foi considerada válida tanto na análise bi quanto tridimensional, evidenciando qualitativamente os microgaps e permitindo a quantificação dos *microgaps* nos conjuntos implante/pilar novos e das deformações e aumento dos microgaps observados em todos os grupos testados (experimentais).

Referências Bibliográficas[5]

[5] De acordo com o Estilo Vancouver: US National Library of Medicine. Bibliographic Services Division. International Committe of Medical Journal Editors. Uniform Requeriments for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals: sample references. Estados Unidos, 1978 [cited 2006 Oct 25].

Abboud M, Koeck B, Stark H, Wahl G, Paillon R. Immediate loading of single-tooth implants in the posterior region. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005;20(1):61-8.

Abdelhamed MI, Galley JD, Bailey MT, Johnston WM, Holloway J, McGlumphy E, Leblebicioglu B. A Comparison of Zirconia and Titanium Abutments for Microleakage. Clin Implant Dent Relat Res. 2015;17 Suppl 2:e643-51.

Aboyoussef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. J Prosthet Dent. 2000;83(4):450-5.

Akkocaoglu M, Uysal S, Tekdemir I, Akca K, Cehreli MC. Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study. Clin Oral Implants Res. 2005;16(2):202-09.

Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. Implant Dent. 2005;14(1):77-81.

Allum SR, Tomlinson RA, Joshi R. The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: a comparative laboratory study. Clin Oral Implants Res 2008;19(6):553-59.

Alqahtani F, Flinton R. Postfatigue fracture resistance of modified prefabricated zirconia implant abutments. J Prosthet Dent. 2014;112(2):299-305.

Alqutaibi AY, Aboalrejal AN. Microgap and Micromotion at the Implant Abutment Interface Cause Marginal Bone Loss Around Dental Implant but More Evidence is Needed. J Evid Based Dent Pract. 2018;18(2):171-72.

Alsaadi G, Quirynen M, Michiels K, Jacobs R, van Steenberghe D. A biomechanical assessment of the relation between the oral implant stability at insertion and subjective bone quality assessment. J Clin Periodontol. 2007;34(4):359-66.

Alves CC, Neves M. Tapered implants: from indications to advantages. Int J Periodontics Restorative Dent. 2009;29(2):161-67.

Arisan V, Bölükbas¸i N, Ersanli S, Ozdemir T. Evaluation of 316 narrow diameter implants followed for 5–10 years: a clinical and radiographic retrospective study. Clin Oral Implants Res 2010;21(3):296-307.

Ayllón JM, Navarro C, Vázquez J, Domínguez J. Fatigue life estimation in dental implants. Engineering Fracture Mechanics 2014;123:34-43.

Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent. 2008;100(6):422-31.

Baggi L, Di Girolamo M, Vairo G, Sannino G. Comparative evaluation of osseointegrated dental implants based on platform-switching concept: influence of

diameter, length, thread shape, and in-bone positioning depth on stress-based performance. Comput Math Methods Med. 2013;2013:250929.

Balkaya MC. Investigation of influence of different implant size and placement on stress distribution with 3-dimensional finite element analysis. Implant Dent. 2014;23(6):716-22.

Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11(5):660-6.

Bambini F, Memè L, Pellecchia M, Sabatucci A, Selvaggio R. Comparative analysis of deformation of two implant/abutment connection systems during implant insertion. An in vitro study. Minerva Stomatol. 2005;54(3):129-38.

Barikani H, Rashtak S, Akbari S, Fard MK, Rokn A. The effect of shape, length and diameter of implants on primary stability based on resonance frequency analysis. Dent Res J (Isfahan). 2014;11(1):87-91.

Beer A, Gahleitner A,Holm A, TschabitscherM,Homolka P. Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. Clin Oral Implants Res 2003; 14(5):616–620.

Benic GI, Elmasry M, Hämmerle CH. Novel digital imaging techniques to assess the outcome in oral rehabilitation with dental implants: a narrative review. Clin Oral Implants Res. 2015;26 Suppl 11:86-96.

Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24(5):781-9.

Bilhan H, Kutay O, Arat S, et al. Astra Tech, Brånemark, and ITI implants in the rehabilitation of partial edentulism: two-year results. Implant Dent 2010;19(5):437-46.

Blum K, Wiest W, Fella C, Balles A, Dittmann J, Rack A, Maier D, Thomann R, Spies BC, Kohal RJ, Zabler S, Nelson K. Fatigue induced changes in conical implant–abutment connections. Dent Mater. 2015;31(11):1415-26.

Bolind PK, Johansson CB, Becker W, Langer L, Sevetz EB Jr, Albrektsson TO. A descriptive study on retrieved non-threaded and threaded implant designs. Clin Oral Implants Res 2005;16(4):447-55.

Bonfante EA, Coelho PG. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. Adv Dent Res. 2016;28(1):18-27.

Bozini T, Petridis H, Garefis K, Garefis P. A meta-analysis of prosthodontic complication rates of implant-supported fixed dental prostheses in edentulous patients after an observation period of at least 5 years. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011;26(2):304-18.

Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. J Biomech. 2005;38(1):87-97.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg 1977;16:1-132.

Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissueintegrated prostheses osseointegration in clinical dentistry. Quintessence. 1985:120-200.

Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. J Dent Res. 2006;85(5):473-8.

Bulaqi HA, Mousavi Mashhadi M, Safari H, Samandari MM, Geramipanah F. Dynamic nature of abutment screw retightening: finite element study of the effect of retightening on the settling effect. J Prosthet Dent. 2015;113(5):412-9.

Calandriello R, Tomatis M, Rangert B. Immediate functional loading of Brånemark system implants with enhanced initial stability: a prospective 1- to 2-year clinical and radiographic study. Clin Implant Dent Relat Res 2003; 5 Suppl 1:10-20.

Canullo L, Pace F, Coelho P, Sciubba E, Vozza I. The influence of platform switching on the biomechanical aspects of the implant-abutment system. A three dimensional finite element study. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2011;16(6):e852-6.

Cehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. Clin Oral Implants Res. 2004;15(4):459-65.

Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Platform switch and dental implants: A meta-analysis. J Dent. 2015;43(6):629-46.

Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Reasons for failures of oral implants. J Oral Rehabil. 2014;41(6):443-76.

Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, Kurtz KS, Romanos GE, Silva NR. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. J Oral Rehabil. 2008;35(12):917-24.

Consolo U, Travaglini D, Todisco M, et al. Histologic and biomechanical evaluation of the effects of implant insertion torque on peri-implant bone healing. J Craniofac Surg. 2013;24(3):860-5.

Coppedê AR, Bersani E, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Sartori IA, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. Int J Prosthodont. 2009;22(3):283-6.

Coppedê AR, Faria AC, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Shibli JA, Ribeiro RF. Mechanical comparison of experimental conical-head abutment screws with conventional flat-head abutment screws for external-hex and internal tri-channel implant connections: an in vitro evaluation of loosening torque. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013;28(6):e321-9.

Coray R, Zeltner M, Özcan M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. J Mech Behav Biomed Mater. 2016;62:333-46.

Davi LR, Golin AL, Bernardes SR, Araújo CA, Neves FD. In vitro integrity of implant external hexagon after application of surgical placement torque simulating implant locking. Braz Oral Res. 2008;22(2):125-31.

de Medeiros RA, Pellizzer EP, Vechiato Filho AJ, Dos Santos DM, da Silva EV, Goiato MC. Evaluation of marginal bone loss of dental implants with internal or external connections and its association with other variables: A systematic review. J Prosthet Dent. 2016;116(4):501-06.e5.

Degidi M, Piattelli A. Comparative analysis study of 702 dental implants subjected to immediate functional loading and immediate nonfunctional loading to traditional healing periods with a follow-up of up to 24 months. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005;20(1):99-107.

D'Ercole S, Tripodi D, Ravera L, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G. Bacterial leakage in Morse Cone internal connection implants using different torque values: an in vitro study. Implant Dent. 2014;23(2):175-9.

Dincer Kose O, Karataslı B, Demircan S, Kose TE, Cene E, Aya SA, Erdem MA, Cankaya AB. In Vitro Evaluation of Manual Torque Values Applied to Implant-Abutment Complex by Different Clinicians and Abutment Screw Loosening. Biomed Res Int. 2017;2017:7376261.

Dittmer MP, Dittmer S, Borchers L, Kohorst P, Stiesch M. Influence of the interface design on the yield force of the implant-abutment complex before and after cyclic mechanical loading. J Prosthodont Res. 2012;56(1):19-24.

Duyck J, Naert IE, Van Oosterwyck H, Van der Sloten J, De Cooman M, Lievens S, Puers B. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. Technol Health Care. 1997;5(4):253-73.

Duyck J, Roesems R, Cardoso MV, Ogawa T, De Villa Camargos G, Vandamme K. Effect of insertion torque on titanium implant osseointegration: an animal experimental study. Clin Oral Implants Res. 2015;26(2):191-6.

Elshiyab SH, Nawafleh N, George R. Survival and testing parameters of zirconia-based crowns under cyclic loading in an aqueous environment: A systematic review. J Investig Clin Dent. 2017;8(4):1-14.

English C, Bahat O, Langer B, Sheets CG. What are the clinical limitations of wide-diameter (4 mm or greater) root form endosseous implants? Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15(2):293-6.

Fanuscu MI, Chang TL, Akca K. Effect of surgical techniques on primary implant stability and peri-implant bone. J Oral Maxillofac Surg. 2007;65:2487-91.

Farronato D, Pieroni S, Mangano FG, Briguglio F, Re D. Effects of different abutment material and surgical insertion torque on the marginal adaptation of an internal conical interface: an in vitro study. J Prosthodont Res. 2014;58(4):230-6.

Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. Pract Proced Aesthet Dent. 2003;15(8):625-32.

Fissore B, Nicholls JI, Yuodelis RA. Load fatigue of teeth restored by a dentin bonding agent and a posterior composite resin. J Prosthet Dent. 1991;65(1):80-5.

Gargallo Albiol J, Satorres-Nieto M, Puyuelo Capablo JL, Sánchez Garcés MA, Pi Urgell J, Gay Escoda C. Endosseous dental implant fractures: an analysis of 21 cases. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2008;13(2):E124-8.

Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL. Current trends in dental implants. J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg. 2014;40(2):50-60.

Gealh WC, Mazzo V, Barbi F, Camarini ET. Osseointegrated implant fracture: causes and treatment. J Oral Implantol 2011;37(4):499-503.

Gehrke SA, Shibli JA, Aramburú Junior JS, de Val JE, Calvo-Girardo JL, Dedavid BA. Effects of different torque levels on the implant-abutment interface in a conical internal connection. Braz Oral Res. 2016;30. pii: S1806-83242016000100233.

Glauser CR, Oden ZM, Ambrose CG, Willits MB, Coupe KJ. Mechanical testing of small fracture implants for comparison of insertion and failure torques. Arch Orthop Trauma Surg 2003;123(8):388-91.

Grandi T, Guazzi P, Samarani R, Grandi G. Clinical outcome and bone healing of implants placed with high insertion torque: 12-month results from a multicenter controlled cohort study. Int J Oral Maxillofac Surg. 2013;42(4):516-20.

Greenstein G, Cavallaro J. Implant Insertion Torque: Its Role in Achieving Primary Stability of Restorable Dental Implants. Compend Contin Educ Dent. 2017;38(2):88-95.

Griggs JA. Dental implants. Dent Clin North Am. 2017;61(4):857-71.

Gupta A, Dhanraj M, Sivagami G. Status of surface treatment in endosseous implant: a literary overview. Indian J Dent Res 2010;21:433-8.

Ha CY, Lim YJ, Kim MJ, Choi JH. The influence of abutment angulation on screw loosening of implants in the anterior maxilla. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011;26(1):45-55.

Hallman M. A prospective study of treatment of severely resorbed maxillae with narrow nonsubmerged implants: results after 1 year of loading. Int J Oral Maxillofac Implants 2001;16(5):731-6.

Hauchard E, Fournier BP, Jacq R, Bouton A, Pierrisnard L, Naveau A. Splinting effect on posterior implants under various loading modes: a 3D finite element analysis. Eur J Prosthodont Restor Dent 2011;19(3):117-122.

Himmlová L, Dostálová T, Kácovsky A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. J Prosthet Dent 2004;91(1):20-5.

Iijima M, Muguruma T, Brantley WA, Okayama M, Yuasa T, Mizoguchid I. Torsional properties and microstructures of miniscrew implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;134(3):333.e1-6; discussion 333-4.

ISO 14801. Dentistry – Implants – Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. 2007.

Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. Clin Oral Implants Res. 2012;23(7):832-6.

Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U. Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. Int J Oral Maxillofac Surg 1997;26(2):141-8.

Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. J Dent. 2010;38(8):612–20.

Jörn D, Kohorst P, Besdo S, Borchers L, Stiesch M. Three-Dimensional nonlinear finite element analysis and microcomputed tomography evaluation of microgap formation in a dental implant under oblique loading. Int J Oral Maxillofac Implants. 2016;31(3):e32-42.

Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. Clin Oral Implants Res. 2012;23 Suppl 6:2-21.

Kaplan EL, Meier P. Non parametric estimation from incomplete observation. J Am Stat Assoc. 1958;53:457-81.

Karl M, Kelly JR. Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. Dent Mater. 2009;25(11):1426-32.

Khayat PG, Arnal HM, Tourbah BI, Sennerby L. Clinical outcome of dental implants placed with high insertion torques (up to 176 Ncm). Clin Implant Dent Relat Res. 2013;15(2):227-33.

Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. Clin Implant Dent Relat Res. 2004;6(3):157-64.

Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. Clin Oral Implants Res. 2004;15(4):401-12.

Koenig et al. Aging of monolithic zirconia dental prostheses: Protocol for a 5-year prospective clinical study using ex vivo analyses. Contemporary Clinical Trials Communications. 2016;25-32.

Koutouzis T, Mesia R, Calderon N, Wong F, Wallet S. The effect of dynamic loading on bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an in vitro study. J Oral Implantol. 2014;40(4):432-7.

Kwon JH, Han CH, Kim SJ, Chang JS. The change of rotational freedom following different insertion torques in three implant systems with implant driver. J Adv Prosthodont. 2009;1(1):37-40.

Lachmann S, Laval JY, Axmann D, Weber H. Influence of implant geometry on primary insertion stability and simulated peri-implant bone loss: An in vitro study using resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011;26(2):347–55.

Langer B, Langer L, Herrmann I, Jorneus L. The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8(4):400-8.

Lee CK, Karl M, Kelly JR. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. Dent Mater. 2009;25(11):1419-25.

Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. J Prosthet Dent. 2005;94(4):377-81.

Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C, van Steenberghe D. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999;14(5):639-45.

Lesmes D, Laster Z. Innovations in dental implant design for current therapy. Oral Maxillofac Surg Clin North Am. 2011;23(2):193-200.

Li H, Liang Y, Zheng Q. Meta-Analysis of Correlations Between Marginal Bone Resorption and High Insertion Torque of Dental Implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2015;30(4):767-72.

Linkevicius T, Apse P, Grybauskas S, Puisys A. Influence of thin mucosal tissues on crestal bone stability around implants with platform switching: a 1-year pilot study. J Oral Maxillofac Surg. 2010;68(9):2272-7.

Liu Y, Wang J. Influences of microgap and micromotion of implant-abutment interface on marginal bone loss around implant neck. Arch Oral Biol. 2017;83:153-60.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. J Oral Rehabil. 2006;33(1):75-8.

Magne P, Paranhos MP, Schlichting LH. Influence of material selection on the risk of inlay fracture during pre-cementation functional occlusal tapping. Dent Mater. 2011;27(2):109-13.

Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. J Prosthet Dent. 2010;104(3):149-57.

Mahon JM, Norling BK, Phoenix RD. Effect of varying fixture width on stress and strain distribution associated with an implant stack system. Implant Dent 2000;9(4):310-20.

Martins AM, Jardim LA, Souza JG, Rodrigues CA, Ferreira RC, Pordeus IA. Is the negative evaluation of dental services among the Brazilian elderly population associated with the type of service? Rev Bras Epidemiol. 2014;17(1):71-90.

Meleo D, Baggi L, Di Girolamo M, Di Carlo F, Pecci R, Bedini R. Fixture-abutment connection surface and micro-gap measurements by 3D micro-tomographic technique analysis. Ann Ist Super Sanita. 2012;48(1):53-8.

Mijiritsky E, Mazor Z, Lorean A, Levin L. Implant diameter and length influence on survival: interim results during the first 2 years of function of implants by a single manufacturer. Implant Dent 2013;22(4):394-8.

Mombelli A, Müller N, Cionca N. The epidemiology of peri-implantitis. Clin Oral Implants Res. 2012;23 Suppl 6:67-76.

Morgan MJ, James DF, Pilliar RM. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8(4):409-14.

Narra N, Antalainen AK, Zipprich H, Sándor GK, Wolff J. Microcomputed tomography-based assessment of retrieved dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2015;30(2):308-14.

Nary Filho H, Guirado JL, Matsumoto MA, Bresaola MD, Aur R. Biomechanical evaluation of resistance to insertion torque of different implant systems and insertion driver types. Implant Dent. 2015;24(2):211-6.

Nikellis I, Levi A, Nicolopoulos C. Immediate loading of 190 endosseous dental implants: a prospective observational study of 40 patients treatments with up to 2-years data. Int J Oral Maxillofac Implants 2004; 19(1):116–123.

Norton MR. Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-abutment microgap. Int J Oral Maxillofac Implants. 2006;21(5):777-84.

Oshida Y, Tuna EB, Aktören O, Gençay K. Dental implant systems. Int J Mol Sci. 2010;11(4):1580-678.

Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005;20(5):769-76.

Paphangkorakit J, Osborn JW. Effect of jaw opening on the direction and magnitude of human incisal bite forces. J Dent Res. 1997;76(1):561-7.

Pardal-Peláez B, Montero J. Preload loss of abutment screws after dynamic fatigue in single implant-supported restorations. A systematic review. J Clin Exp Dent. 2017;9(11):e1355-e1361.

Pessoa RS, Vaz LG, Marcantonio E Jr, Vander Sloten J, Duyck J, Jaecques SV. Biomechanical evaluation of platform switching in different implant protocols: computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010;25(5):911-9.

Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G, Catamo G, Piccolomini R. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. J Periodontol. 2001;72(9):1146-50.

Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res. 2012;23 Suppl 6:22-38.

Quek HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. Int J Oral Maxillofac Implants. 2008;23(2):253-62.

Ryu HS, Namgung C, Lee JH, Lim YJ. The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: a literature review. J Adv Prosthodont. 2014;6(6):547-54.

Saidin S, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, Abu Kasim NH. Effects of different implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: prediction of microgap formation. J Dent. 2012;40(6):467-74.

Salamanca E, Lin JC, Tsai CY, Hsu YS, Huang HM, Teng NC, Wang PD, Feng SW, Chen MS, Chang WJ. Dental Implant Surrounding Marginal Bone Level Evaluation: Platform Switching versus Platform Matching-One-Year Retrospective Study. Biomed Res Int. 2017;2017:7191534. doi: 10.1155/2017/7191534. Epub 2017 Oct 24.

Sammartino G, Cerone V, Gasparro R, Riccitiello F, Trosino O. The platform switching approach to optimize split crest technique. Case Rep Dent. 2014;2014:850470. doi: 10.1155/2014/850470. Epub 2014 Aug 6.

Santiago JF Jr, Batista VE, Verri FR, Honório HM, de Mello CC, Almeida DA, Pellizzer EP. Platform-switching implants and bone preservation: a systematic review and meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Surg. 2016;45(3):332-45.

Sasada Y, Cochran DL. Implant-Abutment Connections: A Review of Biologic Consequences and Peri-implantitis Implications. Int J Oral Maxillofac Implants. 2017;32(6):1296-1307.

Scarano A, Mortellaro C, Mavriqi L, Pecci R, Valbonetti L. Evaluation of Microgap With Three-Dimensional X-Ray Microtomography: Internal Hexagon Versus Cone Morse. J Craniofac Surg. 2016;27(3):682-5.

Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Döring H, Nonhoff J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. J Biomed Mater Res A. 2014;102(2):552-74.

Searson LJ. History and development of dental implants. In: Narim L, Wilson HF, eds. Implantology in general dental practice. London, Chicago: Quintessence Publishing Co; 2005:19-41.

Seth S, Kalra P. Effect of dental implant parameters on stress distribution at bone-implant interface. Inter J Sci Res 2013;2:121-4.

Shemtov-Yona K, Rittel D. An Overview of the Mechanical Integrity of Dental Implants. Biomed Res Int. 2015;2015:547384.

Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. Int J Oral Maxillofac Implants. 1989;4(4):333-40.

Sohrabi K,Mushantat A, Esfandiari S, Feine J. How successful are small-diameter implants? A literature review. Clin Oral Implants Res 2012;23(5):515-25.

Sotto-Maior BS, Rocha EP, de Almeida EO, Freitas-Júnior AC, Anchieta RB, Del Bel Cury AA. Influence of high insertion torque on implant placement: an anisotropic bone stress analysis. Braz Dent J. 2010;21(6):508-14.

Steinebrunner L, Wolfart S, Bössmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005;20(6):875-81.

Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. Clin Oral Implants Res. 2008;19(12):1276-84.

Sullivan RM. Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. J Calif Dent Assoc 2001;29:737-45.

Teixeira AB, Beja GB, Shimano AC, Macedo AP, Oliscovicz NF, Reis AC. Influence of the ultimate torsion on the geometry of dental implants. Braz Dent J. 2013;24(3):213-7.

Teixeira AB, Shimano AC, Macedo AP, Valente ML, dos Reis AC. Influence of torsional strength on different types of dental implant platforms. Implant Dent. 2015;24(3):281-6.

Trisi P, De Benedittis S, Perfetti G, Berardi D. Primary stability, insertion torque and bone density of cylindric implant ad modum Brånemark: is there a relationship? An in vitro study. Clin Oral Implants Res. 2011b;22(5):567-70.

Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. Clin Oral Implants Res. 2009;20:467–471.

Trisi P, Todisco M, Consolo U, Travaglini D. High versus low implant insertion torque: a histologic, histomorphometric, and biomechanical study in the sheep mandible. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011a;26(4):837-49.

Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. Dent Mater J. 2008;27(1):29-34.

Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. Dent Mater J. 2009;28(4):373-81.

Watanabe F, Hiroyasu K, Ueda K. The fracture strength by a torsion test at the implant-abutment interface. Int J Implant Dent. 2015;1(1):25. Epub 2015 Oct 10.

Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: An overview. J Oral Implantol 2003;29:242–245.

Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. Int J Prosthodont. 1995;8(2):105-16.

Xia D, Lin H, Yuan S, Bai W, Zheng G. Dynamic fatigue performance of implant-abutment assemblies with different tightening torque values. Biomed Mater Eng. 2014;24(6):2143-9.

Zinsli B, Sägesser T, Mericske E, Mericske-Stern R. Clinical evaluation of small-diameter ITI implants: a prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 2004;19:92-9.