UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

Renata Espíndola Silveira

Avaliação da resistência ao arrancamento e do torque de remoção de um novo modelo de implante de zircônia.

Ribeirão Preto

2014

RENATA ESPÍNDOLA SILVEIRA

AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA AO ARRANCAMENTO E DO TORQUE DE REMOÇÃO DE UM NOVO MODELO DE IMPLANTE DE ZIRCÔNIA.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Mestre no Programa de Reabilitação Oral.

Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Prof. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires-de-Souza.

VERSÃO CORRIGIDA

Ribeirão Preto

2014

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.

Silveira, Renata Espíndola

Avaliação da resistência ao arrancamento e do torque de remoção de um novo modelo de implante de zircônia. Ribeirão Preto, 2014.
112 p. : 29 il. ; 30cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de Concentração: Reabilitação Oral.
Versão corrigida da Dissertação. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o Programa.

Orientadora: Pires-de-Souza, Fernanda de Carvalho Panzeri

1. Implante. 2. Zircônia dopada com Ítria. 3. Ciclagem Termomecânica.
4. Titânio. 5. Ensaio de arrancamento. 6. Torque de remoção.
7. Estabilidade Primária.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Renata Espíndola Silveira.

Avaliação da resistência ao arrancamento e do torque de remoção de um novo modelo de implante de zircônia.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Mestre.

Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Aprovado em:_____/_____/____

Banca Examinadora

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

Instituição: _____

Julgamento:_____Assinatura: _____

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

Instituição: _____

Julgamento:_____Assinatura: _____

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

Instituição: _____

Julgamento:_____Assinatura: _____

Dedicatória

"Quem caminha sozinho pode até chegar mais rápido, mas aquele que vai acompanhado com certeza chegará mais longe" Clarice Lispector

Dedico esta obra:

A meus pais por todo o incentivo e estímulo durante minha caminhada acadêmica. Amo vocês.

A Prof. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires-de-Souza que sempre me transmitiu confiança e certeza na finalização do mesmo.

Agradecimentos

Agradecimentos Especiais.

Em primeiro lugar, agradeço a Deus pelas oportunidades profissionais e pessoais concedidas a mim. Sou grata por Seu cuidado e orientação constantes durante esses 2 anos.

A minha mãe **Divina Espíndola Silveira**, por extender seu papel de mãe à minha melhor amiga. Agradeço por sua companhia, por me escutar nos melhores e piores momentos, por fazer dos meus sonhos os seus sonhos, e por sempre me incentivar a crescer e conquistar meus objetivos.

Ao meu pai, **Wilder Ronan Teles da Silveira,** por ser a base de nossa família, pelo exemplo de trabalho, luta e honestidade que recebi desde criança. Sou sua fã e espero trilhar um caminho profissional semelhante ao seu.

A minha orientadora Prof. Dra. **Fernanda de Carvalho Panzeri Pires-de-Souza** por ter me recebido, sem nenhum conhecimento de quem eu era, de braços abertos desde o primeiro contato. Agradeço pela dedicação, pelas oportunidades dadas a mim, pelo apoio, confiança e parceria durante esses 2 anos.

Agradecimentos

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto** (FORP-USP) e ao curso de pós-graduação em Reabilitação Oral pelas oportunidades oferecidas e por me receber como aluna de Mestrado.

À técnica **Rafaella Tonani** do Laboratório de Materiais Dentários Prof. Dr. Heitor Panzeri, que me auxiliou durante toda a execução da metodologia dessa obra. Muito obrigada, sua ajuda foi fundamental.

À equipe do LaAbio e agregados**, Renata Costa de Morais, Lourenço de Moraes Rego Roselino, Ana Beatriz Silva Sousa, Carla Cecilia Alandia-Roman, Francisca Daniele Jardilino Silame, Gustavo da Col dos Santos Pinto, Michelle Chinelatti, Marta Maria Martins Giamatei Contente, Sergio Augusto de Freitas Vicente e Roberto Cesar Biancalana.** Agradeço a todos vocês pelos momentos compartilhados, pela compreensão e pela paciência que sempre, ou quase sempre, tiveram comigo.

Ao funcionario do LIPEM (Laboratório Integrado de Pesquisa de Biocompatibilidade - FORP -USP) **Edson Volta**. Muito obrigada pelo auxílio e prestatividade durante o desenvolvimento deste trabalho, inclusive na resolução de problemas, como o desenvolvimento do artefato para o ensaio de arrancamento.

Aos técnicos do Departamento de Materiais Dentários e Prótese: **Ana Paula Macedo e Luis Sérgio Soares.** Fica aqui registrada minha gratidão por todo auxílio e prestatividade durante o desenvolvimento do meu projeto.

Àos irmãos **Marcos e Claudio**, donos da empresa Teccer, por terem me dado esperança e soluções para finalizar essa obra.

Agradeço também a **Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo** (FAPESP) pelo auxílio financeiro desse projeto (Processo número 2012/23962-0).

SILVEIRA, R.E. Avaliação da resistência ao arrancamento e do torque de remoção de um novo modelo de implante de zircônia. Ribeirão Preto 2014. 112p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar comparativamente a estabilidade primária e a longevidade de implantes de zircônia (Y-TZP) e titânio (Grau IV) após ciclagem termomecânica (CTM). Foram obtidos 40 implantes de cada material que foram instalados em osso artificial e separados em grupos (n=10) segundo o material, a realização de ciclagem termomecânica e o ensaio realizado: Titânio - G1 (ensaio de torque de remoção); G2 (ensaio de arrancamento); G3 (CTM + ensaio de torque de remoção); G4 (CFTM + ensaio de arrancamento); e Zircônia - G5 (ensaio de torque de remoção); G6 (ensaio de arrancamento); G7 (CTM + ensaio de torque de remoção); G8 (CTM + ensaio de arrancamento). O equipamento de ciclagem mecânica foi configurado com carga de 133 N, frequência de 120 ciclos por minuto (2 Hz), totalizando 2.000.000 ciclos em cada espécime. A ciclagem térmica foi realizada com temperatura entre 5ºC, 37ºC e 55ºC. Após os ensaios mecânicos, os resultados foram submetidos à análise estatística (2-way ANOVA, teste de Bonferroni, $p<0,05$) e verificou-se que houve diferença estatisticamente significante ($p<0,05$) entre os implantes de titânio e zircônia, independente do tratamento utilizado, tanto para o torque de remoção quanto para a foça máxima de arrancamento. Os implantes de titânio mostraram maiores valores de torque de remoção e força de arrancamento comparado aos implantes de zircônia ($p<0,05$). Verificou-se também que a ciclagem termomecânica foi significante apenas para o ensaio de arrancamento quando utilizados implantes de titânio. Conclui-se que a estabilidade primária de implantes de titânio foi maior do que implantes de zircônia e que a ciclagem termomecânica foi um fator significativo apenas para a longevidade dos implantes de titânio.

Palavras Chaves: 1. Implantação Dentária. 2. Zircônia dopada com Ítria. 3. Ciclagem Termomecânica. 4. Titânio. 5. Ensaio de arrancamento. 6. Torque de remoção. 7. Estabilidade Primária.

SILVEIRA, R.E. **Analysis of pullout strength and removal torque of a new zirconia dental implants.** Ribeirão Preto 2014. 112p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

ABSTRACT

The aim of this study was to assess comparatively the primary stability and longevity of zirconia (Y-TZP) and titanium (Grade IV) implants after thermomechanical cyclic (CTF). Forty implants to each material were obtained, installed in artificial bone and separated into groups (n=10) according to the material, the conducting of thermomechanical cyclic and the test submitted: Titanium - G1 (removal torque); G2 (pullout test); G3 (CTF + removal torque); G4 (TCF + pullout test); Zirconia - G5 (removal torque); G6 (pullout test); G7 (CTF + removal torque); G8 (CTF + pullout test). The mechanical cyclic testing machine was programmed to apply a load of 133 N, frequency of 120 cycles per minute (2 Hz) and a total of 2,000,000 cycles in each specimen. The thermocycling was set with a temperature between 5°C, 37ºC and 55ºC. After the mechanical tests, the data were subjected to statistical analysis (2-way ANOVA, Bonferroni test, $p < 0,05$) and the results showed statistically significant difference ($p < 0.05$) between zirconia and titanium implants, regardless of treatment used, for both removal torque and pullout tests. Titanium implants showed higher removal torque and pullout strength, which was statistically significant ($p < 0,05$) compared with zirconia implants. It was also found that the thermomechanical cyclic was only significant for pullout test when used titanium implants. It was concluded that primary stability of titanium implants is higher than zirconia implants and the thermomechanical cyclic was a significant factor only for the longevity of titanium implants.

Key Words: 1. Dental Implantation. 2. Yttrium-doped zirconia. 3. Thermomechanical cyclic. 4. Titanium. 5. Pull-out test. 6. Removal torque. 7. Primary stability.

LISTA DE FIGURAS

Figura 01 Esquema de desenho computadorizado do modelo de implante utilizado. Imagem gentilmente cedida pelo Dr. Diogo Rodrigues Cruvinel..... 43

Figura 02 Implante de titânio Grau IV. A parte coronária foi projetada para viabilizar o ensaio de arrancamento..... 45

Figura 03 A- Mistura após 24 horas no moinho. B- Mistura coada 46

Figura 04 Misturas armazenadas na capela para evaporação do álcool isopropílico 47

Figura 05 Massa sólida resultante da evaporação do álcool isopropílico após 48 horas de armazenamento na capela 47

Figura 06 A- Aspecto inicial antes da moagem. B- Pó obtido após moagem em grau e pistilo cerâmicos 47

Figura 07 Peneiramento do pó de zircônia 48

Figura 08 14 gramas de pó acondicionados na matriz metálica em forma de meia cana para prensagem uniaxial 48

Figura 09 Prensagem do pó em prensa hidráulica manual, com aplicação de uma força de 11 toneladas..... 49

Figura 10 Cilindros Prensados..... 49

Figura 11 Cilindros de zircônia pré-sinterizados fraturados durante a usinagem 50

Figura 12 Macroestrutura inicial de Implantes de zircônia (Z-01)..... 52

Figura 13 Fratura da porção coronária dos implantes de zircônia (Z-01) quando submetidos ao ensaio de arrancamento, impossibilitando a obtenção dos resultados 52

Figura 14 Implante de zircônia (ZrO2 – Y_2O_3). A parte coronária foi projetada reduzindo a presença de ângulos agudos de forma a viabilizar o ensaio de arrancamento..... 53

Figura 15 Guia e esquadro adaptados ao paralelômetro, permitindo a fixação do contra-ângulo de forma a realizar perfurações perpendiculares ao leito ósseo..... 55

Figura 16 Chave sextavada desenvolvida para inserção e remoção dos implantes de titânio do leito ósseo 55

Figura 17 A e B - Chave sextavada desenvolvida para inserção e remoção dos implantes de titânio do leito ósseo. Em B é possível observar o formato hexagonal do encaixe da chave..... 56

Figura 18 Torquímetro digital (TQ680) adaptado ao paralelômetro para inserção e remoção dos implantes de titânio (A) e zircônia (B) do leito ósseo.....56

Figura 19 Implante de titânio (A) e zircônia (B) inserido nos centro do osso artificial 57

Figura 20 ensaio de arrancamento realizado à velocidade constante de 1,0 mm/min. A- Implante de titânio, B- Implante de zircônia.....58

Figura 21 Máquina de ensaio de ciclagem termomecânica 37000 59

Figura 22 Amostras de titânio do grupo G3 em posição submetidas ao processo de Ciclagem Termomecânica.....61

Figura 23 Amostras de zircônia do grupo G5 em posição submetidas ao processo de Ciclagem Termomecânica.....61

Figura 24 Implantes sem ciclagem termomecânica após secção longitudinal do osso artificial 63

Figura 25 Implantes submetidos à ciclagem termomecânica após secção longitudinal do osso artificial 64

Figura 26 Comparação da interface implante/osso artificial entre implante de titânio (A) e de zircônia (B).....71

Figura 27 Implantes de titânio: A- Análise imediata, após a colocação no osso e B – após ciclagem termomecânica.....72

Figura 28 Implantes de zircônia: A- Análise imediata, após colocação no osso e B – após ciclagem termomecânica.....72

Figura 29 Amostras de grupos submetidos ao ensaio de arrancamento. A1 e A2: Implante de titânio e respectivo osso artificial; B1 e B2- Implante de zircônia e respectivo osso artificial 73

LISTA DE TABELAS

Tabela 01 Grupos de Estudo 57

Tabela 02 Valores de torque de remoção (Ncm) para implantes de titânio e zircônia 67

Tabela 03 Comparação das médias (desvio-padrão) de torque de remoção (Ncm) para implantes de titânio e zircônia (2-way ANOVA, Bonferroni, p<0,05) 68

Tabela 04 Valores de força máxima de arrancamento (N) para implantes de titânio e zircônia 69

Tabela 05 Comparação das médias (desvio-padrão) de força máxima de arrancamento (N) para implantes de titânio e zircônia (2-way ANOVA, Bonferroni, p<0,05) 70

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 27

2 PROPOSIÇÃO 37

3 MATERIAL E MÉTODOS 41
3.1 Macroestrutura do implante 43
3.2 Obtenção dos implantes 44
3.3 Inserção dos implantes 54
3.4 Força máxima de arrancamento 58
3.5 Análise do torque de remoção 59
3.6 Ciclagem Termomecânica 59
3.7 Análise Estatística 61
3.8 Avaliação qualitativa da interface implante/osso artificial 61

4 RESULTADOS 65
4.1 Torque de remoção 67
4.2 Força máxima de arrancamento 69
4.3 Avaliação qualitativa da interface implante/osso artificial 71

5 DISCUSSÃO 75

6 CONCLUSÃO 85

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 89

APÊNDICES 107
APÊNDICE A 109
APÊNDICE B 110
APÊNDICE C 111
APÊNDICE D 112

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

A utilização de implantes dentários é um dos protocolos reabilitadores escolhidos para o tratamento de pacientes desdentados parciais e totais (Misch et al., 2006; Gallucci et al., 2009), sendo a osseointegração, termo originalmente proposto por Branemark em 1983, definida como o processo pelo qual uma fixação rígida e clinicamente assintomática de implante ortopédico ou dentário é alcançada e mantida em contato ósseo durante as cargas funcionais (Zarb, Albrektsson, 1991; Gredes et al., 2014; Manzano et al., 2014).

Inicialmente, os implantes osseointegrados utilizados para devolver a qualidade de vida aos pacientes desdentados totais, foram realizados em mandíbula e posteriormente em maxilas, sempre reabilitados por restaurações unidas parafusadas sobre os implantes, sem preocupação com a estética (Adell et al.,1981). O protocolo reabilitador desenvolvido por Brånemark e sua equipe foi reproduzido em todo o mundo e o é até os dias atuais.

Contudo, algumas modificações foram realizadas com o passar dos anos. A bioengenharia desenvolveu novos desenhos de implantes com superfícies que resultam em maior contato osso/implante (Carlsson et al., 1988; Wong et al., 1995; Gahlert et al., 2007; Ferguson et al., 2008; Kohal et al., 2013; Gredes et al., 2014) e conexões protéticas para reduzir a perda óssea perimplantar (Tenenbaum et al., 2003; Lazzara, Porter, 2006; Moreira et al., 2013; Bressan et al., 2014; Gerinder et al., 2014; Mangano et al., 2014; Thakral et al., 2014), com objetivo de aumentar os índices de sucesso nos leitos ósseos de qualidades ruins e simplificar a cirurgia, reduzindo o trauma e o tempo cirúrgico (Friberg et al., 1995a; Meredith et al., 1996; Meredith, 1998). Ainda, novos protocolos cirúrgicos foram e têm sido estudados (Calandrielo et al., 2006; Neugebauer et al., 2006; Ritter et al., 2014; Hinkle et al., 2014; Giacomo et al., 2014) e implantes endósseos passaram a ser utilizados com conhecido êxito

no tratamento de desdentados, com alta previsibilidade de sucesso (Laney et al., 1994; Henry et al., 1995; Davarpanah et al., 2002, Albrektsson et al., 2007).

Sem dúvida e com sucesso, o titânio é o material mais utilizado na fabricação de implantes dentários e tornou-se o padrão ouro para reabilitação em implantodontia devido à sua excelente biocompatibilidade e propriedades mecânicas bem documentadas (Steinemann, 1998; Esposito et al., 1999; Albrektsson et al., 2008; Bormann et al., 2012; Lee et al., 2013; Salem et al., 2013; Gredes et al., 2014). No entanto, o tratamento exclusivamente com implantes dentários em titânio deve ser visto de forma crítica, uma vez que existem grupos populacionais que apresentam inúmeras doenças relacionadas com uso de metais, como sensibilidade e alergias ao titânio e aos seus subprodutos liberados no organismo (Arlom, 2008; Andreiotelli, et al., 2009; Olmedo et al., 2010; Evrard, 2011; Siddigi et al., 2011). Além disso, sua coloração metálica na zona estética é um desafio, especialmente em pacientes com sorriso gengival ou linha estética alta que apresentam tecido gengival perimplantar com pouca espessura e, nos casos de reabsorções ósseas acompanhadas de retração gengival, com exposição de parte do implante (Glauser et al., 2004; Kohal et al., 2008; Andreiotelli et al., 2009; Gredes et al., 2014).

Nesse contexto, diante da crescente expectativa quanto à estética em Odontologia (Furhauser et al., 2005; Lai et al., 2008; Jung et al,. 2008) e da necessidade de tratamento *metal free* para estes pacientes, novos materiais com maior estética têm sido propostos em Implantodontia, como, por exemplo, as cerâmicas odontológicas.

As cerâmicas odontológicas têm sido estudadas e clinicamente utilizadas como implantes há cerca de 40 anos (Sandhaus, 1968; Wenz et al., 2008; Andreiotelli et al., 2009; Cruvinel, 2013) e tiveram desenvolvimento acelerado na década de 70, alcançando resultados promissores (Özkurt , Kazazoğlu, 2010) inclusive com contínua evolução e uso destes materiais voltados para aplicações estruturais (Chevalier et al., 2007; Tavarez et al., 2014;

Agustín-Panadero et al., 2014; Chai et al., 2014). Embora apresentem baixas propriedades mecânicas quando comparadas aos metais, apresentam estabilidade química, elevada dureza e resistência ao desgaste (Moraes, 2004; Azevedo et al., 2007; Bankoğlu et al., 2014). Além disso, por possuírem coloração mais próxima aos dentes naturais, se tornam uma vantagem nas situações de tecido gengival perimplantar pouco espesso, e constituem uma alternativa para evitar inconvenientes em casos de reabsorções ósseas acompanhadas de retração gengival com exposição de parte do implante (Glauser et al., 2004; Kohal et al., 2008; Salem et al., 2013).

A primeira cerâmica utilizada em Implantodontia foi o óxido de alumínio ou alumina, que apresentava altos valores de dureza e de módulo de elasticidade (Andreiotelli et al., 2009). O dentista suíço Prof. Samy Sandhaus, na década de 70, foi um dos pioneiros a utilizar esse material (Andreiotelli et al., 2009) obtendo taxa de sucesso de apenas 25 % após 5 anos (Wenz et al., 2008; Kohal et al., 2008). Nessa mesma década, foram lançados os implantes de alumina Tübinger (Friadent, Mannheim, Alemanha); entretanto, logo foram retirados do mercado devido à sua baixa resistência à fratura e fraca interface implante-osso, quando comparados aos tradicionais implantes de titânio, o que deixava uma sobrevida muito reduzida (Kohal et al., 2004; Wenz et al., 2008; Andreiotelli et al., 2009). A baixa resistência à flexão e tenacidade a fratura foram relatadas na literatura como sendo as causas principais do insucesso dos implantes de alumina (Fartash et al., 1997; Andreiotelli et al., 2009).

Atualmente, o material cerâmico de escolha para fabricação de implantes orais é a zircônia (policristal de zircônia estabilizada por ítria- Y-TZP) (Salem et al., 2013; Depprich et al., 2014; Gredes et al., 2014). A zircônia estabilizada por ítria é um material cerâmico de alta resistência composto de partículas de óxido de zircônio (ZrO_2) e de óxido de ítrio (Y_2O_3). Esse óxido metálico bioinerte possui excelente resistência à corrosão e ao desgaste, baixo módulo de elasticidade (210 GPa), alta resistência à flexão (MPa 900-1200), dureza Vickers

equivalente a 200, módulo de Weibull entre 10 e 12, alta resistência à fratura, radiopacidade, baixa condutividade térmica, permite a transmissão de luz, apresenta boa biocompatibilidade e tem a capacidade de ser usinada (Piconi et al., 1999; Kohal et al., 2006; Depprich et al., 2008a,b; Kollar et al., 2008; Kohal et al., 2009a; Hisbergues et al., 2009; Rocchietta et al., 2009; Ozkurt, Kazazoglu; 2011, Gahlert et al., 2012; Möller et al., 2012; Fuh, et al., 2013; Lee et al., 2013; Brull et al., 2014; Depprich et al., 2014).

Estudos pré-clínicos mostram excelentes resultados dos implantes de zircônia submetidos a simulação de esforços mastigatórios (Kohal et al., 2006; Kohal et al., 2011) e, em estudos histológicos com animais, comparados aos tradicionais implantes de titânio, os implantes de zircônia apresentam resultados biológicos animadores, com baixo acúmulo de placa (Akagawa et al., 1998; Rimondini et al., 2002; Wenz et al., 2008;) e bons valores de contato osso/implante (Depprich et al., 2008a; Gahlert et al., 2009, Dohan et al., 2010; Salem et al., 2013; Gredes et al., 2014). Outros estudos em animais demonstraram que implantes de zircônia mostram aposição óssea direta, concluindo que células osteoblásticas têm uma boa proliferação na superfície da zircônia (Gahlert et al., 2007; Hoffmann et al., 2008; Gahlert et al., 2009; Kohal et al., 2009a).

Apesar dessas vantagens, submetidos a tensões e umidade, condições presentes na cavidade bucal, pode ocorrer desestabilização da fase tetragonal da zircônia, transformando-a lentamente em fase monoclínica (Wenz et al., 2008; Andreiotelli, Kohal, 2009; Kohal et al., 2009a; Chevalier et al., 2007; Sanon et al., 2013), processo conhecido como degradação em baixas temperaturas. Esse processo pode levar à formação de micro e macrotrincas, seguido de aumento da rugosidade superficial e redução na resistência, dureza e densidade; sendo importante avaliar a longevidade desses implantes na cavidade bucal (Swab, 1991; Lawson, 1995; Chevalier et al., 2007; Wenz et al., 2008).

Além disso, embora estudos em animais mostrem valores semelhantes de osseointegração para implantes de zircônia e de titânio, eles possuem número limitado de amostras e incluem apenas os resultados histológicos de curto prazo (Kohal et al., 2009b; Gahlert et al., 2007; Depprich et al., 2008a,b; Gahlert et al., 2009; Manzano et al., 2014). Da mesma forma, não existe um número suficiente de estudos incidindo sobre as propriedades físicas dos implantes de zircônia (Kohal et al., 2009b; Kohal et al., 2011).

Nesse contexto, além de estudos que propõem a utilização da zircônia como um material estético alternativo em Implantodontia (Kohal et al., 2011; Bormann et al., 2012), a avaliação da estabilidade primária e sua longevidade, ou seja, a capacidade do implante ficar em função ao longo dos anos, é um parâmetro essencial para prever sucesso do tratamento reabilitador (Friberg et al., 1991, Friberg et al., 1995b; Meredith, 1998; Tupac, 2003; Natali et al., 2009; Thomé et al., 2011; Manzano et al., 2014).

Estabilidade primária, propriedade relacionada à ausência de micromovimentações do implante durante o ato cirúrgico (Oliscovicz, 2011), varia em função da quantidade e qualidade óssea local, da geometria do implante (comprimento, diâmetro, distribuição das roscas), técnica cirúrgica empregada e diâmetro da última broca utilizada (Meredith, 1998; Rosa et al., 2008; Aksoy et al., 2009; Chong et al., 2009; Kahraman et al., 2009; Cooper, 2010; Tabassum et al., 2010). Assim, quando valores elevados de torque são obtidos na instalação, micromovimentações são evitadas durante o período de cicatrização, impedindo que tecido cicatricial fibroso seja formado na interface osso/implante (Kim et al., 2008), facilitando o crescimento ósseo na superfície do implante (Szmukler-Moncler et al., 1998).

Contudo, a mensuração do torque de remoção, ou seja, o maior torque mensurado durante a remoção do implante, é mais utilizada para quantificar estabilidade primária e osseointegração (Gotfredsen et al., 1992; Neugebauer et al., 2009; Senerby et al., 2005; Kim et al., 2008; Ahn et al., 2010; Guimarães et al., 2011; He et al., 2011), uma vez que há íntima

relação com a força de resistência da interface osso/implante no momento de remoção do implante do osso (Sennerby et al., 2005; Kim et al., 2008; Borman et al., 2012).

A estabilidade primária ou osseointegração pode ainda ser mensurada por diferentes avaliações *in vitro*, como o ensaio de arrancamento ou pull-out test (Berzins et al., 1997; Baker et al., 1999; Huja et al., 2005; Kobayashi et al., 2007; Mazzo et al., 2012; Oliscovicz et al., 2013; Valente et al., 2014). Trata-se de um método padronizado para testar a competência mecânica ou o poder de fixação de um implante, sendo importante indicador da estabilidade primária (Huja et al., 2005). Aparício et al. (2011) estudaram o comportamento biomecânico de implantes com diferentes tratamentos de superfície instalados em maxila e mandíbula de minipigs utilizando diferentes metodologias. Os resultados mostraram correspondência entre os valores obtidos no teste mecânico de arrancamento e na análise do contato osso implante por histometria, atestando assim, que o ensaio de arrancamento é um importante método mecânico que pode ser utilizado com segurança quando se analisa a osseointegração.

Ainda, a análise mecânica de arrancamento pode ser também realizada tendo osso artificial como substrato do implante (Berzins et al., 1997; Tsai et al., 2009; Mazzo et al., 2012). Berzins et al. (1997) avaliaram a resistência ao arrancamento associada à quantificação de tensão na interface osso/implante por *strain gauge*, e utilizaram no estudo osso artificial como ancoragem para os implantes. Como resultado, os autores concluíram que a tensão de fixação encontrada entre implante e osso artificial foi semelhante à tensão de fixação de implantes com fixação biológica.

Na implantodontia, um teste *in vitro* amplamente utilizado para avaliação da longevidade de implantes dentários e de sua estabilidade é a simulação de mastigação ou ciclagem termomecânica, sendo encontrados estudos principalmente sobre sua influência na fratura do implante (Karl et al., 2009; Silva et al., 2009; Kohal et al., 2011) e em falhas do intermediário (Quek et al., 2006; Cashman et al., 2011; Dittmer et al., 2012; Almeida et al.,

2013). Kohal et al. (2011) estudaram o comportamento de implantes de zircônia quando submetidos a diferentes quantidades de ciclos de simulação de mastigação, inclusive com termociclagem. Os autores encontraram maior falha dos implantes quando submetidos a 5000 ciclos de mastigação, quando comparados àqueles submetidos a 1200 ciclos.

Dessa forma, o propósito deste estudo foi avaliar estabilidade primária e longevidade de implantes de zircônia. Para controle, foram usinados implantes de Titânio Grau IV com mesmo design macroscópico. É importante que exista adequada avaliação das propriedades mecânicas desse material antes de determinar seu uso em reabilitação de desdentados, aumentando, portanto, a previsibilidade de sucesso.

2 Proposição

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar comparativamente estabilidade primária e longevidade de implantes de zircônia (Y-TZP) e titânio (Grau IV) com e sem ciclagem termomecânica, através da análise da força máxima de arrancamento e do torque máximo de remoção. A hipótese nula testada foi de que não haveria diferença na estabilidade primária destes implantes, independente da submissão à ciclagem termomecânica.

3 Material e Métodos

3 MATERIAL E MÉTODOS

Para execução deste estudo foram confeccionados implantes de zircônia (Y-TZP) e titânio (Grau IV) a partir da parceria entre a Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP-USP) e as empresas Inovamat Ltda. (São Carlos, SP, Brasil) e Teccer Indústria e Comércio de Produtos Cerâmicos Ltda. (Cravinhos, SP, Brasil).

3.1 Macroestrutura do implante

A macroestrutura da parte ativa dos implantes foi baseada em estudos prévios realizados na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP-USP) (Cruvinel, 2013). O comprimento total da parte ativa do implante foi de 10 mm e seu diâmetro de 4mm (Figura 1). O passe de rosca adotado foi de 0,5 mm.

Para assegurar a reprodutibilidade e a confiabilidade dos ensaios, também foi estabelecido que a porção coronária dos implantes teria comprimento equivalente a 8 mm, possibilitando a realização dos ensaios de ciclagem termomecânica segundo as normas recomendadas pela ISO 14081 .

Figura 1: Esquema de desenho computadorizado do modelo de implante utilizado. Imagem gentilmente cedida pelo Dr. Diogo Rodrigues Cruvinel.

Como planejamento inicial, seriam obtidos 40 implantes cilíndricos experimentais de corpo único (INOVAMAT, São Carlos, SP, Brasil) em zircônia 3YTZ (Tosoh, Japão), dopada com 3mol% de Y_2O_3 e 5mol% de CeO_2, prensados em prensa isostática a 40MPa, em temperatura ambiente, seguido de pré-sinterização ao ar a 800°C por 3h, a uma taxa de aquecimento de 10°C/min. Nesse ponto, o corpo cerâmico seria então usinado para adquirir a forma desejada para o implante e, por fim, novamente sinterizado, dessa vez à 1500°C por mais 6h, a uma taxa de aquecimento de 10°C/min.

Após a obtenção dos implantes de zircônia, como controle, o projeto estipulou a obtenção de 40 implantes de titânio Grau IV (Realum Ind. Com Metais Puros e Ligas Ltda., São Paulo, SP, Brasil) com as mesmas características, inclusive de usinagem, e dimensões finais dos implantes de zircônia, caracterizando assim que qualquer possível diferença de resultados entre os ensaios dos implantes de zircônia e titânio fossem única e exclusivamente propriedades do material em questão, e não de formas distintas.

3.2 Obtenção dos implantes

Frente aos inúmeros problemas apresentados pela empresa INOVAMAT para obtenção dos implantes de zircônia, inicialmente foram obtidos os implantes de titânio. Para isso, barras de titânio (Grau IV - Realum Ind. Com Metais Puros e Ligas Ltda., São Paulo, SP, Brasil) de 4,76 mm de diâmetro foram cortadas e usinadas. A usinagem foi realizada em torno CNC (Veker – Modelo FEL-1860 ENC – Bener, Vinhedo, SP, Brasil), com velocidade de 600 rpm e avanço de profundidade de 0,1mm. O design da parte coronária dos implantes foi desenhado para permitir a realização do ensaio de arrancamento (Figura 2).

Figura 02: Implante de titânio Grau IV. A parte coronária foi projetada para viabilizar o ensaio de arrancamento.

Para obtenção dos implantes de zircônia foi necessária a confecção prévia de cilindros pré-sinterizados por meio da prensagem de pó de zircônia. O método utilizado foi a prensagem de pós (Callister, 2002) que consiste, basicamente, na compactação, mediante pressão, de uma massa pulverizada contendo geralmente uma pequena quantidade de água ou outro elemento aglutinante (ligante).

Dessa forma, três gramas do ligante Butvar B-98 (Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, Estados Unidos) foram adicionados a 200 ml de álcool isopropílico P.A. (A.C.S. São Carlos Química, São Carlos, SP, Brasil). A mistura resultante foi mantida em repouso por aproximadamente 30 minutos e, em seguida, adicionada a 100 gramas de zircônia 3YTZ (Inframat Advanced Materials, Manchester, CT, Estados Unidos). A função do agente ligante é fornecer resistência mecânica para que as peças possam ser manuseadas antes da sua pré-sinterização. Esse componente também reduz o atrito entre as partículas do pó, evitando o surgimento de defeitos, tais como trincas e delaminações, além de contribuir para distribuição mais homogênea na densidade do material (Callister, 2002).

Em seguida, a fim de homogeneizar a mistura, a mesma foi levada, juntamente a estruturas circulares de zircônia, a um moinho por 24 horas. As estruturas circulares contribuíram para a homogeinização da mistura. Após esse período, a mistura, agora na forma pastosa, foi coada (Figura 03) e a pasta resultante mantida em Capela de Exaustão de Gases Q216 (QUIMIS, Diadema, SP, Brasil) por 48 horas para evaporação do álcool isopropílico (Figura 04). Ao final deste processo, a massa apresentava-se no estado sólido, pronta para o processo de moagem (Figura 05). Após a moagem e obtenção do pó (Figura 06), foi realizado o peneiramento, de forma que apenas partículas que atravessem uma peneira de abertura de 125 mm/µm (Bertel Indústria Metalúrgica Ltda. Caieiras, SP, Brasil) fossem utilizadas para obtenção dos cilindros de zircônia (Figura 07).

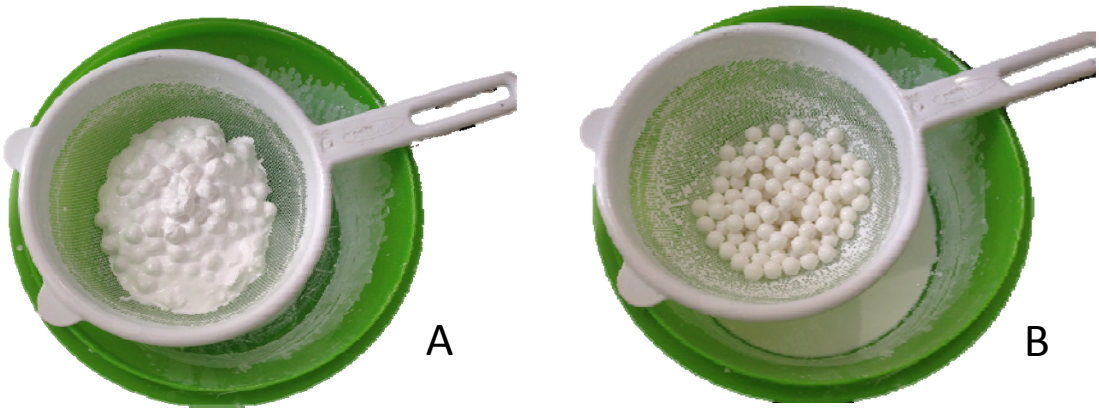


Figura 03: A- Mistura em conjunto com as estruturas circulares de zircônia após 24 horas no moinho. B- Coagem da mistura, para utilização apenas da pasta (inferior) na obtenção dos cilindros.

Figura 04: Misturas armazenadas na capela para evaporação do álcool isopropílico.

Figura 05: Massa sólida resultante da evaporação do álcool isopropílico após 48 horas de armazenamento na capela.

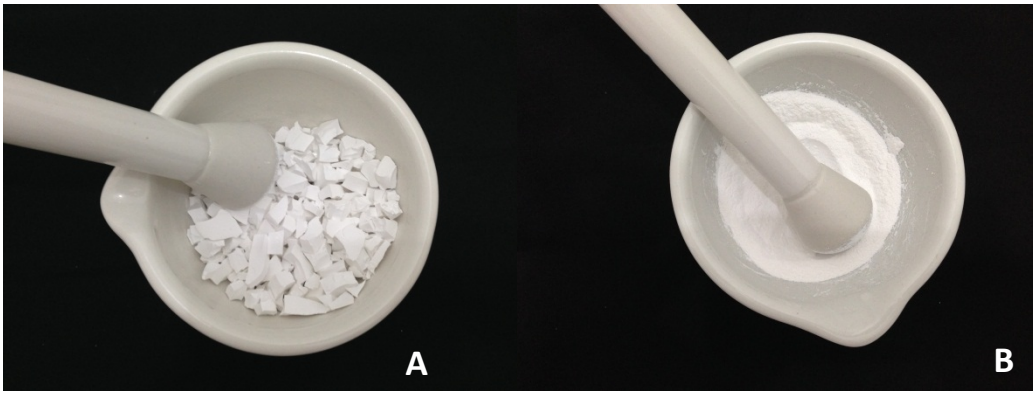


Figura 06: A- Aspecto inicial antes da moagem. B- Pó obtido após moagem em grau e pistilo cerâmicos.

Figura 07: Peneiramento do pó de zircônia com auxílio de pincel e peneira de 125 mm/µm.

Existem três procedimentos básicos de prensagem de pós: Uniaxial, Isostático (ou Hidrodinâmico) e prensagem a quente (Callister, 2002). No presente estudo foi executada prensagem Uniaxial por meio da compactação de 14 gramas do pó de zircônia obtido anteriormente em molde metálico em forma de meia-cana especialmente desenvolvido para suportar as condições do preparo (Figura 08). Sobre ela, ao longo de uma única direção, foi aplicada pressão de aproximadamente 11 toneladas (Prensa Hidráulica manual 15 ton, Charlott Equipamentos Hidráulicos Ltda. Guarulhos, SP, Brasil) (Figura 09), obtendo-se, então, o cilindro de zircônia a ser pré-sinterizado (Figura 10).

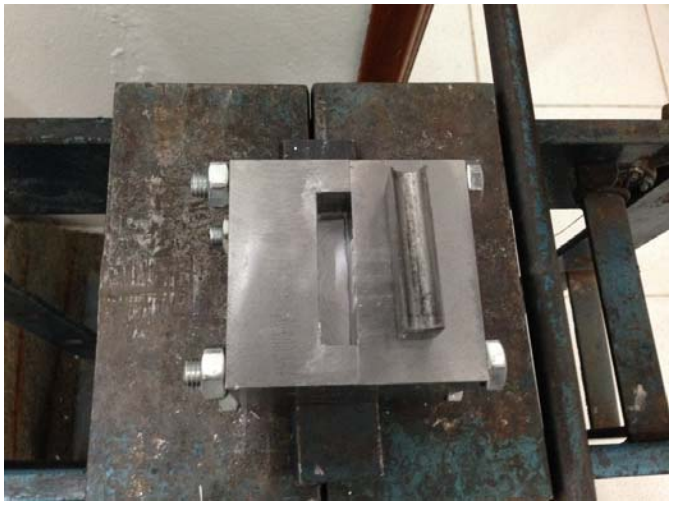


Figura 08: 14 gramas de pó acondicionados na matriz metálica em forma de meia cana para prensagem uniaxial.

Figura 09: Prensagem do pó em prensa hidráulica manual, com aplicação de uma força de 11 toneladas.

Figura 10: Cilindros prensados.

A pré-sinterização dos implantes de zircônia foi executada ao ar a 800°C por 3h, a taxa de aquecimento de 10°C/min em Forno Modelo 0916 (Fornos Jung Ltda, Blumenau, SC, Brasil). Durante esta fase a peça apresentava contração em volume de aproximadamente 21% e redução da sua porosidade, melhorando sua integridade mecânica.

Após a pré-sinterização, iniciou-se o processo de usinagem em torno CNC (Veker – Modelo FEL-1860 ENC – Bener, Vinhedo, SP, Brasil). Entretanto mais de 95% das peças falharam no momento de usinagem, impossibilitando assim a obtenção dos espécimes necessários (Figura 11). Os principais problemas encontrados durante a usinagem foram fratura da zircônia próxima à região de fixação ao torno, pois as forças aplicadas pela ferramenta de usinagem eram de grande escala, e obtenção de roscas usinadas de forma não satisfatória, com presença de falhas e trincas.

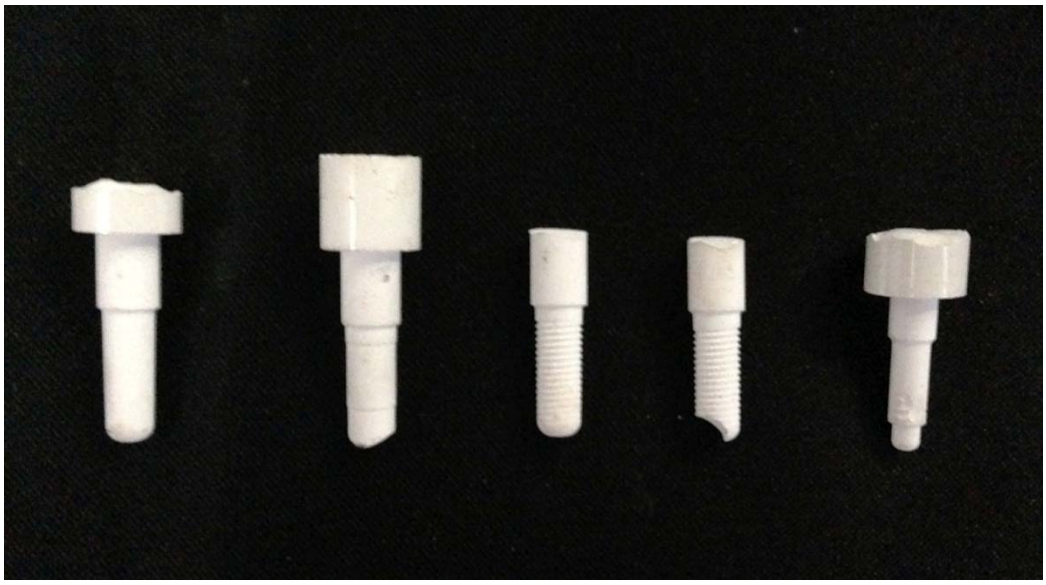


Figura 11: Cilindros de zircônia pré-sinterizados fraturados durante a usinagem.

Durante aproximadamente 14 meses, três principais aspectos foram considerados para diagnosticar as causas do insucesso:

- O método de processamento da zircônia estaria incorreto devido à obtenção inadequada do pó ou na utilização da matriz metálica de prensagem, o que não permitiria a condensação adequada, gerando fragilidade no material;

- As ferramentas para usinagem seriam inapropriadas;

- O Método de usinagem seria inadequado para obtenção dos implantes.

Assim, várias tentativas foram feitas para solucionar o problema, incluindo confecção de diferentes matrizes para obtenção dos cilindros, alterações na programação do torno, utilização de diferentes ferramentas de usinagem, entre outros. Apesar disso, não foram obtidos resultados satisfatórios. Então, surgiu oportunidade de parceria e trabalho com uma nova empresa (Teccer, Cravinho, SP, Brasil) que sugeriu a obtenção dos implantes de zircônia a partir da usinagem de placas de zircônia pré-sinterizadas, (VIPI BLOCK ZIRCONN, VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos Ltda., Pirassununga, SP, Brasil) utilizadas para obtenção de peças cerâmicas por processos de CAD-DAM. .

Segundo o fabricante, esses blocos são compostos de zircônia estabilizada com 3% em mol de ítria (ZrO_2 –3%Y_2O_3). Para obtenção dos implantes, os blocos foram usinados em torno mecânico convencional (Romi ID-20, Indústrias Romi S.A., Santa Bárbara d'Oeste, SP, Brasil) respeitando os parâmetros determinados anteriormente. A primeira macroestrutura usinada de implante de zircônia (Z-01) foi executada buscando respeitar exatamente a macroestrutura empregada para os testes com os implantes de titânio (Figura 12). Entretanto, por se tratar de um material friável, o estresse de tração resultante do ensaio de arrancamento concentrava as tensões nos ângulos agudos presentes na porção coronária do implante (Seghi et al., 1995; Cruvinel, 2013), gerando fratura de todas amostras testadas (Figura 13).

Figura 12: Macroestrutura inicial de Implantes de zircônia (Z-01).

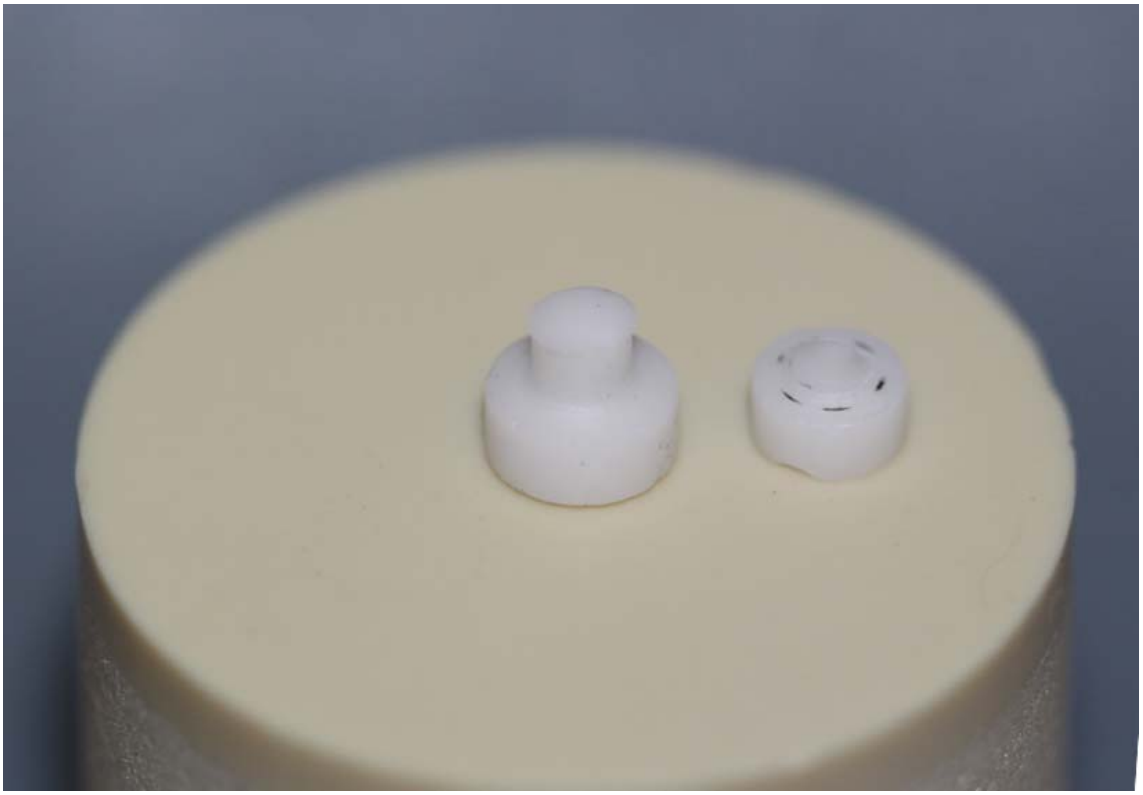


Figura 13: Fratura da porção coronária dos implantes de zircônia (Z-01) quando submetidos ao ensaio de arrancamento, impossibilitando a obtenção dos resultados.

Para sanar esses problemas, novos designs para a parte coronária dos implantes de zircônia foram projetados e testados (Apêndice A, B, C e D), no intuito de reduzir ângulos agudos, distribuindo as forças homogeneamente pelo corpo do implante. A macroestrutura final determinada para zircônia pode ser observada na Figura 14. Embora apresente a porção coronária diferente daquela confeccionada para os implantes de titânio, a estabilidade primária, objetivo principal do estudo, varia em função da quantidade e qualidade óssea local, da geometria do implante (comprimento, diâmetro, distribuição das roscas), da técnica cirúrgica empregada e diâmetro da última broca utilizada (Meredith, 1998), parâmetros mantidos durante obtenção e instalação dos implantes em ambos os materiais.

Figura 14: Implante de zircônia (ZrO2 – Y_2O_3). A parte coronária foi projetada reduzindo a presença de ângulos agudos de forma a viabilizar o ensaio de arrancamento.

Após a usinagem de todos os espécimes, estes foram sinterizados em forno Jung Modelo 0916 (Fornos Jung, Blumenau, SC, Brasil) em temperatura final de 1530ºC.

3.3 Inserção dos implantes

Após a execução de testes pilotos de ensaio de arrancamento e torque de remoção para verificação da viabilidade da metodologia proposta, os implantes foram instalados em osso artificial de poliuretano (Nacional Ossos, Bauru, SP, Brasil), no centro de blocos cilíndricos de 25 mm de diâmetro e 22 mm de altura, de maneira que cada implante ficou suportado em sua região apical por 12 mm de osso. O osso utilizado apresentava 2 mm de espessura simulando osso cortical (40 pcf = 0,64 g/cm^3) e os outros 20 mm simulando osso esponjoso (20 pcf= 0,32 g/cm^3) (ASTM F1839-08, 2012).

Para a instalação, o leito ósseo foi preparado de maneira progressiva, utilizando fresas com diferentes diâmetros e marcações de altura (NEODENT, Curitiba, PR, Brasil): broca tipo lança (2 mm de diâmetro), broca de 2 mm de diâmetro para perfuração do osso no comprimento dos implantes (10 mm), broca de 2/3 mm utilizada na cervical do leito ósseo, broca de 2,8, 3 mm, 3,3 e 3,5 mm no comprimento dos implantes. As perfurações foram feitas perpendiculares ao leite ósseo, com auxílio de contra-ângulo (KaVo Koncept Surg, KaVo do Brasil Indústria e Comércio Ltda., Joinville, SC, Brasil) adaptado a um paralelômetro desenvolvido na oficina de precisão da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. Para fixação do contra-ângulo na posição ideal para realizar perfurações perpendiculares ao leito ósseo, foi confeccionado previamente um guia em torno Modelo ST 180K (Maqleme, Leme, SP, Brasil). Dessa forma, antes do início das perfurações, o guia foi levada ao paralelômetro e o contra-ângulo fixado na posição desejada, utilizando também o auxílio de um esquadro (Figura 15).

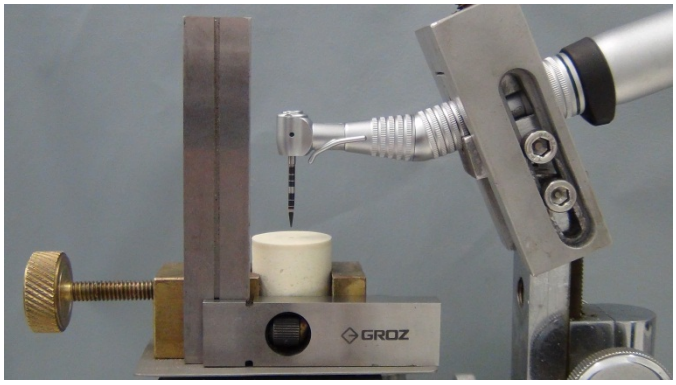


Figura 15: Guia e esquadro adaptados ao paralelômetro, permitindo a fixação do contra-ângulo de forma a realizar perfurações perpendiculares ao leito ósseo.

Após a perfuração, cada implante foi parafusado em seu leito ósseo. Para isso, a parte coronária dos implantes foi acoplada à chave sextavada, fabricada pela empresa INOVAMAT, para implantes de titânio (Figura 16), e pela empresa Teccer, para implantes de zircônia (Figura 17), especialmente desenvolvidas para o modelo de implantes testados, e inseridos com o auxílio de um torquímetro digital TQ 680 (Instrutherm, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 18 e 19).

Figura 16: Chave sextavada desenvolvida para inserção e remoção dos implantes de titânio do leito ósseo.

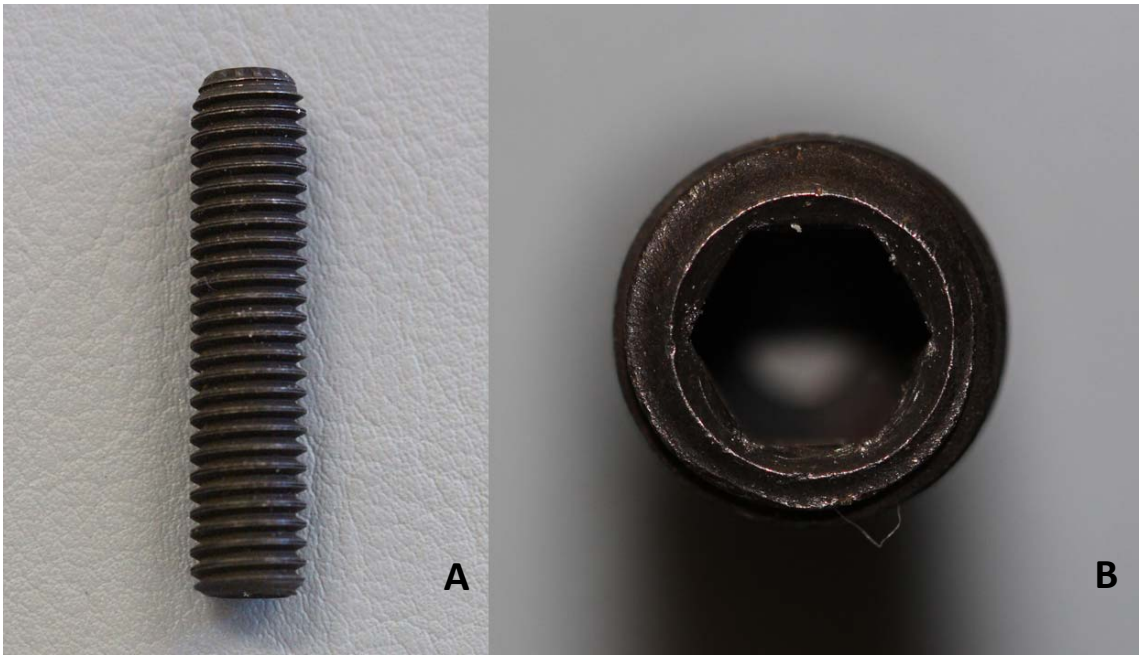


Figura 17: A e B - Chave sextavada desenvolvida para inserção e remoção dos implantes de titânio do leito ósseo. Em B é possível observar o formato hexagonal do encaixe da chave.

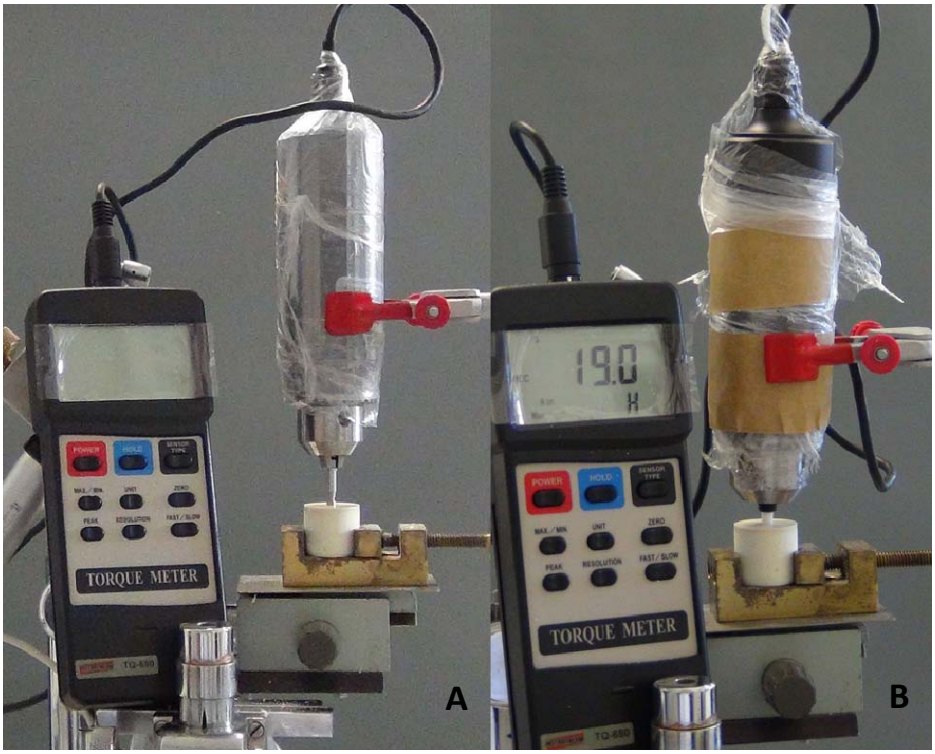


Figura 18: Torquímetro digital (TQ680) adaptado ao paralelômetro para inserção e remoção dos implantes de titânio (A) e zircônia (B) do leito ósseo.

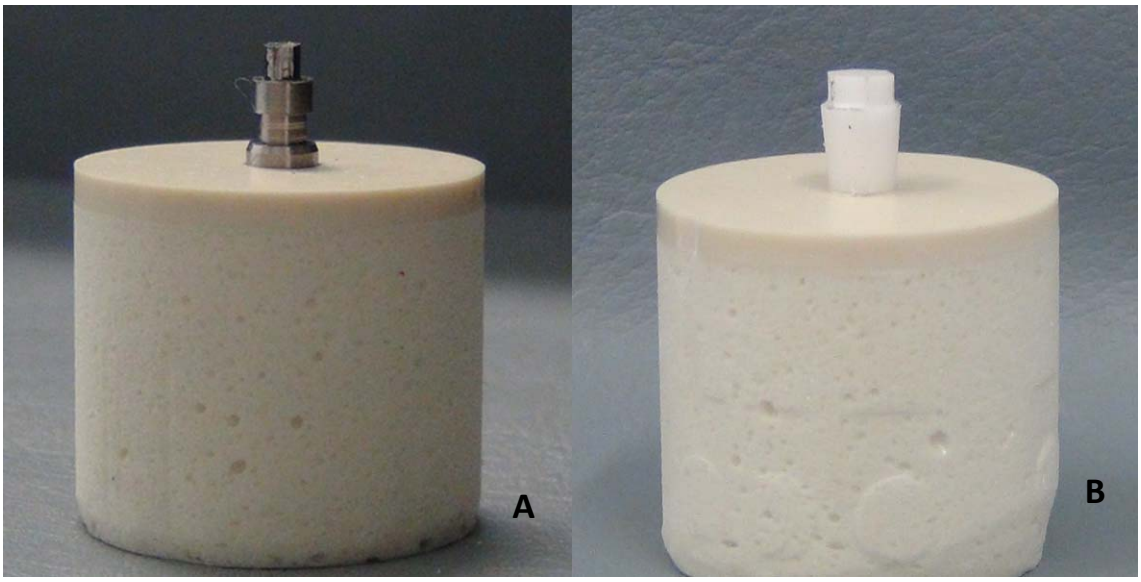


Figura 19: Implante de titânio (A) e zircônia (B) inserido nos centro do osso artificial.

Após 1 hora da instalação (Cashman et al., 2011), as amostras foram separadas aleatoriamente em 8 grupos (n=10), segundo o tipo de material do implante, os tipos de tratamento e ensaios a que os implantes seriam submetidos (Tabela 01).

Tabela 1- Grupos de Estudo

MATERIAL	FADIGA TERMOMECÂNICA	ENSAIO	NOMENCLATURA
Titânio	Sem	Torque de remoção	G1
		Ensaio de arrancamento	G2
	Com	Torque de remoção	G3
		Ensaio de arrancamento	G4
Zircônia	Sem	Torque de remoção	G5

		Ensaio de arrancamento	G6
	Com	Torque de remoção	G7
		Ensaio de arrancamento	G8

3.4 Força máxima de arrancamento

A força máxima de arrancamento dos implantes estudados (titânio e zircônia) foi determinada adaptando o conjunto implante/osso artificial à máquina de ensaios mecânicos (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil) através de dispositivo adaptado para esse fim, de maneira que os implantes ficassem alinhados (paralelos) ao longo eixo da máquina (Figura 20). Dessa forma, durante o arrancamento, apenas a força no sentido axial foi registrada. Os implantes foram tracionados com célula de carga de 100 Kgf à velocidade constante de 1,0 mm/min. A força máxima de arrancamento (Newton) foi registrada para cada implante.

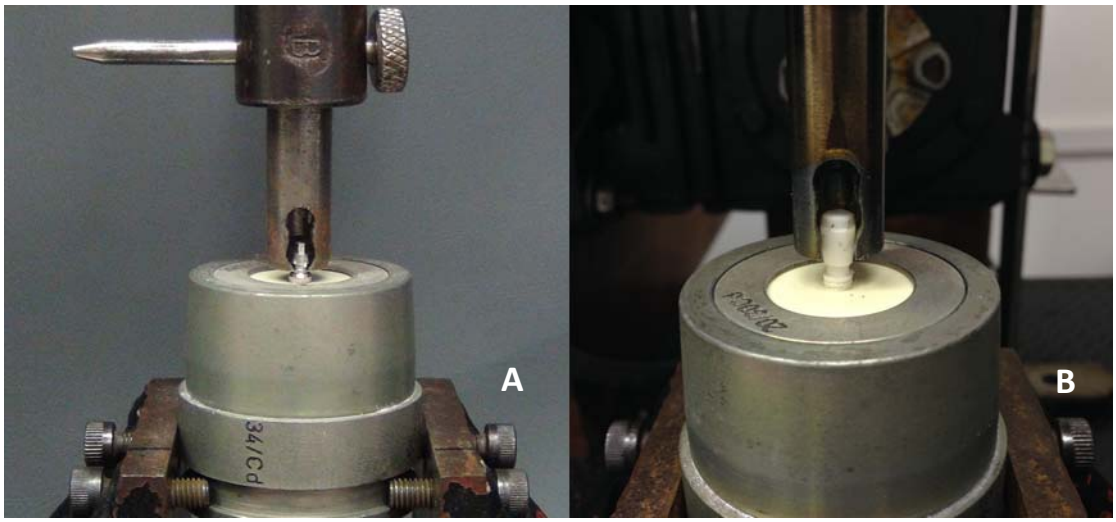


Figura 20: ensaio de arrancamento realizado à velocidade constante de 1,0 mm/min. A- Implante de titânio, B- Implante de zircônia.

3.5 Análise do torque de remoção

Para quantificação do torque necessário para remoção dos implantes do leito ósseo (Ncm), o conjunto implante/osso artificial foi adaptado novamente ao paralelômetro e, com auxílio do torquímetro digital TQ 680 (Instrutherm, São Paulo, SP, Brasil) acoplado à chave sextavada, o maior torque de remoção foi registrado.

3.6 Ciclagem Termomecânica

Para o ensaio de ciclagem termomecânica, foi utilizado equipamento de simulação de ciclagem modelo ER 37000 (Sistema de desgaste termomecânico – ERIOS Equipamentos Técnicos e Científicos Ltda., São Paulo, SP, Brasil) (Figura 21).

Figura 21: Máquina de ensaio de ciclagem termomecânica 37000.

Nesse equipamento, a simulação do desgaste mecânico é realizada por meio de cilindros pneumáticos, acionados por compressor de ar. A força aplicada é proporcional à pressão em libras do sistema. O desgaste é simulado por hastes em aço inox, de ponta ovóide, as quais pressionam as amostras com carga selecionada no manômetro. O equipamento apresenta 10 cilindros pneumáticos acionados ao mesmo tempo, com carga variável não individualizada, sendo que a força gerada sobre o corpo de prova é controlada através de uma célula de carga.

As amostras dos Grupos G3, G4, G7 e G8 foram adaptadas, um grupo por vez, às bases do equipamento com auxílio de garras individuais presentes em cada uma das 10 bases. O equipamento foi calibrado para aplicação de carga axial de 133 N (De Boever et al., 1978; Fontijn-Tekamp et al.; 2000), valor correspondente à força de mordida da região de dentes anteriores em pacientes com oclusão normal (Fontjin-Tekamp, et al 2000). Integrada à ciclagem mecânica, foi utilizada termociclagem com temperaturas variando de 5ºC, 37ºC e 55ºC (± 2ºC). Cada temperatura ficou em contato com as amostras por 30 segundos, com intervalos de 12 segundos entre elas. As amostras foram submetidas a 1.200.000 ciclos (simulação de mastigação por cinco anos) (DeLong et al., 1985; Kohal et al., 2011), em frequência de 2 Hz , estando assim dentro dos limites estabelecidos pela norma ISO 14081 quando se utiliza meios líquidos para realização dos ensaios. Os corpos de prova foram monitorados duas vezes ao dia durante o período de aplicação de carga (aproximadamente 10 dias) (Kohal et al., 2011) (Figuras 22 e 23). Após 1 hora do encerramento do ciclo de ciclagem, as amostras foram submetidas ao teste de arrancamento ou análise do torque de remoção.

Figura 22: Amostras de titânio do grupo G3 em posição submetidas ao processo de Ciclagem Termomecânica.

Figura 23: Amostras de zircônia do grupo G5 em posição submetidas ao processo de Ciclagem Termomecânica.

3.7 Análise Estatística

Os valores de força máxima de arrancamento e torque de remoção foram submetidos à análise estatística pelo método 2-way ANOVA, teste de Bonferroni, com nível de significância de 95%.

3.8 Avaliação qualitativa da interface implante/osso artificial

A interface implante/osso artificial foi analisada por meio de imagens fotográficas a fim de verificar o desempenho do conjunto, ou seja, o quanto a ciclagem termomecânica pode ter interferido na estabilidade do implante por ação sobre o implante ou sobre o osso. Assim, foram obtidas imagens fotográficas em alta resolução (Canon MP-E 65mm, Canon Inc., Japão) de implantes de titânio e zircônia (n=2) logo após a instalação no osso e após submissão à ciclagem termomecânica, segundo a metodologia descrita anteriormente.

Após a instalação dos implantes e submissão aos respectivos tratamentos, os ossos de cada conjunto implante/osso artificial foram seccionados longitudinalmente em máquina de corte (SYJ - 150 Digital Diamond Low Speed Saw 4, MTI Crystal, Richmond, CA, EUA). Dessa forma, após o corte, o osso artificial de cada conjunto ficou dividido em duas metades (Figura 24 e 25). Os implantes submetidos à ciclagem termomecânica foram seccionados após 1 hora do encerramento do ciclo de ciclagem.

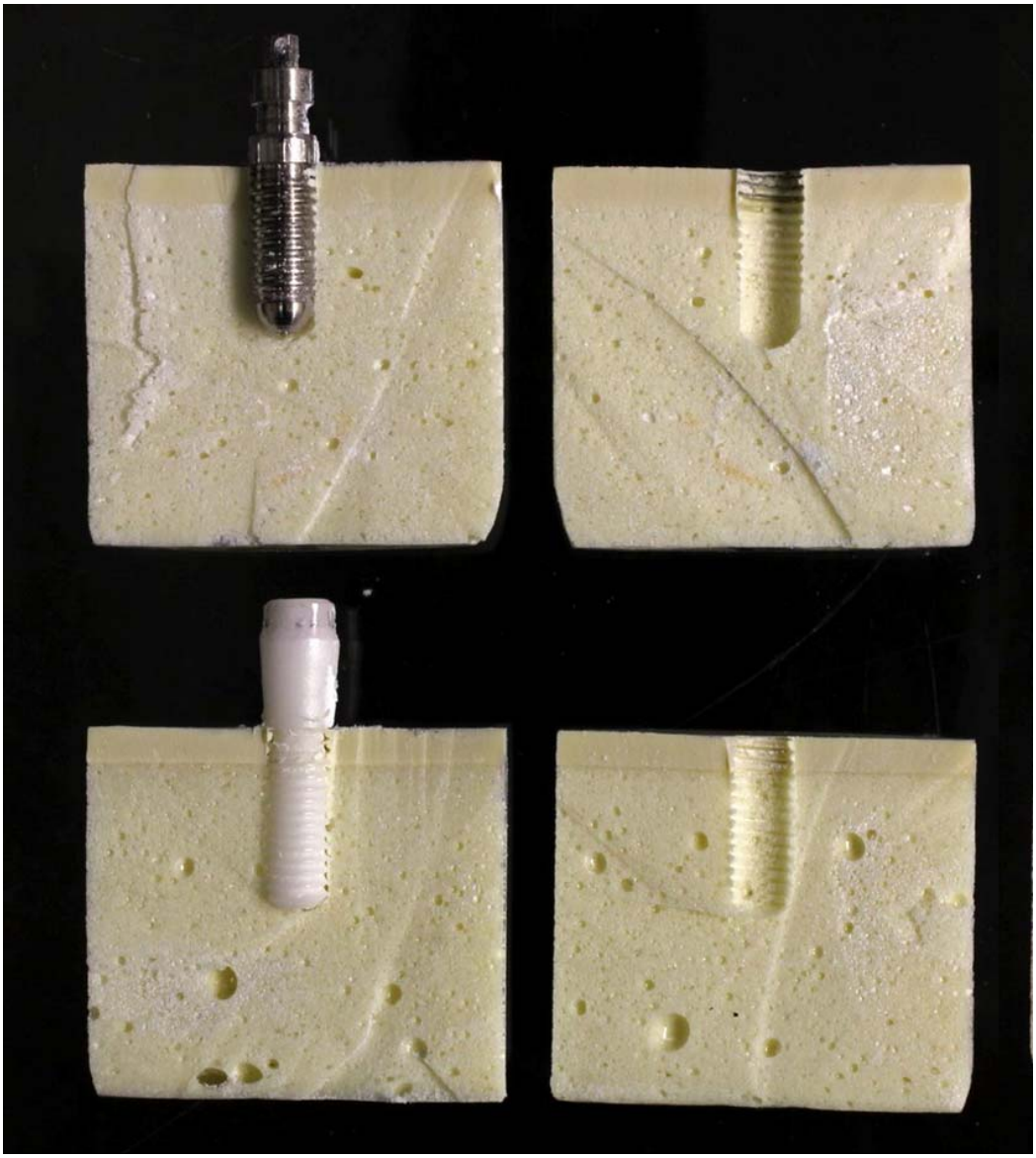


Figura 24: Implantes sem ciclagem termomecânica após secção longitudinal do osso artificial.

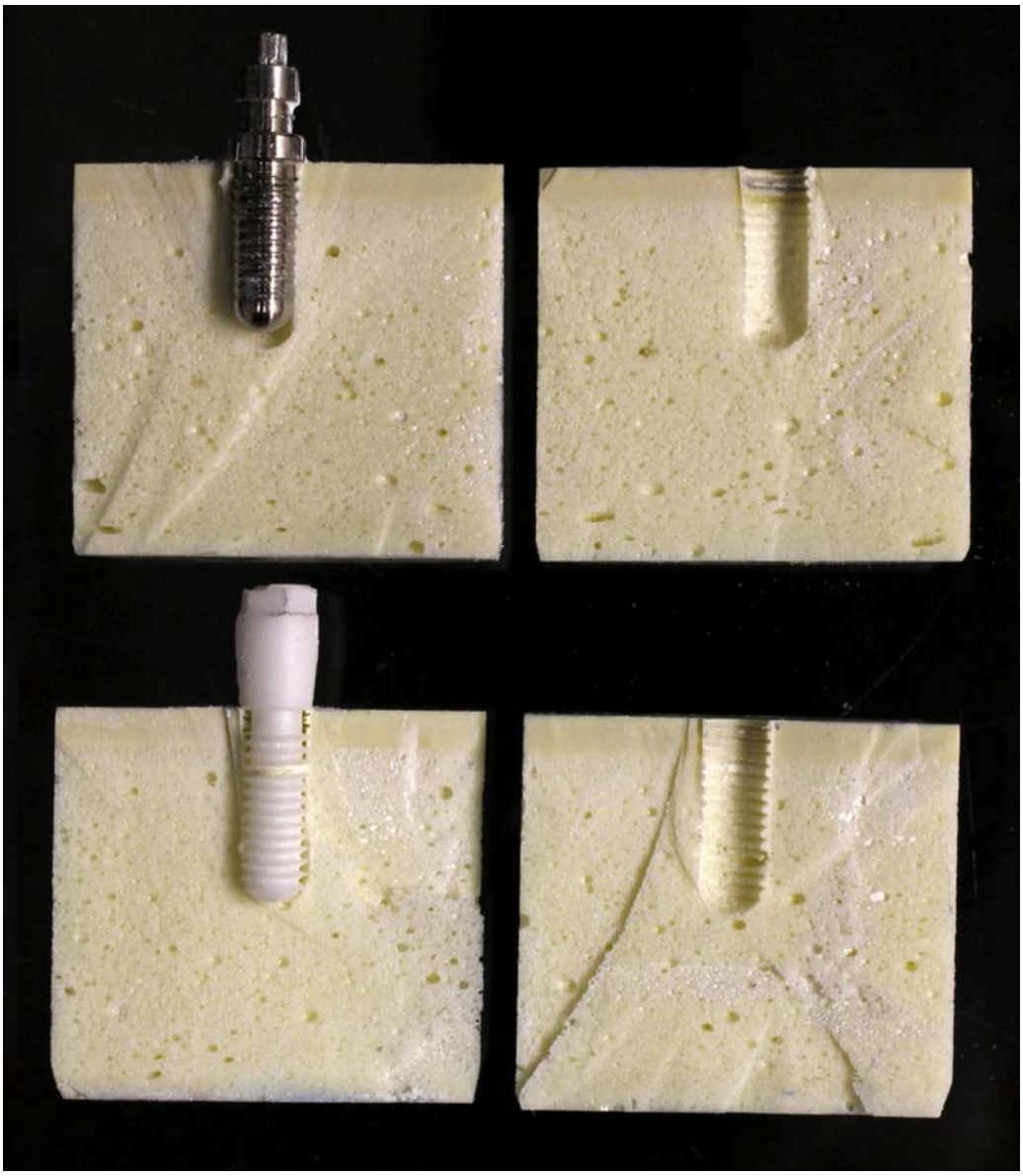


Figura 25: Implantes submetidos à ciclagem termomecânica após secção longitudinal do osso artificial.

4 Resultados

4 RESULTADOS

4.1 Torque de remoção

Os resultados obtidos de torque de remoção (Ncm), para cada uma das amostras de titânio e zircônia, podem ser observados na Tabela 02.

Tabela 02: Valores de torque de remoção (Ncm) para implantes de titânio e zircônia.

	Grupo	Ciclagem Termomecânica	Valores Obtidos	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
TITÂNIO	G1	Sem	28	24,2	6,21
			19		
			25		
			20		
			20		
			30		
			28		
			23		
			35		
			14		
	G3	Com	22	22,4	9,43
			33		
			20		
			23		
			37		
			33		
			9		
			20		
			16		
			11		
ZIRCÔNIA	G5	Sem	6	10,07	6,96
			12		
			10		
			5		
			8		
			9		
			1		
			17		
			26		
			9		
	G7	Com	7	6,76	5,76
			7		
			8		
			21		
			7		
			5		
			6		
			7		
			0		
			0		

A comparação das médias de torque de remoção (2-way ANOVA, Bonferroni, p<0,05) para os implantes pode ser vista na Tabela 03 e Gráfico 1.

Tabela 03: Comparação das médias (desvio-padrão) de torque de remoção (Ncm) para implantes titânio e zircônia (2-way ANOVA, Bonferroni, p<0,05).

	Sem Ciclagem Termomecânica	Com Ciclagem Termomecânica
Implantes de titânio	24,2 (±6,21)aA	22,4 (±9,43)aA
Implantes de zircônia	10,07 (±6,96)bA	6,76 (±5,76)bA

Letras iguais, minúsculas na coluna e maiúsculas na linha, indicam não haver diferença estatisticamente significante.

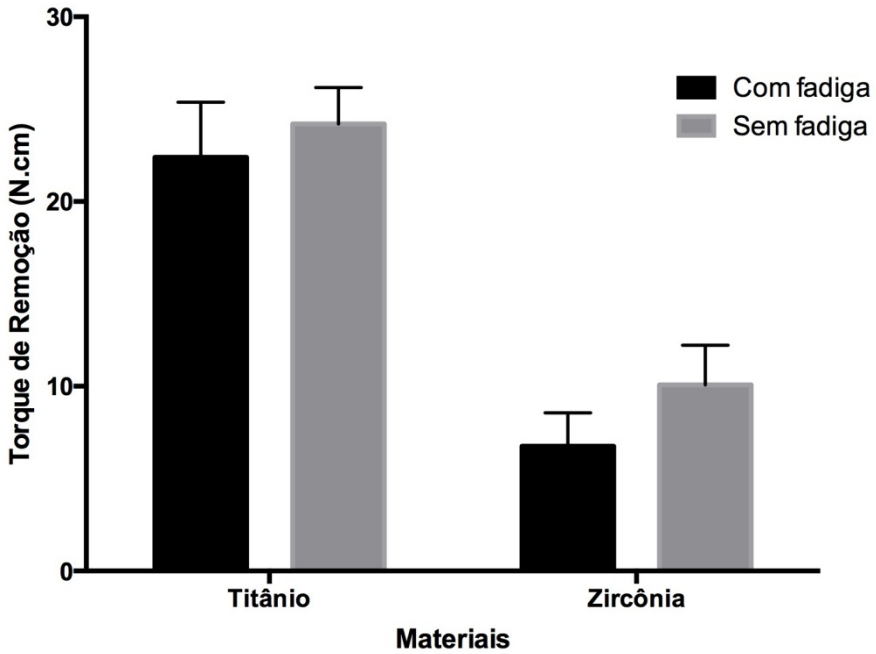


Gráfico 1: Representação gráfica da comparação das médias (2-way ANOVA, Bonferroni, p<,05) dos valores de torque de remoção encontrados para os implantes de titânio e zircônia com e sem ciclagem termomecânica.

Os maiores valores de torque de remoção foram encontrados para os implantes de titânio, diferentes estatisticamente (p<0,05) dos implantes de zircônia, independente da submissão à ciclagem termomecânica. Este fator não foi significante (p>0,05) para nenhum tipo de implante testado (Tabela 03).

4.2 Força máxima de arrancamento

Os resultados obtidos de força máxima de arrancamento (N), para cada uma das amostras de titânio e zircônia podem, observados na Tabela 04.

Tabela 04: Valores de força máxima de arrancamento (N) para implantes de titânio e zircônia.

	Grupo	Ciclagem Termomecânica	Valores Obtidos	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
TITÂNIO	G2	Sem	542,55	575,7	55,34
			643,71		
			560,02		
			588,12		
			545,49		
			458,18		
			573,63		
			648,92		
			584,68		
			611,32		
	G4	Com	567,91	454,8	83,60
			401,05		
			508,08		
			546,34		
			429,92		
			476,00		
			511,83		
			329,47		
			448,59		
			328,62		
ZIRCÔNIA	G6	Sem	374,34	252	92,52
			256,88		
			377,51		
			202,88		
			108,11		
			313,58		
			267,47		
			174,74		
			146,61		
			297,58		
	G8	Com	357,18	215,2	140
			393,36		
			79,35		
			73,67		
			140,19		
			70,11		
			95,04		
			345,78		
			40,89		
			382,54		

A comparação das médias de força máxima de arrancamento (2-way ANOVA, Bonferroni, p<0,05) para os implantes pode ser vista na Tabela 05 e Gráfico 2.

Tabela 05: Comparação das médias (desvio-padrão) de força máxima de arrancamento (N) para implantes de titânio e zircônia (2-way ANOVA, Bonferroni, p<0,05).

	Sem Ciclagem Termomecânica	Com Ciclagem Termomecânica
Implantes de titânio	575,7 (±55,34)aA	454,8 (±83,60)aB
Implantes de zircônia	252 (±92,52)bA	215,2 (±140)bA

Letras iguais, minúsculas na coluna e maiúsculas na linha, indicam não haver diferença estatisticamente significante.

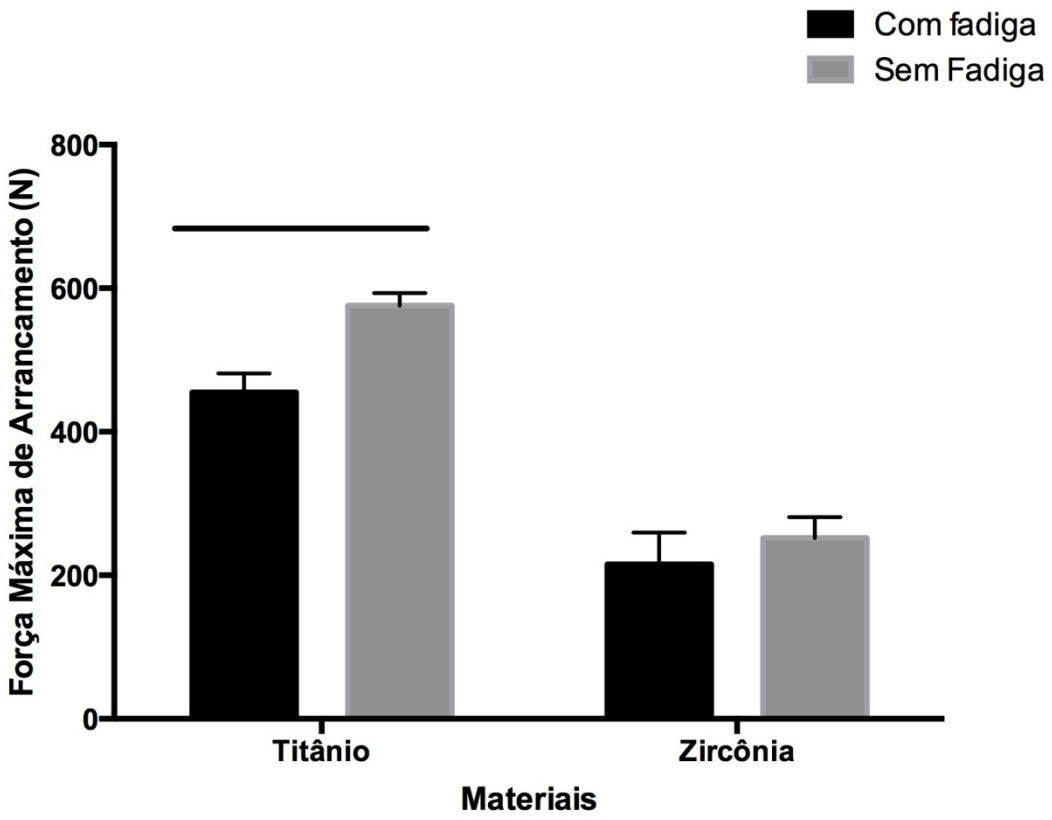


Gráfico 2: Representação gráfica da comparação das médias (2-way ANOVA, Bonferroni, p<,05) dos valores de força máxima de arrancamento encontrados para os implantes de titânio e zircônia com e sem ciclagem termomecânica. Colunas sob a linha horizontal indicam resultados diferentes estatisticamente (p<0,05).

A análise da Tabela 05 e Gráfico 2 permite verificar que os valores médios de força máxima de arrancamento foram superiores para os implantes de titânio, diferentes estatisticamente ($p<0,05$) em relação aos de zircônia, independente dos tratamentos utilizados. Verificou-se que, quando submetidos à ciclagem termomecânica, não houve diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$) para os implantes de zircônia; entretanto, quando os implantes de titânio foram submetidos à ciclagem, houve diminuição da força de arrancamento, sendo assim um fator significante ($p<0,05$).

4.3 Avaliação qualitativa da interface implante/osso artificial

A análise da interface implante/osso artificial logo após a inserção do implante no osso pode ser feita pela observação da Figura 26. As imagens mostram interface implante/osso artificial integrada, para ambos os materiais.

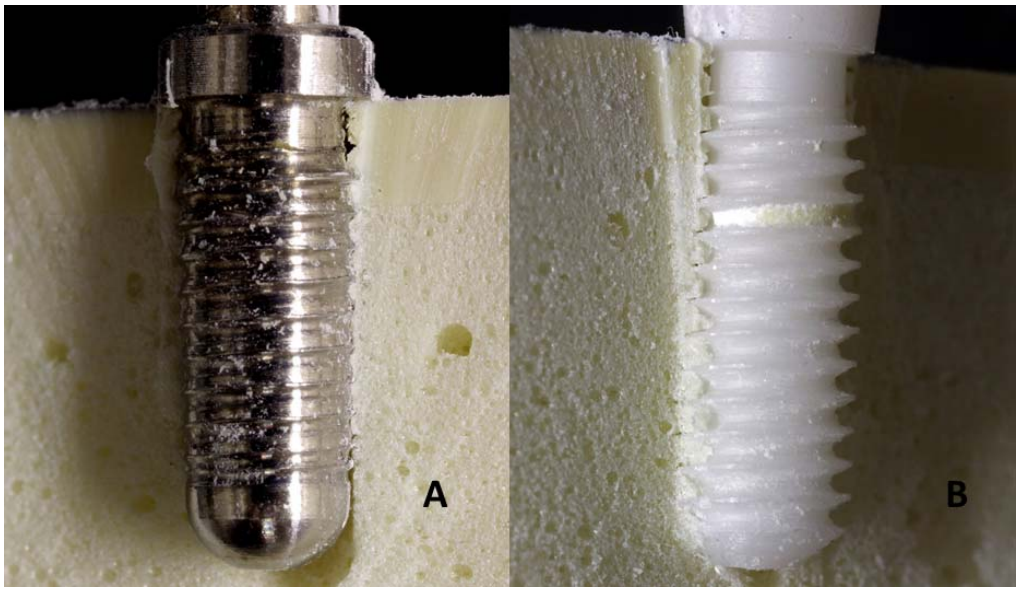


Figura 26: Comparação da interface implante/osso artificial entre implante de titânio (A) e de zircônia (B).

Quando a interface implante/osso foi analisada após a ciclagem termomecânica (Figuras 27 e 28), verificou-se que a mesma manteve-se íntegra, demonstrando que a ciclagem não produziu perda de inserção do implante no osso artificial, o que poderia comprometer sua estabilidade em longo prazo.

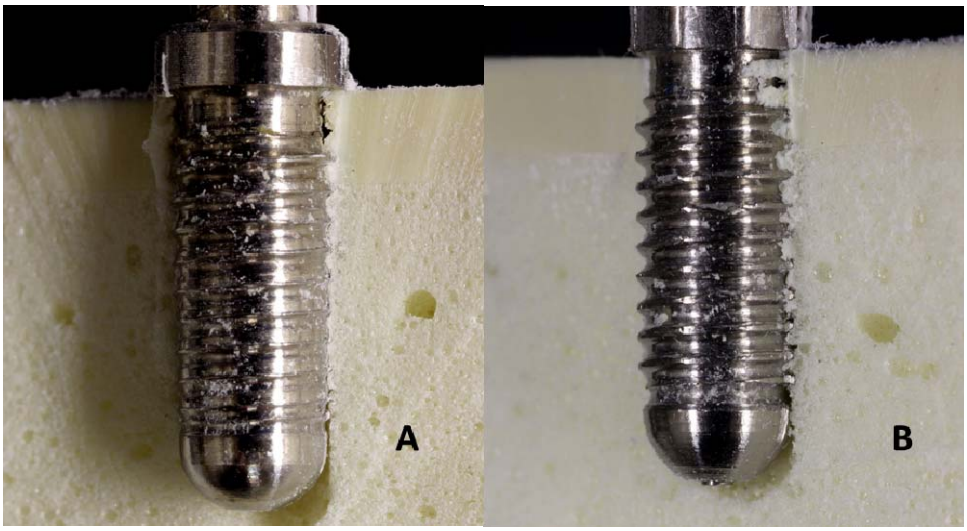


Figura 27: Implantes de titânio: A- Análise imediata, após a colocação no osso e B – após ciclagem termomecânica.

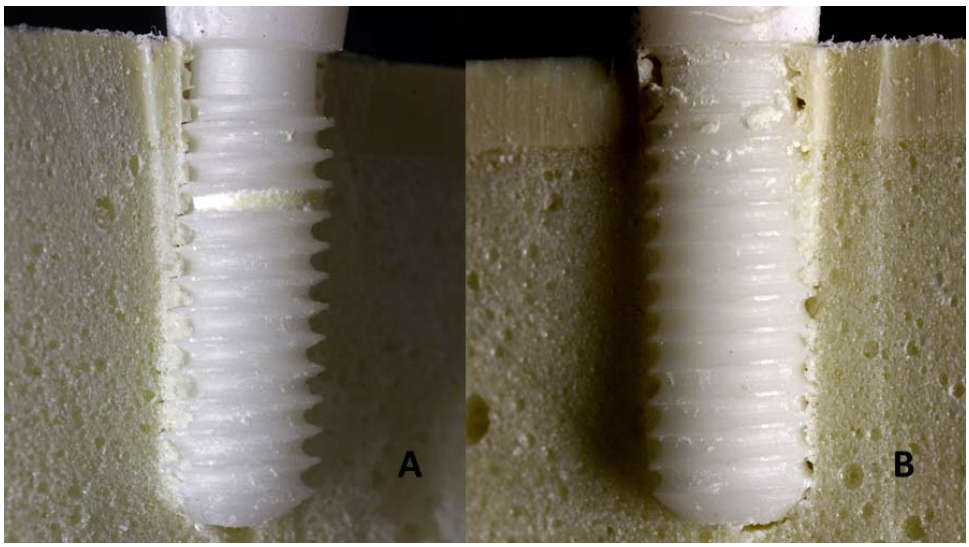


Figura 28: Implantes de zircônia: A- Análise imediata, após colocação no osso e B – após ciclagem termomecânica.

Para avaliar comparativamente o efeito do ensaio de arrancamento de implantes de titânio e zircônia sobre o osso artificial e sua interface, amostras previamente submetidas a este ensaio foram também seccionadas longitudinalmente e analisadas por meio de imagens fotográficas em alta resolução (Figura 29).

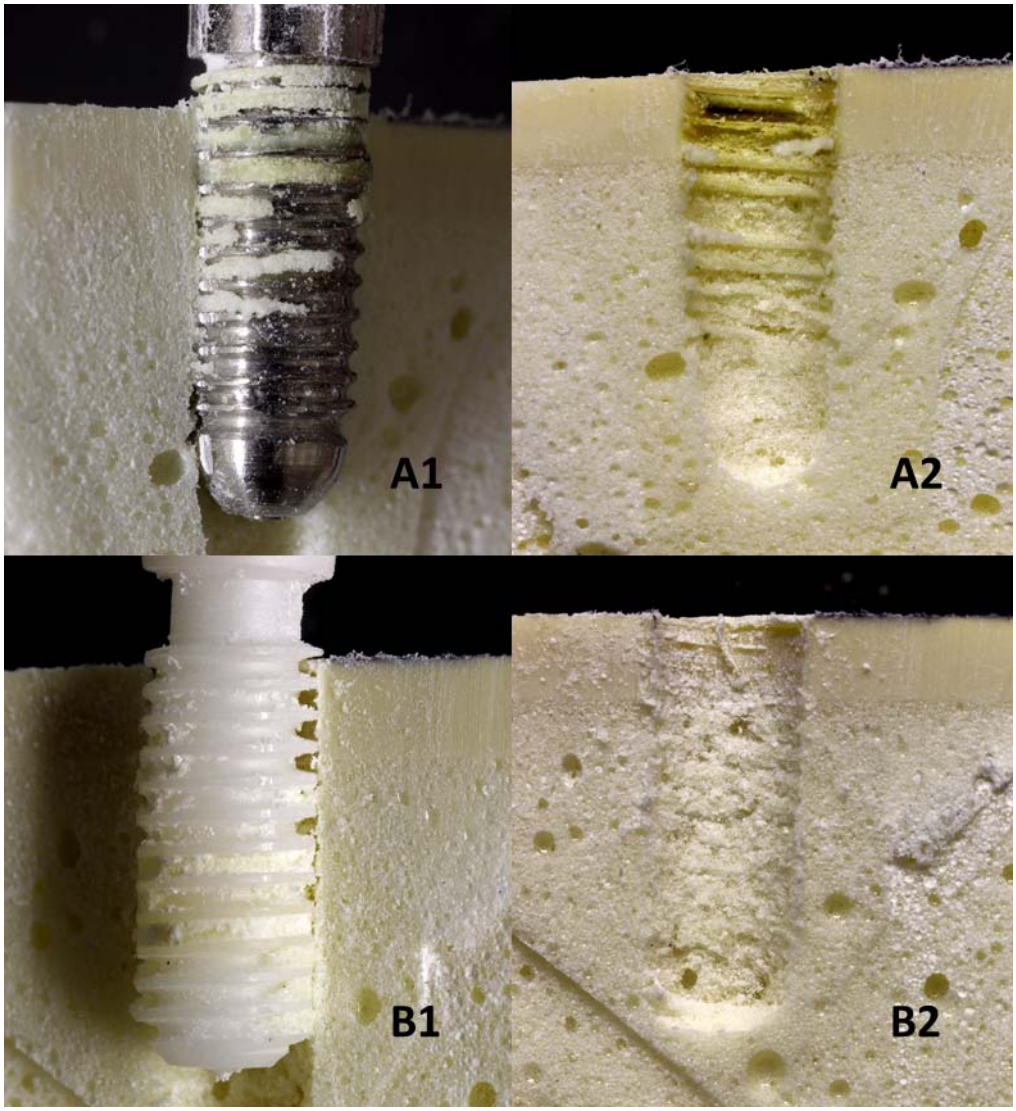


Figura 29: Amostras de grupos submetidos ao ensaio de arrancamento. A1 e A2: Implante de titânio e respectivo osso artificial; B1 e B2- Implante de zircônia e respectivo osso artificial.

Quando analisadas as interfaces implante/osso artificial após o ensaio de arrancamento, verificou-se a presença de osso artificial preso entre as roscas de ambos os implantes, em maior quantidade para o implante de titânio (A1). Quando analisado o osso

remanescente, verificou-se que aquele que recebeu o implante de zircônia perdeu o formato das espiras (B2), e que elas permaneceram em maior número no osso que recebeu o implante de titânio (A2).

5 Discussão

5 DISCUSSÃO

Este estudo comparou a estabilidade primária de implantes experimentais de zircônia dopada com ítria (ZrO_2 –3%Y_2O_3) a de titânio Grau IV, de mesmo modelo, por meio da avaliação da força máxima de arrancamento e do máximo torque de remoção e partiu da hipótese nula que não haveria diferença na estabilidade primária destes implantes, independente da submissão à ciclagem termomecânica.

A estabilidade primária, termo definido como ausência de micromovimentações do implante durante o ato cirúrgico, é essencial para que ocorra a cicatrização natural e formação óssea efetiva, assim como para a manutenção dos tecidos duros e moles periimplantares (Carvalho et al., 2008; Salmória et al., 2008; Chong et al., 2009; Kahraman et al., 2009; Oliscovicz, 2011) por isso, tem sido muito estudada para avaliação da capacidade de osseointegração de implantes dentários (Brinley et al., 2009; Tabassum et al., 2010; Kim et al., 2010; Degidi et al., 2010; Oliscovicz et al., 2013). Para que seja alcançada, é necessária adaptação mecânica imediata entre osso e implante após sua inserção e o sucesso dessa adaptação depende de uma série de fatores como quantidade e qualidade óssea local, geometria do implante (comprimento, diâmetro, distribuição das roscas), técnica cirúrgica empregada e diâmetro da última broca utilizada (Meredith, 1998, Rosa et al., 2008; Aksoy et al., 2009; Chong et al., 2009; Kahraman et al., 2009, Cooper, 2010; Tabassum et al., 2010).

Diversos estudos tem se preocupado em aferir a estabilidade primária utilizando ensaios mecânicos, correlacionando-os com os fatores citados anteriormente (Brinley et al., 2009; Tabassum et al., 2010; Kim et al., 2010; Degidi et al., 2010; Oliscovicz et al., 2013). Um método muito utilizado e consagrado na ortopedia médica é o ensaio de arrancamento (Muller, Patsalis, 1997, Salmória, et al., 2008; Leite et al., 2008; Zamariolli, et al, 2008; Tsai et al., 2009; Brinley et al., 2009, Wang et al., 2010; Mazzo et al., 2012; Shah et al., 2012;

Oliscovicz et al., 2013; Valente et al., 2014). A resistência do implante ao arrancamento é proporcional à superfície de rosca em contato com o tecido ósseo (Oliscovicz et al., 2013) e a análise por meio desse ensaio sugere a correlação entre o formato, propriedades físicas e químicas da superfície do parafuso (Kim et al., 2008) e estabilidade do implante no sentido axial (Oliscovicz et al., 2013). Outro ensaio mecânico muito utilizado para avaliar a osseointegração é o torque máximo de remoção (Gotfredsen et al., 1992; Neugebauer et al., 2009; Senerby, 2005; Kim et al., 2008; Gahlert et al., 2010; Ahn et al., 2010; Guimarães et al., 2011; He et al., 2011, Salem et al., 2013; Manzano et al., 2014). Esse ensaio permite acessar a força de resistência da interface osso/implante no momento de remoção do implante do osso (Buser et al., 1998; Sennerby et al., 2005; Kim et al., 2008, Borman et al., 2012) obtendo, quantitativamente, a força de torção necessária para removê-lo do leito ósseo (Manzano et al., 2014).

Os resultados encontrados indicaram que houve diferença entre os implantes de titânio e zircônia, tanto para torque de remoção quanto para força máxima de arrancamento, entretanto, a ciclagem termomecânica foi significante apenas para esta última propriedade quando utilizados implantes de titânio, não sendo possível, assim, aceitar a hipótese do estudo.

Uma vez que parâmetros de quantidade e qualidade óssea, geometria do implante (comprimento, diâmetro, distribuição das roscas) e diâmetro da última broca utilizada foram mantidos para os dois materiais testados, a estabilidade primária foi comparada em função unicamente do material de confecção dos implantes e suas propriedades mecânicas, ou seja, quaisquer diferenças nos resultados estariam relacionadas às propriedades intrínsecas dos materiais. Além disso, amostras dos dois materiais foram submetidas à Ciclagem Termomecânica com objetivo de avaliar a longevidade desta estabilidade, ou seja, a

capacidade do implante ficar em função ao longo dos anos (Greenstein et al., 2008; Natali et al., 2009; Thomé et al., 2011).

A macroestrutura da parte ativa dos implantes foi adotada baseada em estudos prévios realizados na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (Cruvinel, 2013), que desenvolveram e avaliaram um design de implante em corpo único indicado para a região anterior da maxila, principal indicação dos implantes de zircônia (Kohal et al., 2009b).

Titânio e zircônia apresentam diferenças físicas, químicas e mecânicas que os caracterizam. Sabe-se que a zircônia parcialmente estabilizada com 3% mol de Y_2O_3 apresenta alta resistência à compressão (2000 MPa), densidade de aproximadamente 6,00 g/cm^3, porosidade menor que 0,1%, tamanho médio dos grão de 0,2-0,4 µm, resistência à flexão de 900-1200 MPa, dureza Vickers 1200 MPa, módulo de Weibull 10-12, resistência à fratura de 7 a 10 MPa, e módulo de elasticidade de 210 GPa, o dobro do de titânio (Depprich et al., 2008a; Kollar et al., 2008; Wenz et al., 2008; Kohal et al., 2009a; Hibergues et al., 2009; Özkurt, Kazazoğlu, 2010; Ozkurt, Kazazoglu, 2011; Gahlert et al., 2012; Fuh, et al., 2013; Brüll et al., 2014). Já o titânio Grau IV apresenta densidade média de 4,51 g/cm^3 , módulo de elasticidade de 103-107 GPa, Módulo de Young de aproximadamente 120 GPa, limite de escoamento de 500MPa, limite de resistência à tração de 550MPa e alongamento de 15% (Bauer, 2007; Elias et al., 2008; Fuh et al., 2013; Cruvinel, 2013).

Para o desenvolvimento deste estudo, inicialmente, foi planejada a obtenção de cilindros de zircônia que seriam, após pré-sinterização, submetidos à usinagem em torno CNC (Veker – Modelo FEL-1860 ENC – Bener, Vinhedo, SP, Brasil), com velocidade de 600 rpm e avanço de profundidade de 0,1 mm. Entretanto, após a obtenção dos cilindros pelo método da prensagem uniaxial seguida de pré-sinterização, a usinagem das peças falhou em mais de 95%, impossibilitando a obtenção dos espécimes necessários. O principal problema

encontrado durante a usinagem foi a fratura da zircônia próxima à região de fixação ao torno, pois as forças aplicadas pela ferramenta de usinagem eram de grande escala.

Como alternativa, foram adquiridos blocos cerâmicos biocompatíveis pré-sinterizados VIPI BLOCK ZIRCONN (VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos Ltda., Pirassununga, SP, Brasil) que foram usinados em torno mecânico convencional (Romi ID-20, Indústrias Romi S.A., Santa Bárbara d'Oeste, SP, Brasil). Para fins de execução do ensaio de arrancamento, o design da porção coronária dos implantes de zircônia diferiu dos implantes de titânio, com redução de áreas de elevada concentração de tensões, o que gerava fratura das amostras (Sousa, 2012). As porções coronárias dos materiais testados possuíam designs diferentes; apesar disso, a estabilidade primária, objetivo principal do estudo, varia em função da quantidade e qualidade óssea local, do comprimento, diâmetro, e distribuição das roscas do implante, da técnica cirúrgica empregada e do diâmetro da última broca utilizada (Meredith, 1998, Rosa et al., 2008; Aksoy et al., 2009; Chong et al., 2009; Kahraman et al., 2009, Cooper, 2010; Tabassum et al., 2010, Oliscovicz et al., 2013), parâmetros mantidos durante a obtenção e instalação dos implantes de ambos os materiais.

Entretanto, quando em função, há outros fatores associados aos implantes que interferem na distribuição de forças ao osso alveolar adjacente, como o design, o formato e passe de roscas, o tipo de coroa e o ângulo de aplicação da carga (Seghi et al., 1995; Pérez, 2008; Ozkir, Terzioglu 2012; Aguiar et al., 2013; Cruvinel, 2013; Sotto-Maior et al., 2014). Assim, a necessidade de obtenção de designs diferentes para as porções coronárias dos materiais testados, além das propriedades inerentes a cada material, resultou em diferença significativa ($p<0,05$) entre o comportamento dos materiais frente à ciclagem termomecânica. Além disso, quando avaliada a influência da ciclagem termomecânica dentro de um mesmo material, não houve diferença estatisticamente significante ($p>0,05$) para implantes de zircônia, tanto para o ensaio de arrancamento quanto para torque de remoção, mas a ciclagem

termomecânica influenciou nos resultados de força máxima de arrancamento para os implantes de titânio ($p<0,05$), demonstrando que o osso alveolar adjacente ao implante respondeu diferentemente à carga aplicada na ciclagem.

Outra razão para os resultados inferiores dos implantes de zircônia, diferentes estatisticamente ($p<0,05$) dos implantes de titânio, é devido ao processo de usinagem da zircônia que introduz trincas superficiais no material, causando diminuição de sua resistência e influenciando negativamente nas propriedades mecânicas do material (Kosmac et al., 2000; Luthardt et al., 2002; Yin et al., 2003; Guazzato et al., 2005, Wang et al., 2008).

Outros estudos encontraram resultados semelhantes aos encontrados no presente trabalho. Em 2005, Sennerby et al. investigaram a resposta do tecido ósseo por meio do contato osso-implante e do torque de remoção de quatro tipos de implantes: implantes de zircônia com dois tipos de porosidade, usinados e implantes de titânio oxidado. Os resultados encontrados de torque de remoção mostram valores significativamente mais elevados para o titânio (42-72 Ncm) comparados aos implantes de zircônia usinados (12-20 Ncm). Apesar de apresentar maiores valores de torque de remoção como os encontrados no presente estudo, aquele foi realizado em animais, o que pode levar a resultados melhores em função da osseointegração. Entretanto, ambos estudos concordam com a menor estabilidade primária dos implantes de zircônia.

Estudo de Gahlert et al. (2007) avaliaram três tipos de implantes em animais: implantes de titânio, implantes de zircônia usinados e implantes de zircônia jateados. O torque de remoção foi avaliado em 4, 8 e 12 semanas. Em todos os períodos, os valores foram significativamente maiores para o titânio do que para os implantes de zircônia, corroborando também achados do presente estudo. Outros estudos (Ferguson et al., 2008; Schliephake et al., 2010; Hoffmann et al., 2012) também encontraram menores valores de torque de remoção para implantes de zircônia quando comparados a de titânio.

Manzano et al. em 2014 afirmaram que os resultados do ensaio de torque de remoção são influenciados pelo tratamento e rugosidade superficial e o design macroscópico dos implantes (roscas, profundidade de rosca, formato geral cônico ou cilíndrico, entre outras), mas não pelo material de confecção dos mesmos. Entretanto, no presente estudo, embora tenha sido mantida a forma macroscópica da porção ativa dos implantes, os resultados foram diferentes para os materiais testados, o que contradiz a afirmação desses autores.

A ciclagem termomecânica busca aproximar-se das condições a que os implantes estão expostos intra-oralmente, ou seja, temperaturas que não ultrapassam 50°C e simulação de mastigação (Silva et al., 2009; Andreiotelli, Kohal, 2009; Cruvinel, 2013).

Os valores médios de força de mastigação normal em região de dentes posteriores variam de 250N a 400N enquanto a variação de força envolvida para dentes anteriores é de 110 a 170 N (Fontijn-Tekamp et al., 2000, Andreiotelli, Kohal, 2009). Assim, a força utilizada no presente estudo, de 133N (De Boever, 1978), está dentro da variação de força de mordida da região de dentes anteriores em pacientes com oclusão normal (Fontijn-Tekamp et al., 2000), principal indicação dos implantes de zircônia (Kohal et al., 2009b).

Embora tenha sido constatada a ausência de fratura dos implantes de ambos os materiais testados durante a ciclagem termomecânica com a força aplicada por 1,2 milhões de ciclos, resultados semelhantes a Andreiotelli e Kohal (2009), no presente estudo este fator foi significante para a força máxima de arrancamento dos implantes de titânio. Isso pode ser justificado, pois a ciclagem pode induzir deformação plástica nos implantes de titânio (Rack et al., 2013). Além disso, devido à condutividade térmica apresentada por esse material, as temperaturas utilizadas durante a ciclagem térmica podem danificar as propriedades do osso artificial circundante (Feuerstein et al., 2008), o que também justifica o efeito estatisticamente significante da ciclagem termomecânica sobre os resultados do ensaio de arrancamento dos implantes de Titânio.

Quanto à ausência de diferenças após a ciclagem termomecânica a que foram submetidos implantes de zircônia, os resultados concordam com estudos de Kohal et al. (2011) e Cales et al. (1994). Apesar disso, embora a ciclagem termomecânica não tenha tido influência no comportamento dos implantes de zircônia, os valores médios encontrados no presente estudo de força máxima de arrancamento e torque máximo de remoção para este material, quando comparados aos implantes padrão-ouro, de titânio, ainda estão muito abaixo dos esperados para que possa ser uma alternativa viável para implantes dentários.

Há na literatura atual um grande interesse em avaliar a influência da transformação da fase tetragonal para monoclínica nas propriedades da superfície da zircônia parcialmente estabilizada (Chevalier et al., 2007; Chevalier et al., 2011; Sanon et al., 2013, Djaker et al., 2013; Inokoshi et al., 2014), que em temperaturas próximas a 250ºC (Swab 1991; Chevalier et al., 2007; Sanon et al., 2013) em ambientes úmidos, pode afetar a microestrutura e as propriedades do material (Wenz et al., 2008). Nesses ambientes, a cerâmica Y-TZP sofre uma transformação da fase tetragonal para monoclínica lenta na superfície, resultando em propagação de micro e macrotrincas, desprendimento de grãos com aumento da rugosidade superficial e comprometimento das propriedades mecânicas (Lawson, 1995; Denry, Kelly, 2008; Lughi et al., 2010; Andreiuolo et al., 2011; Kohal et al., 2011; Santos, 2012) o que pode levar à sua degradação em baixas temperaturas ou envelhecimento. Entretanto, as temperaturas utilizadas no presente estudo, variando entre 5ºC, 35ºC, 55ºC (± 2ºC), não são suficientes para desestabilizar a fase tetragonal da zircônia e transforma-la em fase monoclínica (Andreiotelli, Kohal, 2009).

As imagens obtidas do conjunto implante/osso artificial (Figura 29) mostraram maior destruição do osso artificial após arrancamento do implante de zircônia. Esses resultados podem ser explicados pois a zircônia apresenta o dobro do módulo de elasticidade que o titânio, o que garante a esse material maior rigidez (Anusavice et al., 2013). Sendo assim, a

tensão sobre o material será maior na área adjacente ao implante (Fuh, et al., 2013), ou seja, no osso circundante. Quando do arrancamento, sem haver a deformação, por se tratar de um material friável (Seghi et al., 1995; Souza, 2012), o osso circundante ao implante é removido junto a ele.

O titânio, entretanto, por se tratar de um metal, tem maior ductilidade (Elias, Lopes, 2007) e seu módulo de elasticidade é menor. Assim, quando da aplicação da carga de tração para o arrancamento do implante, o titânio sofre deformação plástica (alongamento) com diminuição de seu diâmetro, o que permite que sejam mantidas ainda algumas espiras do osso adjacente sem destruição.

Os resultados obtidos por esse estudo mostram que a força média de arrancamento dos implantes de zircônia representa menos da metade da força dos implantes de titânio. Apesar disso, a zircônia, com uma força de arrancamento inferior, causa maior destruição do osso artificial, devido às suas propriedades mecânicas inerentes.

6 Conclusão

6 CONCLUSÃO

Conclui-se que a estabilidade primária de implantes de titânio é maior do que implantes de zircônia , comprovada pelos maiores valores ($p<0,05$) de força máxima de arrancamento e torque máximo de remoção apresentados pelos primeiros. Além disso, concluiu-se que a ciclagem termomecânica é um fator significativo apenas para a longevidade da estabilidade dos implantes de titânio

7 Referências Bibliográficas

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg. 1981;10(6):387-416.

Aguiar Júnior FA, Tiossi R, Macedo AP, Mattos Mda G, Ribeiro RF, Rodrigues RC. Importance of a distal proximal contact on load transfer by implant-supported single adjacent crowns in posterior region of the mandible: a photoelastic study. J Appl Oral Sci. 2013;21(5):397-402.

Ahn SJ, Leesungbok R, Lee SW. Histomorphometric analysis and removal torque of small diameter implants with alternative surface treatments and different designs. J Oral Implantol. 2010;36(4):263-72.

Agustín-Panadero R, Román-Rodríguez JL, Ferreiroa A, Solá-Ruíz MF, Fons-Font A. Zirconia in fixed prosthesis. A literature review. J Clin Exp Dent. 2014;6(1):e66-73. doi: 10.4317/jced.51304. eCollection 2014.

Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. J Prosthet Dent. 1998;80(5):551-8.

Aksoy U, Erataly K, Tozum TF. The possible association among bone density values, resonance frequency measurements, tactile sense, and histomorphometric evaluations of dental implant osteotomy sites: a preliminary study. Implant Dent. 2009;18(4):316-26.

Albrektsson T, Gottlow J, Meirelles L, Ostman PO, Rocci A, Sennerby L. Survival of NobelDirect implants: An analysis of 550 consecutively placed implants at 18 different clinical centers. Clin Implant Dent Relat Res. 2007;9(2):65-70.

Albrektsson T, Sennerby L, Wennerberg A. State of the art of oral implants. Periodontol 2000. 2008;47:15-26.

Almeida EO, Freitas Júnior AC, Bonfante EA, Rocha EP, Silva NR, Coelho PG. Effect of microthread presence and restoration design (screw versus cemented) in dental implant reliability and failure modes. Clin Oral Implants Res. 2013;24(2):191-6. Epub 2012 Mar 13.

American Society for Testing and Materials. ASTM F1839-08 - standard specification for rigid polyurethane foam for use as a standard material for testing orthopaedic devices and instruments. 2012.

Andreiotelli M, Kohal RJ. Fracture Strength of Zirconia Implants after Artificial Aging. Clin Implant Dent Relat Res. 2009;11(2):158-66.

Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. Clin Oral Implants Res. 2009;20 Suppl 4:32-47.

Andreiuolo R, Gonçalves AS, Dias KRHC. A zircônia na Odontologia Restauradora. Rev Bras Odontol. 2011;68(1):49-53.

Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips Materiais Dentários. 12 ed. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda; 2013. Cap. 4.

Aparicio C, Padros A, Gil FJ. In vivo evaluation of micro-rough and bioactive titanium dental implants using histometry and pull-out tests. J Mech Behav Biomed Mater. 2011;4(8):167216-82.

Arlom C. Effect on Regulation, Meridian Ti-ZrO_2, Lymph and Immune Systems. Complementary Dentistry Implantology Titanium - zircon dioxide, 2008. 1-12.

Azevedo VVC, Chaves AS, Bezerra DC, Costa ACFM. Materiais cerâmicos utilizados para implantes. Revista Eletrônica de Materiais e Processos. 2007;2.3:35-42. ISSN 1809-8797.

Baker D, London RM, O'Neal R. Rate of pull-out strength gain of dual-etched titanium implants: a comparative study in rabbits. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999;14(5):722-8.

Bankoğlu Güngör M, Aydın C, Yılmaz H, Gül EB. An overview of zirconia dental implants: basic properties and clinical application of three cases. J Oral Implantol. 2014;40(4):485-94.

Bauer, JRO. Propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro e da liga Ti-6Al-4V fundidos em diferentes ambientes. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutor pelo programa de Pós-Graduação em Odontologia (Materiais Dentários). São Paulo, 2007.

Berzins A, Shah B, Weinans H, Sumner DR. Nondestructive measurements of implant-bone interface shear modulus and effects of implant geometry in pull-out tests. J Biomed Mater Res. 1997;34(3):337-40.

Bormann KH, Gellrich NC, Kniha H, Dard M, Wieland M,Gahlert M. Biomechanical evaluation of a microstructured zirconia implant by a removal torque comparison with a standard Ti-SLA implant. Clin. Oral Impl Res. 2012; 23(10):1210–6.

Bressan E, Lops D, Tomasi C, Ricci S, Stocchero M, Carniel EL.Experimental and computational investigation of Morse taper conometric system reliability for the definition of fixed connections between dental implants and prostheses. Proc Inst Mech Eng H. 2014;228(7):674-81. Epub 2014 Jul 23.

Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Condoor S, Kyung HM, Buschang PH. Pitch and Longitudinal Fluting Effects on the Primary Stability of Miniscrew Implants. Angle Orthod. 2009;79(6):1156-61. doi: 10.2319/103108-554R.1.

Brüll F, van Winkelhoff AJ, Cune MS. Zirconia dental implants: a clinical, radiographic, and microbiologic evaluation up to 3 years. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29(4):914-20.

Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13:611-9.

Calandrielo R, Tomatis M, Rangert B. Immediate functional loading of Branemark System implants with enhanced initial stability: a prospective 1 to 2-year clinical and radiographic study. Clin Implant Dent Relat Res. 2006;5 Suppl 1:10-20.

Cales B, Stefani Y, Lilley E.Long-term in vivo and in vitro aging of a zirconia ceramic used in orthopaedy. J Biomed Mater Res. 1994;28(5):619-24.

Callister WD. Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução. 5ed. LTC, São Paulo, 2002.

Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Albrektsson T. Removal torques for polished and rough titanium implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988;3(1):21-4.

Carvalho MA, Queriz CM, Molena CCL, Rezende CPM, Rapoport A.Clinical study of the relationship between the implant insertion torque and the osseointegration, Revista Brasileira de Cirurgia de Cabeça e Pescoço. 2008;37(4):202-5.

Cashman PM, Schneider RL, Schneider GB, Stanford CM, Clancy JM, Qian F. In vitro analysis of post-fatigue reverse-torque values at dental abutment/implant interface of a Unitarian abutment design. J Prosthodont. 2011;20(7):503-9.

Chai H, Lee JJ, Mieleszko AJ, Chu SJ, Zhang Y.On the interfacial fracture of porcelain/zirconia and graded zirconia dental structures. Acta Biomater. 2014;10(8):3756-61. Epub 2014 Apr 24.

Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-Temperature Degradation of Zirconia and Implications for Biomedical Implants. Annual Review of Materials Research, 2007;37:1-32.

Chevalier J, Loh J, Gremillard L, Meille S, Adolfson E. Low-temperature degradation in zirconia with a porous surface. Acta Biomater. 2011;7(7):2986-93. doi: 10.1016/j.actbio.2011.03.006. Epub 2011 Mar 15.

Chong L, Khocht A, Suzuki JB, Gaughan J. Effect of implant design on initial stability of tapered implants. J Oral Implantol. 2009;35(3):130-5.

Cooper LF. Factors influencing primary dental implant stability remain unclear. J Evid Based Dent Pract. 2010;10(1):44-5.

Cruvinel, D.R. Análise de tensões e resistência flexural de implantes de Zircônia após ciclagem mecânica. Tese apresentada a Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Doutor em Odontologia. Ribeirão Preto, 2013.

Davarpanah M, Martinez H, Etienne D, Zabalegui I, Mattout P, Chiche F et al. A prospective multicenter evaluation of 1.583 3i implants:1 to 5-year data. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17(6):820-8.

De Boever JA, McCall WD Jr, Holden S, Ash MM Jr. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. J Prosthet Dent. 1978;40(3):326-33.

Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Determination of primary stability: a comparison of the surgeon's perception and objective measurements. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010;25(3):558-61.

DeLong R, Sakaguchi RL, Douglas WH, Pintado MR. The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. Dent Mater. 1985;1(6): 238-4.

Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater. 2008;24(3):299-307. Epub 2007 Jul 19.

Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, Naujoks C, Wiesmann HP, Kiattavorncharoen S, Lauer HC, Meyer U, Kübler NR, Handschel J. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. Head Face Med. 2008;4(30):1-8.

Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, Mahn E, Lammers L, Handschel J, Naujoks C, Wiesmann HP, Kübler NR, Meyer U. Osseointegration of zirconia implants: an SEM observation of the bone-implant interface. Head Face Med. 2008;4(25):1-7.

Depprich R, Naujoks C, Ommerborn M, Schwarz F, Kübler NR, Handschel J. Current findings regarding zirconia implants. Clin Implant Dent Relat Res. 2014;16(1):124-37. Epub 2012 Mar 30.

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

Djaker N, Wulfman C, Sadoun M, Lamy de la Chapelle M. Zirconia dental implants degradation by confocal Raman microspectroscopy: analytical simulation and experiments. Biomed Opt Express. 2013;4(5):725-31.

Dohan Ehrenfest DM, Coelho PG, Kang BS, Sul YT, Albrektsson T. Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography. Trends Biotechnol. 2010;28(4):198-206. Epub 2010 Jan 29.

Elias CN, Lima JHC, Valiev R, Meyers MA. Biomedical Applications of Titanium and its Alloys. JOM; 2008. www.tms.org/jom.html

Elias CN, Lopes HP. Materiais Dentários – Ensaios Mecânicos. 1 ed. Editora Santos; 2007. Cap. 6. p: 77-120.

Evrard L. Titanium: A New Allergen, Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice, Prof. Ilser Turkyilmaz (Ed.), ISBN: 978-953-307-658-4, InTech, doi: 10.5772/19931. 2011. Disponível em: http://www.intechopen.com/books/implant-dentistry-a-rapidly-evolving-practice/titanium-a-new-allergen.

Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P. Differential diagnosis and treatment strategies for biologic complications and failing oral implants: a review of the literature. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999;14:473-90.

Fartash B, Arvidson K. Long-term evaluation of single crystal sapphire implants as abutments in fixed prosthodontics. Clin Oral Implants Res. 1997;8(1):58–67.

Ferguson SJ, Langhoff JD, Voelter K, et al. Biomechanical comparison of different surface modifications for dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2008;23(6):1037-46.

Feuerstein O, Zeichner K, Imbari C, Ormianer Z, Samet N, Weiss El. Temperature changes in dental implants following exposure to hot substances in an ex vivo model. Clin Oral Implants Res 2008;19(6):629-44.

Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van 'T Hof MA, Witter DJ, Kalk W, Jansen JA. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. J Dent Res. 2000;79(7):1519-24.

Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Bränemark dental Implants: A study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991;6(2):142-6.

Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. Clin Oral Implants Res. 1995;6(3):164-71.

Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. Clin Oral Implants Res. 1995;6(3):213-9.

Fuh LJ, Hsu JT, Huang HL, Chen MY, Shen YW. Biomechanical investigation of thread designs and interface conditions of zirconia and titanium dental implantswith bone: three-dimensional numeric analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013;28(2):e64-71.

Furhauser R, Florescu D, Benesch T, Haas R, Mailath G, Watzek G. Evaluation of soft tissue around single-tooth implant crowns: the pink esthetic score. Clin Oral Implants Res. 2005;16:639-44.

Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S, Steinhauser E, Kniha H, Erhardt W. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. Clin Oral Implants Res. 2007;18(5):662-8. Epub 2007 Jun 30.

Gahlert M, Röehling S, Wieland M, Sprecher CM, Kniha H, Milz S. Osseointegration of zirconia and titanium dental implants: a histological and histomorphometrical study in the maxilla of pigs. Clin Oral Implants Res. 2009;20(11):1247-53.

Gahlert M, Röhling S, Wieland M, Eichhorn S, Küchenhoff H, Kniha H. A comparison study of the osseointegration of zirconia and titanium dental implants. A biomechanical evaluationin the maxilla of pigs. Clin Implant Dent Relat Res. 2010;12(4):297-305.

Gahlert M, Burtscher D, Grunert I, Kniha H, Steinhauser E. Failure analysis of fractured dental zirconia implants. 2012;23(3):287-93. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02206.x. Epub 2011 May 5.

Gallucci GO, Morton D, Weber HP. Loading protocols for dental implants in edentulous patients. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24 Suppl:132-46.

Geringer A, Diebels S, Nothdurft FP.Influence of superstructure geometry on the mechanical behavior of zirconia implant abutments: a finite element analysis. Biomed Tech (Berl). 2014; 16. pii: /j/bmte.ahead-of-print/bmt-2013-0088/bmt-2013-0088.xml. doi: 10.1515/bmt-2013-0088. [Epub ahead of print].

Giacomo GD, Silva J, Martines R, Ajzen S.Computer-designed selective laser sintering surgical guide and immediate loading dental implants with definitive prosthesis in edentulous patient: A preliminary method. Eur J Dent. 2014;8(1):100-6.

Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. Int J Prosthodont. 2004;17(3):285-90.

Gotfredsen K, Nimb L, Hjörting-Hansen E, Jensen JS, Holmén A. Histomorphometric and removal torque analysis for TiO2-blasted titanium implants. An experimental study on dogs. Clin Oral Implants Res. 1992;3(2):77-84.

Gredes T, Kubasiewicz-Ross P, Gedrange T, Dominiak M, Kunert-Keil C. Comparison of surface modified zirconia implants with commercially available zirconium and titanium implants: a histological study in pigs. Implant Dent. 2014;23(4):502-7. doi: 10.1097/ID.0000000000000110.

Greenstein G, Cavallaro J, Romanos G, et al. Clinical recommendations for avoiding and managing surgical complications associated with implant dentistry: A review. J Periodontol. 2008;79:1317-9.

Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. J Dent. 2005 Jan;33(1):9-18.

Guimarães RP, de Oliveira PA, Oliveira AM. Effects of induced diabetes and the administration of aminoguanidine in the biomechanical retention of implants: a study in rats. J Periodontal Res. 2011;46(6):691-6.

He FM, Yang GL, Zhao SF, Cheng ZP. Mechanical and histomorphometric evaluations of rough titanium implants treated with hydrofluoric acid/nitric acid solution in rabbit tibia. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011;26(1):115-22.

Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995;11(4):450-5.

Hinkle RM, Rimer SR, Morgan MH, Zeman P.Loading of titanium implants with hydrophilic endosteal surface 3 weeks after insertion: clinical and radiological outcome of a 12-month prospective clinical trial. J Oral Maxillofac Surg. 2014;72(8):1495-502. Epub 2014 Apr 24.

Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2009;88(2):519-29.

Hoffmann O, Angelov N, Gallez F, Jung RE, Weber FE. The zirconia implant-bone interface: a preliminary histologic evaluation in rabbits. Int J Oral Maxillofac Implants 2008;23(4):691-5.

Hoffmann O, Angelov N, Zafiropoulos GG, Andreana S. Osseointegration of zirconia implants with different surface characteristics: An evaluation in rabbits. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012;27:352–8.

Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005;127(3):307-13.

Inokoshi M, Zhang F, De Munck J, Minakuchi S, Naert I, Vleugels J, Van Meerbeek B, Vanmeensel K. Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia. Dent Mater. 2014;30(6):669-78.

ISO 14081 - Dentistry Implants, Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Second edition 15-11-2007.

Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hammerle CH. The effect of all-ceramic and porcelain-fusedto-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. Int J Periodontics Restorative Dent. 2008;28:357-65.

Kahraman S, Bal BT, Asar NV, Turkyilmaz I, Tözüm TF. Clinical study on the insertion torque and wireless resonance frequency analysis in the assessment of torque capacity and stability of self-tapping dental implants, Journal of Oral Rehabilitation. 2009;36(10):755-61.

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

Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI. Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. Angle Orthod. 2008;78(4):692-8.

Kim SJ, Kim MR, Rim JS, Chung SM, Shin SW. Comparison of implant stability after different implant surface treatments in dog bone. J Appl Oral Sci. 2010 Jul-Aug;18(4):415-20.

Kobayashi T, Itoh S, Nakamura S, Nakamura M, Shinomiya K, Yamashita K. Enhanced bone bonding of hydroxyapatite-coated titanium implants by electrical polarization. J Biomed Mater Res A. 2007;82(1):145-51.

Kohal RJ, Weng D, Bächle M, Strub JR. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. 2004. J Periodontol. 2004;75(9):1262-8.

Kohal RJ, Klaus G, Strub JR. Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. Clin Oral Implants Res. 2006;17(5):565-71.

Kohal RJ, Att W, Bächle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. Periodontol 2000. 2008;47:224-43.

Kohal RJ, Wolkewitz M, Hinze M, Han JS, Bächle M, Butz F. Biomechanical and histological behavior of zirconia implants: an experiment in the rat. Clin Oral Implants Res. 2009;20(4):333-9.

Kohal RJ, Finke HC, Klaus G. Stability of prototype two-piece zirconia and titanium implants after artificial aging: an in vitro pilot study. Clin Implant Dent Relat Res. 2009;11(4):323-9.

Kohal RJ, Wolkewitz M, Tsakona A. The effects of cyclic loading and preparation on the fracture strength of zirconium-dioxide implants: an in vitro investigation. Clin Oral Implants Res. 2011;22(8):808-14.

Kohal RJ, Bächle M, Att W, Chaar S, Altmann B, Renz A, Butz F.Osteoblast and bone tissue response to surface modified zirconia and titanium implant materials. Dent Mater. 2013;29(7):763-76. Epub 2013 May 10.

Kollar A, Huber S, Mericske E, Mericske-Stern R. Zirconia for teeth and implants: a case series. Int J Periodontics Restorative Dent. 2008;28(5):479-87.

Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. J Biomed Mater Res. 2000;53(4):304-13.

Lai HC, Zhang ZY, Wang F, Zhuang LF, Liu X, Pu YP. Evaluation of soft-tissue alteration around implant-supported single-tooth restoration in the anterior maxilla: the pink esthetic score. Clin Oral Implants Res. 2008;19:560-4.

Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Pollizi G et al. Osseointegrated implants for single replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994;9(1):49-54.

Lawson S. Environmental Degradation of Zirconia Ceramics. J Eur Ceram Soc. 1995;15(6):485-502.

Lazzara RJ, Porter SS. Plataform Swiching: a new concept in implant dentistry for controlling posteoperative crestal bone levels. In J Periodontics Restorative Dent. 2006;26(1):9-17.

Lee BC, Yeo IS, Kim DJ, Lee JB, Kim SH, Han JS. Bone formation around zirconia implants combined with rhBMP-2 gel in the canine mandible. Clin Oral Impl Res. 2013;24(12):1332-8.

Leite VC, Shimano AC, Gonçalves, GAP, Kandziora F, Defino HLA. Estudo da influência do torque de inserção na resistência ao arrancamento dos parafusos pediculares. Acta Ortop Bras. 2008;16(4):214-6.

Lughi V, Sergo V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. Dent Mater. 2010;26(8):807-20.

Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. J Dent Res. 2002;81(7):487-91.

Mangano C, Iaculli F, Piattelli A, Mangano F. Fixed restorations supported by Morse-taper connection implants: a retrospective clinical study with 10-20 years of follow-up. Clin Oral Implants Res. 2014;21. doi: 10.1111/clr.12439. [Epub ahead of print]

Manzano G, Herrero LR, Montero J. Comparison of clinical performance of zirconia implants and titanium implants in animal models: a systematic review. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29(2):311-20.

Mazzo CR, Reis AC, Shimano AC, Valente ML. In vitro analysis of the influence of surface treatment of dental implants on primary stability. Braz Oral Res. 2012;26(4):313-7. Epub 2012 May 17.

Meredith N, Rasmussen L, Sennerby L, Alleyne D. Mapping implant stability by resonance frequence analysis. Med Sci Res. 1996; 24:191-3.

Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. Int J Prosthodont. 1998;11(5):491-501.

Misch CE, Steignga J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: A multicenter retrospective 6-year case series study. J Periodontol. 2006;77(8):1340-7.

Moraes MCCSB. Microestrutura e propriedades mecânicas de compósitos aluminazircônia para próteses dentárias. Tese de Doutorado apresentada ao Curso de Doutorado em Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia. Rio de Janeiro, 2004.

Moreira W, Hermann C, Pereira JT, Balbinoti JA, Tiossi R. A three-dimensional finite element study on the stress distribution pattern of two prosthetic abutments for external hexagon implants. Eur J Dent. 2013;7(4):484-91.

Möller B, Terheyden H, Acil Y, Purcz NM, Hertrampf K, Tabakov A, Behrens E, Wiltfang J. A comparison of biocompatibility and osseointegration of ceramic and titanium implants: an in vivo and in vitro study. Int J Oral Maxillofac Surg. 2012;41:638-45.

Muller RT, Patsalis T. Shear and tensile stregth of hydroxyapatite coating under loading condition Na experimental study in dogs. Arch Orthop Trauma Surg. 1997;116(6-7):334-7

Natali AN, Carniel EL, Pavan PG. Investigation of viscoelastoplastic response of bone tissue in oral implants press fit process. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2009;91(2):868-75.

Neugebauer J, Traini T, Thams U, Piatelli A, Zoller JE. Peri-implant bone organization under immediate loading state. Circularly polarized light analysis: a minipig study. J Periodontol. 2006;77(2):152-60.

Neugebauer J, Weinländer M, Lekovic V, von Berg KH, Zoeller JE. Mechanical stability of immediately loaded implants with various surfaces and designs: a pilot study in dogs. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24(6):1083-92.

Oliscovicz NF. Influência do design, tratamento de superfície e densidade do substrato na estabilidade primária de implantes odontológicos. Análise por meio do torque de inserção, resistência ao arrancamento e frequência de ressonância. Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de mestre no Programa de Reabilitação Oral. Ribeirão Preto, 2011.

Oliscovicz NF, Shimano AC, Marcantonio Junior E, Lepri CP, Dos Reis AC. Analysis of primary stability of dental implants inserted in different substrates using the pullout test and insertion torque. Int J Dent. 2013:194987. doi: 10.1155/2013/194987. Epub 2013 Jan 22.

Olmedo DG, Paparella ML, Brandizzi D, Cabrini RL. Reactive lesions of peri-implant mucosa associated with titanium dental implants: a report of 2 cases. Int J Oral Maxillofac Surg. 2010;39:503-7.

Ozkir SE, Terzioglu H. Macro design effects on stress distribution around implants: a photoelastic stress analysis. Indian J Dent Res. 2012;23(5):603-7.

Özkurt Z, Kazazoğlu E. Clinical Success of Zirconia in Dental Applications. Journal of Prosthodontics, 2010;19(1):64-8.

Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirconia dental implants: a literature review. J Oral Implantol. 2011;37(3):367-76.

Pérez MAJ. Influência do desenho dos implantes endósseos na distribuição de tensões após aplicação de cargas verticais e oblíquas. Análise estrutural e fotoelástica. Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica Área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais. Piracicaba, 2008.

Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999;20(1):1-25.

Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. Int J Oral Maxillofac Implants. 2006;21(6):929-36.

Rack T, Zabler S, Rack A, Riesemeier H, Nelson K. An in vitro pilot study of abutment stability during loading in new and fatigue-loaded conical dental implantsusing synchrotron-based radiography. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013 Jan-Feb;28(1):44-50.

Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17:793-8.

Ritter L, Palmer J, Bindl A, Irsen S, Cizek J, Karapetian VE, Zöller JE Accuracy of chairside-milled CAD/CAM drill guides for dental implants. Int J Comput Dent. 2014;17(2):115-24.

Rocchietta I, Fontana F, Addis A, Schupbach P, Simion M. Surface-modified zirconia implants: tissue response in rabbits. Clin Oral Implants Res. 2009;20(8):844-50.

Rosa RC, Silva P, Shimano AC, Volpon JB, Helton DLA, Schleicher P, Kandziora F. Análise biomecânica de variáveis relacionadasà resistência ao arrancamento dos parafusos do sistema de fixação vertebral. Rev Bras Ortop. 2008;43(7):293-9

Salem NA, Abo Taleb AL, Aboushelib MN. Biomechanical and histomorphometric evaluation of osseointegration of fusion-sputtered zirconiaimplants. J Prosthodont. 2013;22(4):261-7. Epub 2012 Oct 25.

Sandhaus S.Technic and instrumentation of the implant C.B.S. (Cristalline Bone Screw). Inf Odontostomatol. 1968;4(3):19-24.

Salmória KK, Tanaka OM, Guariza-Filho O, Camargo ES, de Souza LT, Maruo H. Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;133(6):790.e15-22. doi: 10.1016/j.ajodo.2007.12.020.

Santos HES. Propriedades Mecânicas da zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria submetida à degradação hidrotérmica. Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciência dos Materiais. Rio de Janeiro, 2012.

Sanon C, Chevalier J, Douillard T, Kohal RJ, Coelho PG, Hjerppe J, Silva NR. Low temperature degradation and reliability of one-piece ceramic oral implants with a porous surface. Dent Mater. 2013;29(4):389-97. Epub 2013 Feb 16.

Schliephake H, Hefti T, Schlottig F, Gedet P, Staedt H. Mechanical anchorage and peri-implant bone formation of surface-modified zirconia in minipigs. J Clin Periodontol 2010;37:818-28.

Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. J Prosthet Dent. 1995;74:145-50.

Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M. Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants a histomorphometric and removal torque study in the rabbit. Clin Implant Dent Relat Res. 2005;7 Suppl 1:S13-S21.

Shah AH, Behrents RG, Kim KB, Kyung HM, Buschang PH. Effects of screw and host factors on insertion torque and pullout strength. Angle Orthod. 2012;82(4):603-10.

Siddiqi A, Payne AG, De Silva RK, Duncan WJ. Titanium allergy: could it affect dental implant integration? Clin Oral Implants Res. 2011;22(7):673-80. Epub 2011 Jan 20.

Silva NR, Coelho PG, Fernandes CA, Navarro JM, Dias RA, Thompson VP. Reliability of one-piece ceramic implant. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2009;88(2):419-26.

Sotto-Maior BS, Senna PM, Silva-Neto JP, de Arruda Nóbilo MA, Cury AA. Influence of Crown-to-Implant Ratio on Stress Around Single Short-Wide Implants: A Photoelastic StressAnalysis. J Prosthodont. 2014. doi: 10.1111/jopr.12171. [Epub ahead of print]

Souza, PB. Zircônia na Prótese Fixa. Monografia apresentada ao programa de pós-graduação do Instituto de Ciências da Saúde – FUNORTE/ SOEBRAS Núcleo Lages para obtenção do título de Especialista em Prótese Dentária. Lages, 2012.

Steinemann SG. Titanium – the material of choice? Periodontol 2000. 1998;17:7-21.

Swab JJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials. J MATER SCI. 1991;26:6706-14.

Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. J Biomed Mater Res. 1998;43(2):192-203.

Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JG, Jansen JA. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. Clin Oral Implants Res. 2010;21(2):213-20.

Tavarez RR, Goncalves LM, Dias AP, Dias AC, Malheiros AS, Silva AC, Bandeca MC. An harmonic smile resulted from the use of ceramic prosthesis with zirconia structure: a case report. J Int Oral Health. 2014;6(3):90-2. Epub 2014 Jun 26.

Tenenbaum H, Schaaf JF, Cuisinier FJ. Histological analysis of the Ankylos peri-implant soft tissues in a dog model. Implant Dent. 2003;12(3):259-65.

Thakral G, Thakral R, Sharma N, Seth J, Vashisht P. Nanosurface - the future of implants. J Clin Diagn Res. 2014;8(5):ZE07-10. Epub 2014 May 15.

Thomé G, Bernardes SR, Melo ACM, Castro CG, Golin AL, Sartori IAM. Novo conceito de implantes para facilitar a obtenção de estabilidade primária: relato de caso clínico. JILAPEO. 2011;6(2):23.

Tsai WC, Chen PQ, Lu TW, Wu SS, Shih KS, Lin SC. Comparison and prediction of pullout strength of conical and cylindrical pedicle screws within synthetic bone. BMC Musculoskelet Disord. 2009;0:44. doi: 10.1186/1471-2474-10-44.

Tupac RG. When is an implant ready for a tooth? J Calif Dent Assoc. 2003;31(12):911-5.

Valente ML, Lepri CP, Reis AC. In vitro microstructural analysis of dental implants subjected to insertion torque and pullout test. Braz Dent J. 2014;25(4):343-5.

Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. Dent Mater. 2008;24(5):633-8. Epub 2007 Sep 4.

Wang Z, Zhao Z, Xue J, Song J, Deng F, Yang P.Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: a microcomputed tomographic analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010;137(1):100-7.

Wenz HJ, Bartsch J, Wolfart S, Kern M. Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review. Int J Prosthodont. 2008;21(1):27-36.

Wong M, Eulenberger J, Schenk R, Hunziker E. Effect of surface topology on the osseointegration of implants materials in trabecular bone. J Biomed Mater Res. 1995;29(12):1567-75.

Yin L, Jahanmir S, Ives LK. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental hand piece. Wear. 2003;255:975-89.

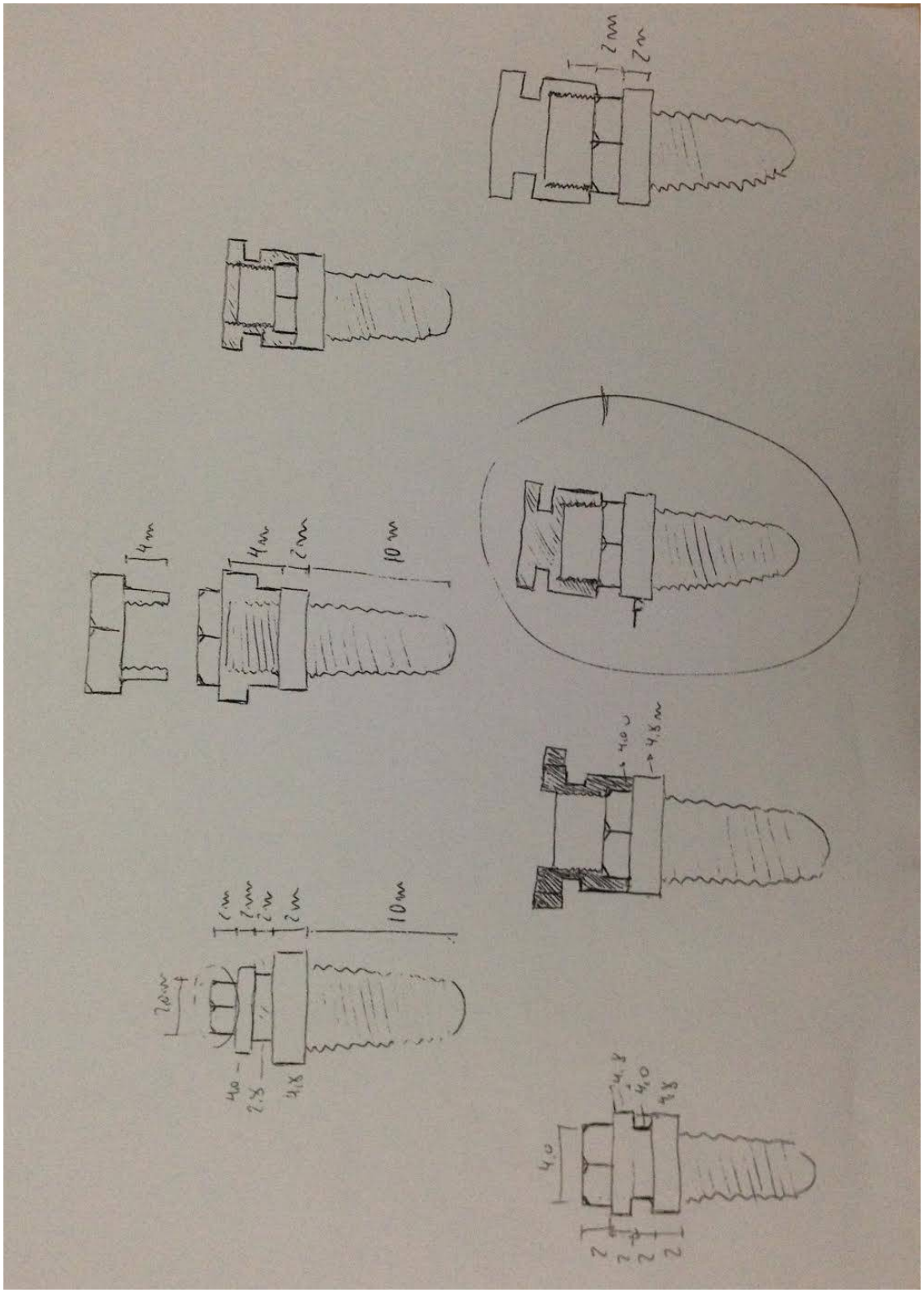
Zamarioli A, Simões PA, Shimano Ac, Defino HLA. Insertion torque and pullout strength of vertebral screws with cylindrical and conic core. Rev Bras Ortop. 2008;43(10):452-59

Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: A requiem for the periodontal ligament? [guest editorial]. Int J Periodont Rest Dent. 1991;11(2):88-91.

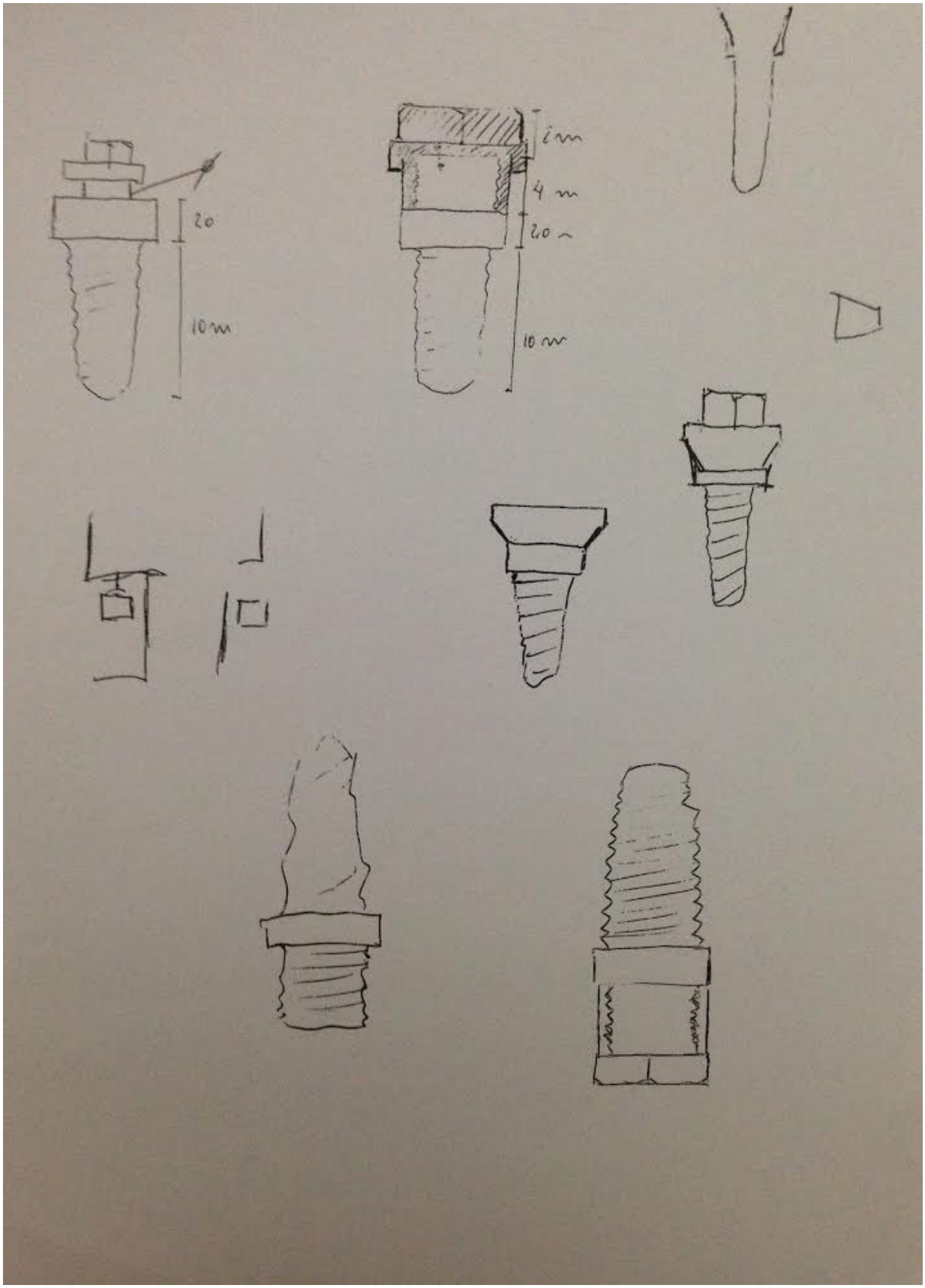
Apêndices

APÊNDICES

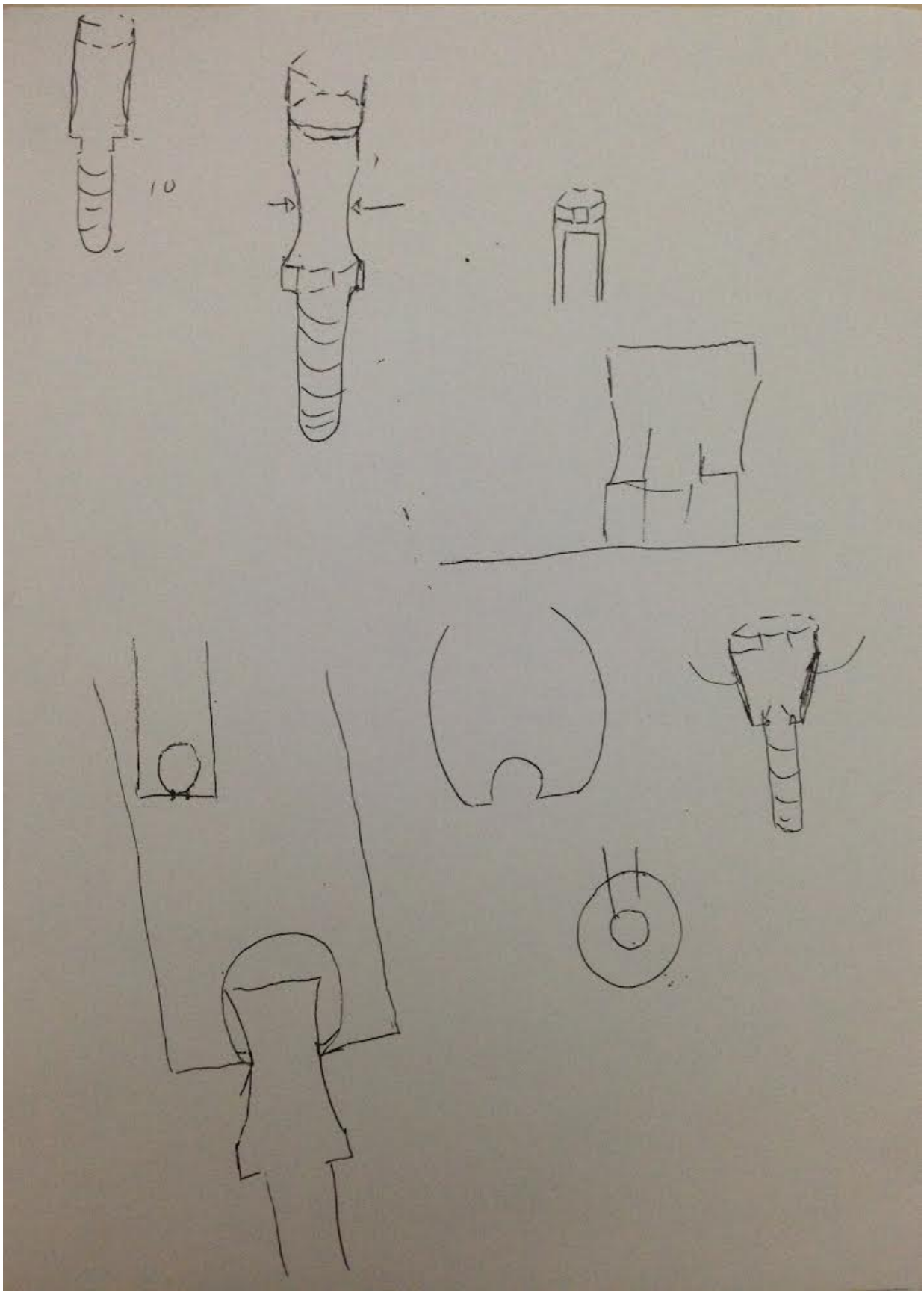
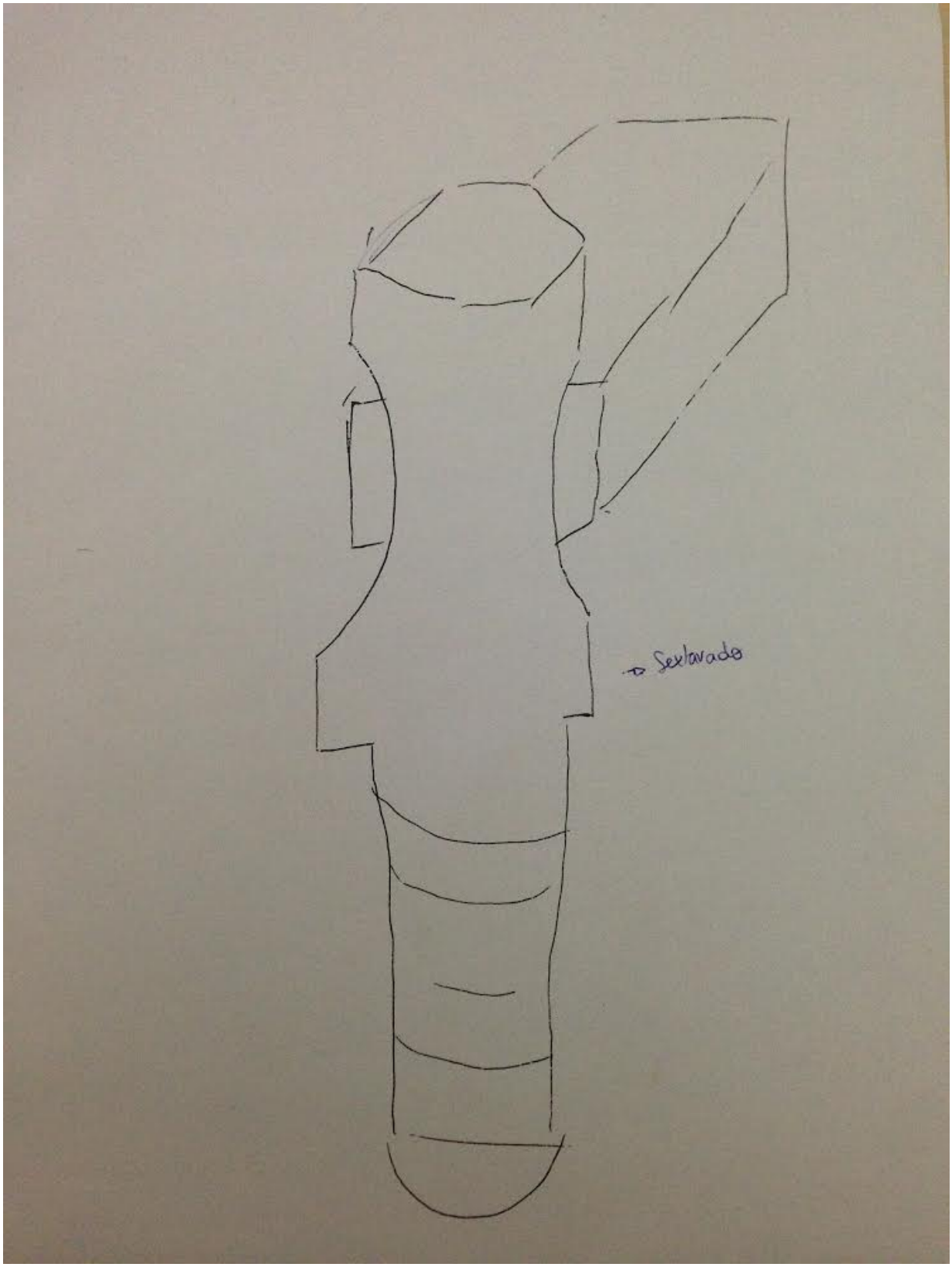
APÊNDICE A



APÊNDICE B



APÊNDICE C



APÊNDICE D