

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

LUIZ ROGÉRIO OLIVEIRA RIBEIRO

**AVALIAÇÃO DA INTERFACE PROTÉTICA PILAR-  
IMPLANTE DE CONEXÕES CÔNICAS POR TÉCNICA DE  
MICROTOMOGRÁFIA 3D**

**ESTUDO *IN VITRO***

Vitória

2017

LUIZ ROGÉRIO OLIVEIRA RIBEIRO

**AVALIAÇÃO DA INTERFACE PROTÉTICA PILAR-  
IMPLANTE DE CONEXÕES CÔNICAS POR TÉCNICA DE  
MICROTOMOGRÁFIA 3D**

**ESTUDO *IN VITRO***

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, do Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica.

**Orientadora:** Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Jackeline Coutinho Guimarães

**Co-Orientadora:** Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Stefania Carvalho Kano

Vitória

2017

**LUIZ ROGÉRIO OLIVEIRA RIBEIRO**

**AVALIAÇÃO DA INTERFACE PROTÉTICA PILAR-IMPLANTE DE CONEXÕES  
CÔNICAS POR TÉCNICA DE MICROTOMOGRÁFIA 3D**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, do Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica.

Aprovado em \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

**COMISSÃO EXAMINADORA**

---

**Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Jackeline Coutinho Guimarães**  
Universidade Federal do Espírito Santo  
Orientadora

---

**Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Stefania Carvalho Kano**  
Universidade Federal do Espírito Santo  
Co-Orientadora

---

**Prof. Dr. Anuar Antônio Xible**  
Universidade Federal do Espírito Santo

---

**Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Letícia Monteiro Peixoto**  
Universidade Federal do Espírito Santo

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho à minha amada esposa France, principal apoiadora desta missão, mesmo sabendo das dificuldades a serem enfrentadas e às abdições necessárias durante o curso, sempre permanecendo ao meu lado mesmo nas horas mais difíceis. Dedico também ao meu filho Enzo, que mesmo ainda não compreendendo os motivos das ausências sempre manteve sua alegria e carinho em nossos momentos familiares.

Aos meus pais Rogério e Nice, que sempre me apoiaram incondicionalmente nesta trajetória. Em especial ao meu pai Professor Rogério, que lecionou nesta instituição, Universidade Federal do Espírito Santo sendo professor do Departamento de Prótese Dentária, por 36 anos com muito amor e comprometimento.

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente à **Deus** por sempre iluminar meus caminhos e me dar força para o alcance de meus objetivos.

À Universidade Federal do Espírito Santo, na pessoa do seu Magnífico Reitor, **Reinaldo Centoducatte**.

Ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Universidade Federal do Espírito Santo, na pessoa da sua Coordenadora, **Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Selva Maria Gonçalves Guerra**.

À minha orientadora, **Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Jackeline Coutinho Guimarães**, pela ajuda e compartilhamento de seus conhecimentos.

Ao meu Co-Orientador **Prof. Dr. Anuar Antônio Xible** pelos ensinamentos, prestatividade e atenção dispensada na orientação deste trabalho.

À **Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Stefania Carvalho Kano** pela ajuda, prestatividade e paciência durante o aprimoramento deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Sacha Brown Chaves**, professor do Instituto de Biologia da Universidade de Brasília, responsável por ceder e operar o aparelho de microtomografia de raios-X Bruker micro-CT Skyscan 1076 (SkyScan, Kartuizersweg 3B, 2550 Kontich, Bélgica), localizado no laboratório de Nanobiotecnologia do Departamento de Morfologia e Genética do Instituto de Ciências Biológicas da Universidade de Brasília. Em especial pela paciência e prestatividade durante a realização deste trabalho.

Aos Professores do Curso de Mestrado em Clínica Odontológica da UFES pelo tempo dedicado e prestatividade no compartilhamento do conhecimento para com os alunos.

Aos colegas do Curso de Mestrado em Clínica Odontológica da UFES, pela amizade, respeito e os vários ensinamentos passados.

Aos funcionários da UFES, em especial Secretária do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica **Regina Lúcia Sales** pela paciência e presteza às solicitações.

Agradeço também à todos os envolvidos com o desenvolvimento deste trabalho. Muito obrigado.

## RESUMO

A precisão de adaptação dos componentes de um sistema de implantes pode determinar o sucesso de um tratamento em implantodontia. **Objetivo:** Avaliar a área de conexão protética de 03 sistemas de implantes com conexão cônica antes e após a instalação do pilar protético. **Materiais e métodos:** foram confeccionadas 18 amostras de implantes de três sistemas com conexão protética cônica e os respectivos pilares retos indexados e com parafuso passante: Grupo 1: Ankylos (ANK), Grupo 2: SIN (SIN) e Grupo 3: Titanium Fix (TF). Os implantes foram incluídos em posição vertical em uma forma cilíndrica com resina acrílica autopolimerizável e examinados (T1) por um microtomógrafo (Bruker micro-CT Skyscan 1076 - Bélgica). Em seguida os pilares protéticos foram instalados nos implantes e as amostras levadas para um segundo escaneamento (T2). Os dados estudados foram: D1- Ângulo ( $^{\circ}$ ) das paredes internas da conexão cônica do implante, D2- Altura (mm) da conexão cônica do implante disponível para contato, D3- Diâmetro (mm) interno da conexão cônica na porção mais cervical, D4- Área ( $\text{mm}^2$ ) da conexão cônica disponível do implante, D5- Área ( $\text{mm}^2$ ) da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante. Os dados foram submetidos aos testes de Kruskal-Wallis e Wilcoxon ( $\alpha=5\%$ ) e Correlação de Spearman ( $\alpha=1\%$ ). **Resultados:** Houve diferença estatística para D1 entre os tempos T1 e T2 comparando-se o ANK (5,78 e 6,32), SIN (8,63 e 9,54) e TF (11,01 e 11,44) ( $p<0,05$ ). Para D2 não houve diferença estatística entre os tempos T1 e T2 no ANK (2,12 e 1,87) ( $p=0,11$ ) e SIN (1,64 e 1,57) ( $p=0,24$ ) mas houve no TF (1,04 e 0,68) ( $p<0,05$ ). Para o D3 houve diferença estatística de T1 para T2 no ANK (2,49 e 2,56), SIN (2,68 e 2,72) e TF (2,75 e 2,82) ( $p<0,05$ ). Para D4 não houve diferença estatística para o ANK (25,36 e 22,58) ( $p>=0,24$ ) mas houve para SIN (25,22 e 22,57) e TF (18,34 e 16,01) ( $p<0,05$ ). Para D5, houve resultados estatísticos semelhantes para ANK (22,58) ( $p=1,00$ ) e SIN (20,73) ( $p=0,10$ ) e ambos foram maiores do que TF (12,71) ( $p>0,05$ ). Houve correlação estatística positiva no ANK entre D4/T1 e D5/T2 ( $p<0,01$ ) no SIN entre D1/T1 e D2/T2, e D2/T1 e D1/T2 ( $p<0,01$ ). **Conclusão:** As conexões cônicas apresentam diferenças na maioria dos parâmetros estudados, demonstrando que as características da conexão cônica de cada sistema é única. A inserção do pilar protético provocou alterações da conexão cônica em todos os parâmetros

estudados. A Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante é dependente do sistema de implantes.

**Palavras-chave:** Microtomografia por Raio-X, Implante Dentário, Conexão Implante Dentário-Pivô Morse, Interface Implante Dentário-Pivô Morse.

**Implicações Clínicas:** Aspectos como estabilidade biomecânica, manutenção da integridade dos tecidos adjacentes e previsibilidade de resultados estão envolvidos com a adaptação do pilar com o implante.

## ABSTRACT

Fitting accuracy of an implant system components can determine the success of a treatment in implantology. **Objective:** To evaluate the prosthetic connection area of 03 implant systems with conical connection before and after placing prosthetic abutment. **Materials and methods:** Eighteen implants of three systems with conical prosthetic connection and the respective indexed and screwed straight posts were made: Group 1: Ankylos (ANK), Group 2: SIN (SIN) and Group 3: Titanium Fix (TF). Implants were placed vertically in a cylindrical form with self-curing acrylic resin and examined (T1) by a microtomograph (Bruker micro-CT Skyscan 1076 - Belgium). Then abutments were placed in the implants and the samples were taken for a second scan (T2). Parameters analyzed were: D1- Angle ( $^{\circ}$ ) of the internal walls of the implant conical connection, D2- Height (mm) of the conical connection of the implant available for contact, D3- Internal diameter (mm) of the conical connection in the most cervical portion, D4- Area ( $\text{mm}^2$ ) of the available conical connection of the implant, D5- Area ( $\text{mm}^2$ ) of the conical connection of the effective abutment / implant contact. Data were subjected to the Kruskal-Wallis and Wilcoxon tests ( $\alpha=5\%$ ) and Spearman correlation ( $\alpha=1\%$ ). **Results:** There was a statistical difference for D1 between T1 and T2 times, comparing ANK (5.78 and 6.32), SIN (8.63 and 9.54) and TF (11.01 and 11.44) ( $p<0.05$ ). For D2, there was no statistical difference between T1 and T2 times for ANK (2.12 and 1.87) ( $p=0.11$ ) and SIN (1.64 and 1.57) ( $p=0.24$ ) but there were in the TF (1.04 and 0.68) ( $p<0.05$ ). For the D3, there was a statistical difference between T1 and T2 in ANK (2.49 and 2.56), SIN (2.68 and 2.72) and TF (2.75 and 2.82) ( $p<0.05$ ). For D4, there was no statistical difference for ANK (25.36 and 22.58) ( $p>=0.24$ ) but there were for SIN (25,22 and 22,57) and TF (18,34 and 16,01) ( $p<0.05$ ). For D5, there were similar statistical results for ANK (22.58) ( $p=1.00$ ) and SIN (20.73) ( $p=0.10$ ) and larger than TF (12.71) ( $p>0,05$ ). There was a positive statistical correlation between D1/T1 and D2/T2 and D2/T1 and D1/T2 ( $p<0.01$ ) between D4/T1 and D5/T2 ( $p<0.01$ ). **Conclusion:** Conical connections present differences in most of the studied parameters, demonstrating that the characteristics of the conical connection of each system is unique. The insertion of the abutment caused changes in the conical connection in all parameters studied. The Area ( $\text{mm}^2$ ) of the effective pillar/implant contact conical connection is dependent on the implant system.



**Keywords:** X-ray Microtomography, Dental Implant, Morse Pivotal Implant Connection, Morse Pivotal Implant Interface.

**Clinical Implications:** Aspects such as biomechanical stability, maintenance of the integrity of adjacent tissues and predictability of results are involved with the adaptation of the abutment with the implant.

## LISTA DE ABREVIATURAS

Micro CT - Microtomografia Computadorizada

CTAN - Computer Tomography Analyzer

CT Vol - Computer Tomography Volume

3D - Três Dimensões

TIF - Tapered Interference Fit

TIS - Taper-Integrated Screw

CAT - Tomografia Computadorizada Axial Convencional

HI - Hexágono Interno

HE - Hexágono Externo

CM - Cone Morse

Ø - Diâmetro

UN - Unidades

Al - Alumínio

## LISTA DE SÍMBOLOS

%	Por cento
N	Newton
°	Graus
mm	Milímetro
mm <sup>2</sup>	Milímetro quadrado
µm	Micrômetro
Hz	Hertz
p	Nível de significância
h	Altura
KV	Kilovoltz
µA	Microamperes
kV	Quilovoltz

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Relação dos sistemas de implantes utilizados, características dos implantes e dos pilares utilizados para cada marca comercial avaliada (dados fornecidos pelos fabricantes):.....	40
Tabela 2: Dados analisados por meio das microtomografias realizadas em todas as amostras em T1 (sem pilar) e T2 (com pilar):.....	42
Tabela 3: Resultados das análises das dimensões dos dados pesquisados, a estatística descritiva: .....	46
Tabela 4: Estatística descritiva e resultados dos testes de comparação de Kruskal-wallis ( $p < 0,05$ ) entre os grupos para o Dado 1 – Ângulo ( $^{\circ}$ ) das paredes internas da conexão cônica do implante sem pilar (T1) e com pilar (T2):.....	47
Tabela 5: Resultados do teste de Wilcoxon na comparação intra-grupo para os momentos T1 (sem pilar) e T2 (com pilar) para o Dado 1 – Ângulo ( $^{\circ}$ ) das paredes internas da conexão cônica do implante: .....	48
Tabela 6: Estatísticas descritivas e resultados dos testes de comparação entre os grupos para o Dado 2 – Altura (mm) da conexão cônica sem pilar (T1) e com pilar (T2):.....	49
Tabela 7: Resultados do teste de Wilcoxon na comparação intra-grupo para os momentos T1 (sem pilar) e T2 (com pilar) para o Dado 2 – Altura (mm) da conexão cônica:.....	49
Tabela 8: Estatísticas descritivas e resultados dos testes de comparação entre os grupos para o Dado 3 – Diâmetro (mm) interno da conexão cônica na porção mais cervical sem pilar (T1) e com pilar (T2):.....	51

Tabela 9: Resultados do teste de Wilcoxon na comparação intra-grupo para os momentos T1 (sem pilar) e T2 (com pilar) para o Dado 3 – Diâmetro (mm) interno da conexão cônica na porção mais cervical: .....	51
Tabela 10: Estatísticas descritivas e resultados dos testes de comparação entre os grupos para o Dado 4 – Área (mm <sup>2</sup> ) da conexão cônica disponível do implante sem pilar (T1), e Dado 4 - Área (mm <sup>2</sup> ) da conexão cônica em contato pilar/implante (T2): .....	53
Tabela 11: Resultados do teste de Wilcoxon na comparação intra-grupo para Dado 4 - Área (mm <sup>2</sup> ) da conexão cônica disponível do implante sem pilar e Dado 5 - Área (mm <sup>2</sup> ) da conexão cônica em contato pilar/implante: .....	53
Tabela 12: Comparação entre os grupos para a variável D5: Área (mm <sup>2</sup> ) da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante: .....	55
Tabela 13: Resultados do teste de Wilcoxon na comparação intra-grupo Área (mm <sup>2</sup> ) da conexão cônica disponível do implante sem pilar (D4/T1) e a Área (mm <sup>2</sup> ) da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante com pilar (D5/T2): .....	55
Tabela 14: Resultados do teste de Wilcoxon na comparação intra-grupo grupo para Área (mm <sup>2</sup> ) da conexão cônica em contato pilar/implante (D4/T2) e a Área (mm <sup>2</sup> ) da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante (D5/T2): .....	56
Tabela 15: Correlação para todos os dados estudados no Grupo 1: .....	57
Tabela 16: Correlação para todos os dados estudados no Grupo 2: .....	58
Tabela 17: Correlação para todos os dados estudados no Grupo 3: .....	59

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Inclusão do implante na forma cilíndrica com resina acrílica com auxílio de um delineador.....	40
Figura 2: Implantes posicionados na forma cilíndrica e prontos para a primeira análise tomográfica. ....	41
Figura 3: A - Cilindros fixados em um mini torno para aplicação do torque no pilar. B - Amostras com pilares posicionados prontos para a segunda análise. ....	41
Figura 4: Dados D1, D2, D3 e D4 sem pilar (T1).....	42
Figura 5: Dados D1, D2, D3 e D4 com pilar (T2).....	42
Figura 6: Cálculo da Área (mm <sup>2</sup> ) da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante (D5/T2). As áreas em vermelho representam ausência de contato. ....	43
Figura 7: Aparelho de microtomografia de raios-X Bruker micro-CT Skyscan 1076 (SkyScan, Kartuizersweg 3B, 2550 Kontich, Bélgica). ....	44
Figura 8: Cálculo do Cone Truncado ou do Tronco de Cone. ....	45
Figura 9: Ângulo (°) das paredes internas da conexão cônica do implante sem pilar nos grupos 1, 2 e 3.....	47
Figura 10: Ângulo (°) das paredes internas da conexão cônica do implante com pilar nos Grupos 1, 2 e 3.....	48
Figura 11: Altura (mm) da conexão cônica do implante disponível para contato nos Grupos 1, 2 e 3.....	50
Figura 12: Altura (mm) da conexão cônica em contato pilar/implante nos Grupos 1, 2 e 3. ....	50
Figura 13: Diâmetro (mm) interno da conexão cônica na porção mais cervical sem pilar nos grupos 1, 2 e 3.....	52

Figura 14: Diâmetro (mm) interno da conexão cônica na porção mais cervical com pilar nos grupos 1, 2 e 3.....	52
Figura 15: Área (mm <sup>2</sup> ) da conexão cônica disponível do implante sem pilar (D4/T1) nos grupos 1, 2 e 3. Em 4, representação da forma geométrica do cone truncado usado nos cálculos de área (D4 e D5). .....	54
Figura 16: Área (mm <sup>2</sup> ) da conexão cônica em contato pilar/implante com pilar (D4/T2) nos grupos 1, 2 e 3. Em 4, forma geométrica do cone truncado representada na reconstrução 3D do implante do grupo 1. ....	54
Figura 17: Área (mm <sup>2</sup> ) da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante demonstrada na reconstrução 3D dos grupos nos grupos 1, 2 e 3. Áreas em vermelho indicando ausência de contato. ....	56

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>16</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>19</b>
<b>3 OBJETIVO .....</b>	<b>39</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>40</b>
<b>5 RESULTADOS .....</b>	<b>46</b>
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>60</b>
<b>7 CONCLUSÕES .....</b>	<b>66</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>67</b>
<b>ANEXO .....</b>	<b>71</b>



## 1 INTRODUÇÃO

A implantodontia trouxe novas modalidades de tratamento para os pacientes e tornou possível a reposição de dentes perdidos com forma e função muito semelhantes à dentição natural, possibilitando reposições unitárias ou múltiplas (ALBREKTSSON, 1986; LAZZARA et al., 1996). Um sistema de implantes é composto basicamente por duas estruturas: o implante propriamente dito e um componente protético intermediário (pilar protético), que irá unir o implante endo-ósseo à prótese (ADELL, et al., 1981; ALBREKTSONN, et al. 1986).

Como o objetivo do tratamento com implantes dentários envolve restabelecimento funcional e estético do paciente, a perda óssea peri-implantar pode representar um grande comprometimento da estética das reabilitações especialmente em casos na região anterior (JONES, COCHRAN; 2006.). É a quantidade e qualidade do osso peri-implantar que será responsável pela osseointegração e influenciará no contorno e na forma dos tecidos moles que circundam o implante (MANGANO et al., 2010).

Implantes com conexão hexagonal externa apresentam perda óssea pericervical em torno de 2,0 mm no primeiro ano em função e de até 0,2 mm ao ano nos anos subsequentes, sendo denominada saucerização (ALBREKTSSON et al., 1981). Esse processo é comumente encontrado em implantes com diversos tipos de conexão, entretanto conexões cônicas apresentam taxas de saucerização menores, onde a alteração média do nível ósseo encontrada durante o primeiro ano em função é de 0,06 mm e após 5 anos foi de 0,14 mm (WENNSTRÖM et al., 2005). Isto parece estar relacionado às características geométricas das conexões (SCHMITT et al., 2014).

Em relação a outros tipos de conexão protética os sistemas de implantes com conexão cônica apresentam algumas vantagens tais como: a grande redução da perda óssea peri-implantar (WENNSTRÖM et al., 2005; SCHMITT et al., 2014; ALBREKTSONN et al., 2014; DONATTI et al., 2016), a eliminação da microfenda entre implante e pilar, melhor estabilidade mecânica do pilar (minimizando a ocorrência de micromovimentos e resultando em uma redução no índice de afrouxamento e fratura dos parafusos), contribuição para uma fixação antirrotacional

e maior resistência do conjunto pilar/implante (GROSS, ABRAMOVICH, WEISS, 1999; MANGANO et al., 2010; MANGANO et al., 2011; SCHMITT et al., 2014; KOUTOZIS, GADALLA, LUNDGREN, 2016). Sua capacidade de aproximação entre pilar e implante é tão efetiva que o comportamento dessa estrutura é equivalente a uma estrutura de corpo único (COPPEDÉ et al., 2009a; COPPEDÉ et al., 2009b).

Nos sistemas de conexão cônica as roscas do parafuso protético parecem não contribuir diretamente para uma conexão estável e segura, pois esse sistema funciona por meio da pressão de contato e da resistência friccional resultante do atrito entre os componentes. Os sistemas de hexágono externo e interno por sua vez, dependem exclusivamente da ação do parafuso protético para estabilizar o pilar (BOZKAYA & MUFTU, 2003; BOZKAYA & MUFTU, 2005;). Independente do meio de fixação os pilares sobre implantes podem sofrer deslocamentos, o que pode aumentar a tensão sobre as conexões e estruturas e refletir sobre as estruturas ósseas circundantes. Esta condição pode não somente provocar uma perda de pré-carga do parafuso como também a fratura do mesmo e/ou causar injúrias biológicas aos tecidos peri-implantares (MELEO et al., 2012). Além disso, podem ocorrer injúrias de origem biológica devido à formação de fenda na interface pilar/implante que pode servir como local de desenvolvimento bacteriano. (QUIRYNEM et al., 2002.) No entanto, tais problemas parecem estar associados a fatores tais como a usinagem dos componentes do sistema, a padronização de fabricação, dentre outros (NARRA et al., 2015 e SCARANO et al., 2016).

A Microtomografia de Raios-x 3D (Micro-CT) é uma forma de tomografia computadorizada axial convencional (CAT) que permite a observação de pequenos objetos radiopacos, com poucos microns, em alta resolução, de uma maneira não destrutiva, não invasiva e com imagens 3D. Comparada com as tradicionais técnicas microscópicas ópticas e eletrônicas que fornecem imagens em duas dimensões, esta tecnologia de investigação permite a obtenção de análises tridimensionais sem que se submeta o objeto a cortes, revestimentos ou qualquer tipo de tratamento químico.

Assim o objetivo deste estudo foi comparar a conexão cônica de três sistemas de implantes quanto à angulação, altura, diâmetro e área de contato da conexão cônica

antes e após a inserção do pilar protético, e também sua área de contato efetivo entre pilar e implante.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Albrektsson et al. (1981) realizaram um estudo *in vivo* em 400 pacientes onde foram instalados implantes em vários tipos de osso e tiveram um acompanhamento por 15 anos. Os resultados demonstraram que havia uma perda óssea pericervical em torno de 2,0 mm no primeiro ano do implante em função e de até 0,2 mm ao ano, nos anos subsequentes para implantes com conexão hexagonal externa. Essa perda óssea é referente ao remodelamento da crista marginal peri-implantar, denominada na literatura de saucerização.

Binon (1996) realizou um estudo *in vitro* utilizando cargas cíclicas assimétricas sobre implantes de conexão hexagonal externa e concluiu que o grau de desadaptação vertical entre implante e pilar está relacionada com a estabilidade de sua união, ou seja, quanto maior a desadaptação menor o número de ciclos necessários para que ocorra o afrouxamento do parafuso de retenção protético. Além disso quanto menor for a desadaptação rotacional mais estável será a união da conexão, ou seja, quanto maior a liberdade de rotação maior será a probabilidade de afrouxamento do parafuso. Outra conclusão dos autores foi que hexágonos com maior altura reduzem significativamente o afrouxamento do parafuso protético. Uma conexão imprecisa entre o implante e o pilar intermediário leva a uma diminuição na estabilidade dessa união e conseqüentemente a uma transmissão de forças descontrolada para todos os componentes.

Gross, Abramovic e Weiss (1999), em um estudo *in vitro* avaliaram a infiltração entre pilar protético e implante variando o torque entre estes, em cinco sistemas de implantes diferentes sendo quatro sistemas tipo hexágono externo e um do tipo cone Morse. O componente protético utilizado foi um componente padrão antirrotacional, para coroa cimentada. Como método, foi cortada a parte apical dos implantes e, sob pressão, foi avaliada a passagem de um corante pela interface pilar/implante. Os torques selecionados foram 10N, 20N e torque recomendado pelo fabricante. Os tempos de tomadas de medidas foram 5, 20 e 80 minutos. Houve diferença entre a saída do corante do sistema e o valor do torque, sendo que o torque mais baixo permitiu um maior vazamento de corante. No torque recomendado pelo fabricante só houve diferença entre os sistemas após 20 minutos. O implante que apresentou pior desempenho nos primeiros 20 minutos foi o implante da marca Straumann, com o

sistema de cone Morse; no torque mínimo o implante que apresentou pior desempenho foi o Steri-Oss. Após 80 minutos, as diferenças na microinfiltração entre os sistemas não foram significativas. O torque aplicado no parafuso de fixação influencia diretamente na infiltração bacteriana sendo que, quanto maior o torque, menor é a infiltração.

Hermann et al. (2001), realizaram um estudo sobre a reabsorção da crista óssea alveolar em cães comparando diferentes espessuras de microfenda, com 10 µm, 50 µm e 100 µm, sendo que as amostras foram divididas em dois grupos, com a mesma ordem de desadaptação. As amostras do segundo grupo tiveram seus componentes protéticos soldados aos implantes, para impedir a micromovimentação. Foi observado que não houve diferença com relação à perda óssea peri-implantar para os diferentes tamanhos de microfenda dos implantes de um mesmo grupo. Entretanto, a diferença foi significativa entre os dois grupos, pois a reabsorção óssea ocorreu mais acentuadamente no grupo onde os componentes não foram soldados, concluindo-se que o tamanho da microfenda não foi o fator principal para a reabsorção óssea mas sim a movimentação dos componentes.

Gratton, Aquilino e Stanford (2001) realizaram um estudo *in vitro* sobre micromovimentação na interface pilar/implante, em função da variação do torque de pré-carga aplicado ao parafuso do pilar protético, sob carga cíclica simulada. Os parafusos que receberam menor torque de pré-carga exibiram micromovimentação da interface pilar/implante significativamente maior. Concluíram que as cargas oclusais podem resultar em micromovimentos e na própria fadiga do metal, podendo ocorrer mesmo em interfaces estáveis. Sugeriram que essa micromovimentação pode contribuir para a inflamação tecidual e a falha do implante.

Quirynem, De Soete e Van Steenberghe, (2002) realizaram um estudo de revisão sobre fatores de risco de infecção e perda de implantes onde foram analisados trabalhos sobre cicatrização e perda precoce de implantes, contaminação transoperatória, instalação de implantes em sítios infectados, infecções precoces em implantes, peri-implantite, estudos em animais sobre mucosite e peri-implantite, trabalhos comparando gengivite com mucosite e periodontite com peri-implantite, estudos clínicos sobre flora subgengival em torno de implantes perdidos, estudos de tratamento de implantes contaminados, sobre susceptibilidade à periodontite e peri-

implantite, sobre fatores influenciadores da microbiota peri-implantar, profundidade de bolsa peri-implantar, rugosidade do pilar protético, tempo para exposição do implante ao meio oral, adaptação passiva de componentes, presença de corpo estranho no sulco peri-implantar e higiene oral. Foram estudados ainda trabalhos comparando peri-implantite e sobrecarga mecânica. Afirmaram que a longevidade dos implantes osseointegrados pode ser comprometida pela sobrecarga oclusal e/ou peri-implantite induzida por placa, dependendo da geometria do implante e de suas características de superfície. Afirmaram ainda que perdas precoces podem estar associadas ao fumo, qualidade do osso, doenças sistêmicas, trauma cirúrgico ou contaminação bacteriana durante a cirurgia, sobrecarga oclusal, deposição de placa, falta de adaptação passiva dos componentes, presença de gap ou microfenda. A saúde periodontal na dentição remanescente, a prevenção de bolsas peri-implantes e o uso de pilar e prótese com boa lisura de superfície são fatores preventivos à perda óssea peri-implantar. A susceptibilidade à doença peri-implantar pode variar de acordo com o tipo de implante e de sua topografia superficial.

Oh et al. (2002) realizaram estudo de revisão sobre a perda óssea precoce peri-implantar onde foram analisados trabalhos abordando trauma cirúrgico, sobrecarga oclusal, peri-implantite, presença de microfenda, distância biológica em dentes naturais e implantes e sobre a transmissão de forças na região pericervical de implantes. Relacionaram os fatores que interferem na perda óssea ao redor de implantes. Concluíram que a perda óssea no primeiro ano de função normalmente é maior do que nos anos seguintes e pode ocorrer em diversos tipos de plataformas. Ainda, que são causas possíveis de perda óssea peri-implantar o trauma cirúrgico, a sobrecarga oclusal, a peri-implantite, espaço biológico inadequado e tipo de plataforma do implante. A presença de microfenda por si só não é um fator causador de perda óssea pericervical. Relataram ainda como causas de perda óssea a microfratura do osso peri-implantar durante à instalação dos implantes ou quando submetidos à sobrecarga oclusal. As forças são concentradas em torno da região crestal quando dois materiais com diferentes módulos de elasticidade são colocados juntos. Se algum tipo de tensão excessiva (sobrecarga patológica) estiver presente na região após a instalação prótese, poderá iniciar-se uma a perda óssea nesta região.

Perriard et al. (2002) em um estudo *in vitro* sobre resistência à fadiga realizaram ensaios de carga cíclica em implantes Straumann com conexão cônica *standart* e com conexão cônica indexada por octógono. Descreveram que o sistema cone morse consiste em um tipo de encaixe bicônico entre componente protético e implante (um cone adaptado dentro de outro cone), cuja ação é iniciada a partir de um torque de aperto em um parafuso protético que une as duas partes (pilar e implante). Isto gera uma fricção estática entre as superfícies de contato da conexão interna do implante com a externa do pilar protético.

Broggini et al. 2003, realizando estudo em cães sobre o efeito do microfenda em reações inflamatórias peri-implantares, instalaram dois tipos de implantes diferentes, de duas peças (hexágono externo) e corpo único, e observaram uma maior reação inflamatória e maior reabsorção óssea nos implantes de duas peças, sugerindo que a presença do microfenda permite a passagem de fluidos na interface pilar/implante e a proliferação bacteriana, o que resulta em liberação de endotoxinas que passarão para o meio externo e desencadearão uma reação inflamatória nos tecidos peri-implantares.

Bozkaya e Muftu (2003) com o propósito de entender a dinâmica das forças de acoplamento entre implante e pilar de conexão cônica realizaram um estudo *in vitro* sobre a mecânica das conexões cônicas utilizando o cálculo de fórmula fechada para calcular a pressão de contato entre os componentes cônicos, e o método de elementos finitos para verificar a validade da fórmula. Para isto utilizaram cinco modelos de implantes, sendo um com conexão hexagonal externa (Nobel Biocare), um com conexão cônica e parafuso passante (Astra), dois com conexão cônica e pilar sólido (parafuso acoplado direto ao pilar, Ankylos e ITI), e um com conexão cônica e retenção exclusivamente friccional (Bicon). Descreveram que os sistemas de conexão Morse podem ser classificados em dois tipos: os que o encaixe do pilar intermediário à parede interna da conexão do implante se dá por meio de aperto realizado por um parafuso passante, como o sistema Ankylos® e sistema ITI®, sendo que hoje existem sistemas semelhantes de muitos outros fabricantes; e os que o encaixe se dá somente pela conicidade, como o sistema Bicon®, sendo sua conexão meramente friccional, chamados de sistema cone Morse puro. A estabilidade da interface pilar/implante é um fator de grande importância no sucesso em longo prazo de implantes dentários. As conexões cônicas apresentam-se como

um método de conexão confiável entre implante e pilar e dependem de uma grande pressão inicial de contato e da resistência friccional resultante deste, na região de acoplamento da interface pilar/implante, para estabelecer uma conexão segura e estável. Verificaram que durante a inserção do pilar ocorre uma deformação elástica e posteriormente deformação plástica. Um certo grau de deformação plástica aumenta força de extração do pilar devido ao aumento da profundidade de inserção. A profundidade de inserção ótima que proporcionou uma maior retenção do pilar foi obtida quando o implante começou a deformar-se plasticamente. Concluíram que as características mecânicas apresentadas pelas conexões cônicas, como as forças de inserção e arrancamento e a distribuição de forças pelos componentes, dependem do ângulo de conicidade, do comprimento da área de contato, diâmetros interno e externo dos componentes, da profundidade de inserção do componente, das propriedades dos materiais e do coeficiente de fricção das superfícies de contato.

Bozkaya e Muftu (2004), realizando estudo de cálculos de fórmula fechada para analisar as conexões cônicas de implantes, relataram que esses sistemas utilizam a retenção friccional mecanicamente confiável como forma de estabilização do pilar protético. Para se compreender as propriedades mecânicas da interface cônica, com ou sem parafuso foram desenvolvidas fórmulas aproximadas de forma fechada para analisar a retenção friccional cônica de três sistemas de implantes (ITI, ANKYLOS e BICON). Foram analisadas a força de inserção, a eficiência (definida como relação entre a força de extração e a força de inserção) e a profundidade de inserção crítica que provoca o início da deformação plástica. A força de inserção é dependente do ângulo de conicidade, do comprimento de contato (altura da conexão cônica), dos raios interior e exterior do implante, dos coeficientes estáticos e cinéticos de fricção e dos módulos elásticos dos materiais pilar/implante. A eficiência da retenção friccional cônica, que é definida como a razão entre a força de extração e a força de inserção, é maior do que um, para ângulos de conicidade menores que 6 graus quando o coeficiente de atrito é 0,3. Foi demonstrado que existe uma gama segura de forças de inserção. A extremidade inferior deste intervalo depende da força de extração máxima que pode ocorrer devido à oclusão nas restaurações múltiplas e à eficiência do sistema; e a extremidade superior deste intervalo depende da deformação plástica do pilar e do implante devido a retenção friccional. Foi demonstrado que a utilização de um pequeno ângulo de conicidade e um



comprimento de contato longo aumenta a segurança das forças de inserção e evitam deformações plásticas excessivas. Durante a inserção do pilar parte do trabalho realizado pela força de inserção é armazenada como energia de deformação no pilar protético e no implante. A retenção (imbricamento mecânico entre implante e pilar) é obtida a partir da deformação no implante e no pilar. As variações típicas de forças circunferenciais e radiais (ao longo da direção radial) no pilar protético e no implante ao longo do comprimento de contato são linearmente proporcionais à profundidade de inserção. Assim, existe um valor de profundidade de inserção que provoca deformação do material do implante. As fórmulas desenvolvidas a partir do desenho das conexões Morse foram utilizadas para avaliar os seus vários parâmetros e conceitos de estabilidade, sejam elas unidas por parafuso (TIS - Conexões Cônicas Unidas por Parafuso) ou meramente friccionais (TIF - Conexões Cônicas Unidas por Impacto/Bicon). Essas fórmulas demonstraram que as propriedades geométricas e materiais do sistema TIF (Bicon), retenção meramente friccional, e as propriedades dos sistemas TIS (ITI e Ankylos), conexão Morse com parafuso de retenção apresentaram parâmetros geométricos semelhantes, com exceção do ângulo de conicidade onde o sistema TIF tem o menor ângulo de conicidade. Este tipo de conexão proporciona um mecanismo de retenção mecanicamente confiável entre implante e pilar. O tipo de conexão de um implante, submetido a fatores biológicos e clínicos, tem um efeito significativo na confiabilidade da interface pilar/implante interferindo diretamente no seu sucesso em longo prazo. As forças oclusais nos pilares sobre implantes agem em direções diversas, sendo predominantemente axiais e compressivas em restaurações unitárias. Entretanto nas restaurações múltiplas a componente axial da força oclusal de tração pode chegar a uma magnitude de 450 N.

Bozkaya e Muftu (2005), realizaram estudo laboratorial utilizando análises pelo método de elementos finitos e o desenvolvimento de fórmulas analíticas e equações mecânicas com o objetivo de prever os valores de torque de inserção e de remoção do parafuso do pilar protético. Afirmaram em seu estudo que nos sistemas de conexão cônica, as roscas do parafuso protético não parecem contribuir diretamente para uma conexão estável e segura, pois, esse sistema funciona por meio da pressão de contato e da resistência friccional resultante do atrito entre os

componentes. De uma forma diferente funcionam os sistemas de hexágono externo e interno, os quais dependem exclusivamente da ação do parafuso protético.

Weigl (2004), em uma revisão de literatura, relatou o desempenho clínico do sistema cone Morse Ankylos, que esse sistema de conexão protética oferece alta resistência à flexão lateral e torque rotacional durante a função clínica, o que reduz significativamente a possibilidade de quebra ou perda do parafuso protético. Em casos de coroas unitárias sobre implantes do sistema Ankylos, concluiu que em 233 implantes, em função há pelo menos 5 anos, apenas 1.3% apresentaram perda do pilar protético, o que representa um baixíssimo índice de falhas quando comparado a outros sistemas de conexão protética.

Wennstrom et al. (2005) em um estudo clínico prospectivo avaliaram o comportamento de implantes unitários após cinco anos de função. Selecionaram 41 pacientes (23 homens e 17 mulheres) que tinham a necessidade de uma reposição unitária. Foram instalados um total de 45 implantes com sistema conexão cônica (Astra Tech ST-implants) sendo 40 em maxila e cinco em mandíbula, instalados em dois estágios cirúrgicos. Os pilares foram instalados após um período entre 3 e 6 meses após a cirurgia de instalação dos implantes. Provisórios em acrílico foram instalados após a reabertura e instalação do pilar e em seguida foi dada a sequência de confecção de coroas cerâmicas cimentadas. Exames clínicos e radiográficos foram realizados imediatamente após a instalação das coroas e anualmente após a conclusão do tratamento protético durante um período de 5 anos de acompanhamento. Os sítios dos implantes e dos dentes adjacentes foram avaliados quanto à profundidade de sondagem e presença de sangramento, e em casos positivos os sítios foram tratados cuidadosamente e as restaurações foram polidas com taças de borracha e pastas de polimento. Os resultados demonstraram uma taxa de sobrevivência de 97,4% e baixa incidência de complicações técnicas foi encontrada. A alteração média do nível ósseo durante o primeiro ano foi de 0,06 mm e após 5 anos foi de 0,14 mm sendo que apenas um implante obteve perda óssea maior que 2,3 mm sendo então considerado como falha, de acordo com a classificação de Albrektsson & Isidor 1994 para implantes unitários. Não houve diferença estatisticamente significativa de perda óssea entre pacientes fumantes e não fumantes. Além da falha com a perda de integração de um implante, um total de quatro incidências (em três pacientes) de complicações técnicas ocorreram durante

os 5 anos de observação. Em dois pacientes houve por uma única vez afrouxamento do parafuso de retenção do pilar. Um durante o primeiro ano após a instalação da coroa e outro depois de 4 anos e meio em função. Nesses casos as coroas foram avaliadas, os parafusos reapertados e as mesmas mantidas. Apenas um paciente teve duas incidências de afrouxamento do parafuso de retenção do pilar, entretanto neste caso o implante foi perdido.

No propósito de avaliar o comportamento dinâmico da interface pilar/implante em diferentes tipos de conexão Zipprich et al., 2007, realizaram um estudo laboratorial onde foram simuladas cargas mastigatórias recebidas por um implante em função. Para isso foram selecionados nove sistemas de implantes de diferentes conexões (SIC, Nobel Biocare, Camlog, Friadent, Straumann, Bego-Semados, Straumann, Ankylos e Astra) e confeccionadas cinco amostras de cada sistema com pilar, montados em um modelo de resina com módulo de elasticidade semelhante ao osso humano. Os pilares foram unidos aos implantes montados no bloco de resina aplicando-se o torque recomendado pelos respectivos fabricantes. Foram confeccionados infraestruturas de alumínio especialmente para o propósito e foram cimentados sobre os pilares e aplicadas cargas de 50 N, 100 N, 150 N e 200 N sobre as amostras em um ângulo menor que 30° em relação ao longo eixo do implante na região dos componentes protéticos. Os espécimes foram expostos a uma incidência de raios-x constante e divergente para capturar dinamicamente micromovimentos entre o implante e componente protético que foram registrados por uma câmera digital de alta velocidade. Das cinco amostras investigadas por sistema de implante, em duas foi feita uma ampliação de visão geral e em três uma ampliação em detalhes das imagens. O tamanho da fenda por sistema de implante foi obtido por meio da média entre as fendas visualizadas nas três ampliações detalhadas. Em todas as conexões planas foram observadas microfendas, independente do sistema, mas no sistema SinOcta da Straumann foi encontrado ao carregamento das amostras com uma carga de 100 N uma microfenda de 36 µm. Não foram encontrados microfendas nem micromovimentos nas conexões cônicas dos implantes Astra-Tech e Ankylos, mesmo sob cargas de 200 N. As imagens do sistema Straumann com pilar sólido registraram incongruência entre as superfícies do pilar e do implante apresentando uma faixa de contato estreita e que acontecia apenas na base do cone Morse. Isto impede o autosselamento da conexão,

permitindo uma inclinação do pilar quando é submetido à ação de forças axiais extras. Implantes e pilares podem ser unidos por um parafuso que é responsável pela aproximação das superfícies de contato unindo-os sob pressão. Este processo cria uma fricção estática entre os componentes sendo que o nível dessa fricção depende da área de contato entre as partes e da proporção das forças atuantes perpendicularmente ao seu plano. Devido à geometria cônica da conexão e a pressão imposta pelo parafuso essas superfícies cônicas se encaixam perfeitamente sem que ocorram espaços entre as partes criando um contato friccional positivo, ou seja, foi provocada uma microexpansão elástica na conexão do implante e a recuperação elástica do material expandido que ocorre, é que manterá o nível de atrito estático entre os dois componentes. Se o parafuso de conexão fosse removido, o atrito estático ainda criado pela restauração iria impedir o movimento relativo dos dois componentes. Este fenômeno é conhecido como o efeito de autosselamento. Ele impede que os componentes ligados se desprendam prontamente, e também evita micromovimentos entre os componentes. É sugerido que esses micromovimentos podem funcionar como um efeito de bombeamento ejetando o biofilme presente nos microespaços entre o componente protético e o implante para os tecidos adjacentes, resultando em reações inflamatórias na região peri-implantar. Afirmaram também que o imbricamento mecânico entre pilar e implante dependerá, entre outros fatores, do ângulo da conexão, da carga inicial do parafuso de conexão e da área de contato da conexão. Mesmo que o torque do parafuso de conexão permaneça o mesmo, conexões com maiores ângulos e conseqüentemente mais curtas estão associadas a uma pressão de contato progressivamente maior entre as superfícies cônicas da conexão, dificultando o assentamento entre as peças e gerando conexões com menor autosselamento. Conseqüentemente, o efeito de autosselamento aumenta à medida que o ângulo da conexão diminui. Conexões mais curtas e com maior ângulo tem menor estabilidade em relação a conexões mais longas e com ângulos menores quanto submetidos a cargas laterais. Implantes e pilares podem ser unidos por um parafuso que é responsável pela aproximação das superfícies de contato unindo-os sob pressão.

Coppedê et al., 2009a em um estudo in vitro utilizando 68 implantes com conexão cônica divididos em quatro grupos onde grupos 1 e 3 receberam pilares sólidos e grupos 2 e 4 pilares com parafuso passante. Nos grupos 1 e 2 os pilares eram

instalados e desinstalados e os torques de aperto e desaperto dos parafusos mensurados. Nos grupos 3 e 4 os pilares foram instalados, o torque de aperto inicial mensurado, depois passaram por um carregamento cíclico e seus parafusos removidos, medindo-se então o torque de desaperto. Repetiram este processo por 10 vezes. No grupo 4 além do torque de desaperto (Sub-grupo 4a) foi medido o torque de remoção do pilar (Sub-grupo 4b) pois os mesmos encontravam-se presos ao implante por imbricamento mecânico. A perda de torque foi maior nos grupos 4a e 2 (mais de 30% de perda), seguido pelo grupo 1 (10,5% de perda), grupo 3 (perda de 5,4%) e grupo 4b (39% de ganho de torque). Todos os resultados foram significativamente diferentes. À medida que o número de ciclos de inserção / remoção aumentaram, os torques de remoção foram mais baixos. Concluiu-se que o carregamento mecânico aumentou o torque de remoção dos pilares carregados em comparação com os pilares não-carregados, e os valores de torque de remoção diminuíram conforme o número de ciclos de inserção / remoção aumentou. No sistema de conexão cônica as peças são unidas por uma sobreposição de cones e apresenta melhores propriedades mecânicas dentre elas o melhor ajuste pilar/implante, menor infiltração bacteriana, menor perda óssea peri-implantar, melhor estabilidade mecânica do pilar, minimizando a ocorrência de micro-movimentos, resultando em uma redução no índice de afrouxamento e fratura dos parafusos, contribuição para uma fixação anti-rotacional e maior resistência do conjunto pilar/implante. O carregamento cíclico aumentou o torque de remoção em relação aos pilares não carregados. Isto pôde ser observado nos pilares com parafuso passante.

Coppedê et al., 2009b realizaram estudo in vitro com a finalidade de avaliar deformação máxima e a resistência à fratura de implantes com conexão hexagonal interna e de conexão cônica quando submetidos à carregamento oblíquo. Utilizaram vinte conjuntos pilar/implante, 10 com conexão do tipo hexágono interno e pilar com parafuso passante e 10 com conexão cônica e pilar sólido. A força de deformação máxima para os implantes de conexão cônica ( $90,58 \pm 6,72$  kgf) foi estatisticamente superior à dos implantes com conexão hexagonal interna ( $83,73 \pm 4,94$  kgf) ( $p=0,0182$ ). A força necessária para a fratura dos implantes com conexão hexagonal interna foi de  $79,86 \pm 4,77$  kgf. Nenhum dos implantes de conexão cônica fraturou. Implantes com conexão cônica demonstraram superioridade quando comparados

com os de conexão interna no que diz respeito à resistência mecânica da interface implante/prótese quando submetidos à cargas oblíquas, tanto para deformação máxima quanto para a fratura. Sua capacidade de aproximação entre pilar e implante é tão efetiva que o comportamento dessa estrutura é equivalente a uma estrutura de corpo único.

Mangano et al. (2010) realizaram um estudo clínico prospectivo envolvendo 307 implantes unitários com conexão cônica onde avaliaram a incidência de afrouxamento do pilar protético, a taxa de sobrevivência e o sucesso do implante/coroa. Durante 4 anos os implantes foram acompanhados e avaliados, sendo que cinco implantes foram perdidos e classificados como perda precoce, alcançando um índice de sucesso de 98,4%. Avaliando-se o índice de sucesso coroa/implante concluiu-se que duas coroas afrouxaram durante o primeiro ano de acompanhamento, representando 0,66% das amostras. Não foram relatadas outras complicações protéticas relacionadas à conexão pilar implante. As alterações dos tecidos de suporte foram mínimas, com uma perda óssea média de 0,90 mm a 1,14 mm do primeiro ao quarto ano respectivamente.

Mangano et al. (2011) relataram um estudo retrospectivo cujo objetivo foi avaliar a taxa de sobrevivência, o sucesso implante/coroa e as complicações protéticas de implantes com conexões cônicas de 2549 implantes em um período de 6 anos. Anualmente os pacientes eram chamados e passavam por uma avaliação clínica e radiográfica. Além disso, parâmetros protéticos também foram avaliados. Foram confeccionadas e avaliadas próteses parciais fixas (462); próteses totais sobre implantes (60); coroas simples (531); e sobredentaduras (93). Os implantes e próteses apresentaram uma taxa de sobrevivência de 98,23% (97,25% maxila, mandíbula de 99,05%). O sucesso implante-coroa foi de 92,49%. Foram relatadas complicações protéticas na interface pilar/implante (0,37%). Após 6 anos, a distância média entre o plataforma do implante e o primeiro contato do osso visível foi de 1,10 mm (- 0,30 mm). Os autores concluíram que o uso de conexão cônica proporcionou alta resistência às forças de flexão e de rotação durante a função clínica e reduziu o risco de afrouxamento do pilar no implante, proporciona uma incidência muito baixa de falhas protéticas e de complicações biomecânicas na interface pilar/implante. A alta estabilidade mecânica dos implantes de conexão cônica reduz

significativamente as complicações protéticas (com uma porcentagem de afrouxamento do pilar de 0,37%).

Meleo et al. (2012) realizaram estudo *in vitro* com implantes de conexão cônica utilizando a técnica da microtomografia. Foram utilizadas três amostras de implantes com pilar, um Ankylos (pilar com parafuso passante), um Straumann (pilar com parafuso passante) e um Bicon (pilar sólido). Os pilares foram posicionados e as amostras analisadas por um microtomógrafo. Na amostra Ankylos foi encontrada uma altura de contato de 1,7 mm, um diâmetro de 1,2 mm e uma superfície de contato de 13,55 mm<sup>2</sup>. Na amostra Straumann foi encontrada uma altura de contato de 0,5 mm, um diâmetro de 1,4 mm e uma superfície de contato de 5,08 mm<sup>2</sup>. Para a amostra Bicon foi encontrada uma altura de contato de 2,7 mm, um diâmetro de 1,0 mm e uma superfície de contato de 17,32 mm<sup>2</sup>. A Microtomografia de Raios-x apresenta características ideais de uma microscopia 3D: a possibilidade de investigação de um objeto em condições naturais, sem qualquer tipo de preparação ou alteração; não invasiva, não destrutiva e uma suficientemente magnificada reconstrução 3D; uma medição confiável em dados numéricos da estrutura interna (morfologia, estrutura e ultraestrutura). Este estudo apresenta aplicações da micro-CT na implantodontia possibilitando observar características microscópicas das interfaces dos pilares sobre os implantes.

Rack et al. (2013) realizaram estudo *in vitro* sobre a estabilidade de pilares protéticos de implantes com conexões cônicas, em sistemas de duas peças (implante e pilar com parafuso passante). Para isso utilizaram amostras virgens e amostras carregadas em um simulador de cargas. Todas as amostras foram analisadas por meio de uma técnica que utiliza Radiografia de Alta Resolução Baseada em Síncrotron em combinação com Raio-x com alto contraste de fase que possibilita a visualização do microfenda entre implante e pilar e medir o seu tamanho. Foram utilizados implantes comercialmente disponíveis com três tipos de conexões cônicas (Ankylos C/X, Ankylos Plus e Straumann Bone Level). As imagens foram tomadas e comparadas em pares de implantes, implante novo e implante com carregamento de fadiga (5 milhões de ciclos com cargas de 12 N a 120 N, em uma frequência de 15 Hz e inclinação de 30°). Antes do carregamento dinâmico foram realizadas as primeiras tomadas e verificou-se microfendas de 0,1 µm a 11 µm. Pelas imagens foi possível medir a altura da zona de contato entre pilar e implante e

medir o ângulo da conexão. Posteriormente foram aplicadas cargas axiais estáticas de 30 N a 90°, de 100 N a 90° e de 200 N a 30° e suas respectivas imagens foram tomadas. Após o carregamento verificou-se microfendas de 0,1  $\mu\text{m}$  a 31  $\mu\text{m}$  sendo que a maior microfenda foi encontrada no implante Ankylos Plus. Foram encontradas fissuras na região cervical do implante de uma das amostras. Neste estudo, a conexão cônica plana de 16°, com o implante Straumann Bone Level mostrou maior resistência (ou seja, o aumento no microfenda foi menor) às cargas aplicadas em um ângulo de 30° do que o ângulo da conexão de 5,7° (implantes Ankylos), sugerindo que o ângulo da superfície do implante cônico influencia a resistência à aplicação da carga. Nos implantes com conexão cônica de menor ângulo havia formação de fenda na região cervical da conexão, porém não havia fenda em sua região mais apical. Diferentemente disto, no implante Bone Level, com ângulo de 16° na conexão, não houve formação de fenda nos carregamentos com 30° de inclinação, porém nos carregamentos horizontais com carga de 200 N a fenda apresentada foi uniforme, ou seja, no lado onde a força foi aplicada houve uma total ausência de contato entre pilar e implante. Os resultados deste estudo mostram que as microfendas existem nos implantes com conexão cônica utilizados, com ou sem aplicação de carga. Além disso, o carregamento cíclico aumentou essa microfenda nos sistemas avaliados. Os autores sugerem que o comprimento da conexão parece não influenciar no grau de micromovimentação, entretanto determinou o modo de formação do microfenda. A anulação do movimento do pilar quando o mesmo é submetido a uma força externa ocorre por meio do seu contato com o implante. A localização deste contato depende do ângulo da conexão e da extensão do contato entre implante e pilar. Não existe uma interface à prova de infiltração de fluidos, com um total contato entre as superfícies do implante e pilar, pois em peças maquinadas a usinagem das peças metálicas deixa microrrugosidades, rebarbas e irregularidades na superfície de encaixe entre implante e pilar tornando o contato completo improvável. Havia uma amostra virgem (sem carregamento cíclico) do sistema Ankylos c/x que apresentou uma microfenda excepcionalmente grande (11  $\mu\text{m}$ ). (Isto pode representar uma falha na linha de produção. Este estudo demonstrou um impacto prejudicial do carregamento cíclico com força média (120 N) em implantes de diâmetro estreito. Além disso, todas as conexões cônicas dos pilares investigados mostraram uma microfenda contínua, independentemente do seu desenho e a quantidade de força aplicada. A resistência



mecânica do pilar à micromovimentação parece estar relacionada ao ângulo da conexão pilar/implante.

Schmitt et al. (2014) relataram que as características geométricas das conexões cônicas podem levar a um melhor comportamento a longo prazo do que comparado a sistemas não cônicos. Eles realizaram uma ampla revisão sistemática com o objetivo de comparar conexões cônicas com conexões não-cônicas. Para o trabalho os autores seguiram os padrões da Declaração de Relatórios Preferenciais para Revisão Sistemática e Metanálises, as recomendações do Manual Cochrane de Revisões Sistemáticas e as diretrizes da literatura para se realizar uma revisão sistemática. Foram comparados resultados de pesquisas *in vitro* e *in vivo*. Os aspectos observados *in vitro* foram para analisar se as conexões cônicas (Morse) apresentam melhores performances no quesito selamento da interface pilar/implante e sobre influência de carregamento mecânico em relação às não cônicas. Nos estudos *in vivo* foram feitas as comparações entre conexões cônicas (Morse) com conexões não-cônicas a respeito da perda óssea marginal e sobrevivência dos implantes. Os critérios gerais de seleção adotados foram: publicação em periódico internacional revisada por pares; estudos publicados em inglês; publicações com menos de 15 anos. Critérios adicionais para os estudos *in vitro*: estudos com no mínimo dois grupos sendo um com conexão cônica e o outro com conexão cônica ou conexão não-cônica; estudos investigando o selamento pilar/implante (formação de microfenda e infiltração bacteriana); estudos analisando a performance da estrutura pilar/implante sob influências de cargas (em especial perda de pré-carga e torque, resistência à fadiga de carga, momento de flexão e resistência à carga máxima e distribuição de forças dentro e ao redor da interface pilar/implante respeitando a configuração pilar/implante.). Para os estudos *in vivo* os critérios de inclusão foram: estudos comparativos (animais e humanos) com pelo menos dois grupos, sendo um com conexão cônica e o outro com conexão não cônica; ensaios clínicos comparativos prospectivos com acompanhamento mínimo de 12 meses; estudos sobre as alterações do nível do osso marginal e taxas de sobrevivência dos implantes. Os autores concluíram que para estudos *in vitro* nenhuma conexão apresenta 100% de selamento bacteriano, mas as evidências demonstram que as conexões cônicas são muito superiores. Conexões cônicas apresentam maior resistência à perda de torque do que os outros sistemas. Conexões cônicas tem

maior resistência à fadiga e à flexão máxima. Conexões cônicas apresentam menor transmissão de força ao parafuso de fixação do pilar do que aos sistemas hexagonais externos e são comparáveis aos internos. A geometria da interface pilar/implante parece ser um fator de influência para a transmissão de forças ao redor do implante. Para os estudos *in vivo*: para sucesso e sobrevivência dos implantes os sistemas de conexão cônico e não-cônico são comparáveis. Na maioria dos casos os sistemas de conexão cônicos apresentam uma perda óssea marginal menor, melhor encaixe entre implante e pilar, melhor estabilidade e melhor selamento bacteriano. Essas características geométricas podem levar a um melhor comportamento a longo prazo do que comparado a sistemas não cônicos.

Em estudo *in vitro* sobre microinfiltração em implantes com conexão cônica Silva-Neto et al. (2014) utilizaram 48 amostras de implantes (Neodent, 3.75 x 11.5 mm) sendo a metade com pilares sólidos e metade com pilar e parafuso passante, devidamente posicionados, com torque recomendado e divididos em seis grupos. Os implantes foram imersos em soluções bacterianas em diversos volumes sob condições estáticas. Após um período de 7 dias realizaram cultura das amostras após remoção os pilares dos implantes. Não houve crescimento bacteriano em nenhuma das amostras.

Sahin e Ayyildiz (2014) realizaram um estudo *in vitro* com três tipos de conexões de implantes (Hexágono Interno com pilar de Titânio, Hexágono Interno com pilar de Zircônia e Cone Morse com pilar de Titânio), para investigar a relação entre microinfiltração e afrouxamento do parafuso protético. Considerando que a formação de microfenda leva à infiltração e posterior proliferação bacteriana e como consequência a formação de subprodutos decorrentes de sua atividade biológica o que tornam as superfícies escorregadias, favorecendo o deslocamento do componente e do parafuso, levando ao afrouxamento do mesmo. Foi aplicado um torque de 25 N em cada amostra, determinado o tamanho do microfenda por meio do método de injeção de fluido modificado, e depois medido o torque de remoção. Algumas amostras tiveram que ser reapertadas. Entretanto os torques de remoção dos parafusos tiveram uma redução de 9,4%. De acordo com os resultados do estudo, pode-se especular que a microinfiltração, através das roscas do parafuso e do implante e também nas superfícies da conexão pilar/implante, pode provocar o afrouxamento do parafuso. Estes dois fatores apresentaram correlação estatística

forte (0,65), o que significa que um aumento da microinfiltração entre as superfícies pode induzir o afrouxamento do parafuso. Os valores do torque de remoção diminuem proporcionalmente ao aumento da microinfiltração.

Goiato et al. (2015) realizando uma revisão sistemática descreveram que sistemas de implantes com conexões internas ou externas apresentam características mecânicas, biológicas e estéticas diferentes e todas elas tem taxas de sobrevivência e sucesso aceitáveis, porém quando a manutenção da crista óssea é um fator de importância as conexões internas oferecem melhor resposta. As conexões do tipo cônicas são mais eficientes frente aos aspectos biológicos, apresentando menos colonização bacteriana em implantes unitários. Além disto, este tipo de conexão pode ser indicado para próteses parciais fixas e overdentures devido ao fato de apresentarem uma alta estabilidade mecânica.

Com o intuito de ilustrar o valor das técnicas de imagens por meio do uso da Microtomografia Computadorizada (micro-CT) na determinação de possíveis causas mecânicas para falhas de implantes dentários, Narra et al. 2015 removeram 8 amostras de implantes dentários perdidos de pacientes selecionados aleatoriamente em pacientes da Unidade Oral e Maxilofacial do Hospital Universitário de Tampore, Finlândia. As amostras foram levadas a um microtomógrafo. O equipamento funciona por meio de uma unidade de detecção que consiste em um cintilador no qual os raios-x de entrada são convertidos em fótons e recolhidos pelo módulo de lente óptica subsequente para magnificação. Dependendo dos requisitos de resolução, maior ou menor magnificação pode ser selecionada, assim como na microscopia de luz padrão. As seções tomográficas são capturadas e unidas para formar imagens. As amostras eram feitas de titânio, material altamente denso, e o microtomógrafo usa seções transversais muito pequenas, o que possibilita que fontes de baixa intensidade de radiação sejam capazes de produzir imagens em alta qualidade. Todas as imagens das amostras foram realizadas com uma ampliação de 4X o que representa uma resolução de imagem (tamanho de pixel) de 5 µm a 6 µm. Apesar do aparelho utilizado ser capaz de realizar resoluções mais finas (de 0,7 µm de tamanho de pixel) a resolução de 5 µm a 6 µm foi suficiente para se atingir o objetivo do trabalho. Todas as imagens obtidas foram reconstruídas em 3D por meio de um software do próprio microtomógrafo. As imagens obtidas foram analisadas por dois engenheiros e um cirurgião bucomaxilofacial. A avaliação visual teve como

prioridade encontrar os danos sofridos pelos implantes removidos, com especial atenção para os desgastes abrasivos nas roscas dos parafusos, fraturas de material, detritos de metal e entalhes na superfície das peças. As imagens revelaram detalhes morfológicos da superfície dos implantes quase que totalmente livre de artefatos e sem que as amostras fossem destruídas. Foi possível identificar nas amostras 1 e 2 traços de abrasão, desgaste excessivo da estrutura, entalhes, cavidades, arranhões superficiais e profundos na área de encaixe (contato) entre implante e pilar e pequenas deformações plásticas. O implante 3 apresentou deformação plástica na forma de entalhes no pescoço do implante e continha um parafuso fraturado. A amostra foi removida com o osso peri-implantar intacto e o mesmo apresentou uma estrutura lamelar bastante densa, com forte contato ósseo-implante e pequenos vazios. O implante 4 apresentou fratura na região cervical e várias deformações plásticas na superfície externa do implante. Um material desconhecido foi encontrado no eixo do parafuso do pilar remanescente. Nenhuma microfissura foi encontrada no corpo do implante. O tecido ósseo circundante apresentou um fraco contato com o implante e com grandes espaços vazios. O implante 5 apresentou traços de abrasão, desgaste excessivo da estrutura, entalhes, cavidades, arranhões superficiais e profundos na superfície externa do implante. Duas microfissuras foram vistas na área de microrroscas do implante. As rachaduras iniciadas a partir da superfície externa e seguiam para o interior do implante. Os implantes 6 a 8 apresentaram desgaste excessivo da estrutura, dentes, cavidades, arranhões superficiais e profundos na área da conexão pilar/implante. Essas falhas são a indicação de que pode não ter ocorrido um assentamento adequado do pilar, conseqüentemente sendo submetido a um excesso de cargas não axiais. Esses desajustes podem ter como origem uma falta de precisão na maquinação dos implantes e componentes, torque excessivo durante a inserção do pilar provocando distorção ou adaptação inadequada entre as peças. Relataram que um carregamento incorreto ou excessivo de qualquer tipo, que tenha como causa a incompatibilidade do parafuso ou a aplicação de excesso de torque tornam os implantes e os componentes sujeitos a forças adicionais. Porém os implantes podem ter uma certa tolerância às mesmas devido às suas propriedades físicas, como exemplo a sua ductibilidade, entretanto às custas da fadiga do metal. No entanto, quando ocorrem movimentos cíclicos prolongados, podem ocorrer microfissuras e fraturas do implante, como foi encontrado nas amostras examinadas. Essas fissuras

podem ter sido a causa da falha dos implantes. Os autores concluíram que o uso da técnica da Microtomografia Computadorizada 3D apresenta-se como uma técnica confiável e eficaz para análise morfológica de implantes e pilares, produzindo imagens nítidas, detalhadas e quase ausentes de artefatos produzindo imagens tridimensionais de uma maneira não-destrutiva, que fornecem dados para se compreender melhor as causas para possíveis falhas.

Donati et al. (2016) realizaram uma avaliação prospectiva clínica e radiográfica de 45 implantes unitários com conexão cônica instalados em dois estágios por um período de 12 anos. Os implantes foram instalados em protocolo de dois estágios em 40 pacientes com necessidade de reposição de elementos unitários. Após concluído o tratamento protético foram realizados exames clínicos e radiográficos anualmente até os cinco primeiros anos em função. Após 12 anos em função, os pacientes foram reavaliados clínica e radiograficamente. Os parâmetros avaliados foram dor na região do implante, mobilidade, presença de placa, mucosite e profundidade clínica de sondagem. As radiografias dos implantes foram realizadas pela técnica do paralelismo e analisadas pelo mesmo radiologista em todas as avaliações, onde se media a distância entre a plataforma do implante e o nível ósseo em contato com o implante nas regiões mesial e distal. Dos 40 pacientes, nove abandonaram o estudo, sendo que um perdeu o implante dois anos e meio após a instalação, dois faleceram e seis descontinuaram os exames devido à localização geográfica. Permaneceram no estudo 31 pacientes com 35 implantes (29 na maxila e 6 na mandíbula). Três implantes tiveram peri-implantite, três tiveram afrouxamento de parafuso de retenção e duas coroas tiveram pequenas fraturas. A perda óssea média nos implantes foi de 0,47 mm ( $\pm 1,72$ ) em um período de 12 anos de avaliação.

Com a finalidade de estudar o risco potencial de invasão bacteriana dentro da microfenda na interface pilar/implante Koutozis, Gadalla e Lundgren, 2016 realizaram um estudo *in vitro* utilizando um modelo de carregamento dinâmico em implantes de conexão cônica com plataforma protética inclinada e implantes de conexão cônica com plataforma protética convencional. Os implantes foram divididos em dois grupos: Grupo 1: com 20 implantes com plataforma protética inclinada; Grupo 2: com 20 implantes com plataforma protética convencional. Todos os

implantes foram inseridos em um modelo de resina acrílica e em cada implante de ambos os grupos foi instalado um pilar pré-fabricado de titânio com um torque de 25 N, seguindo a orientação do fabricante. Esses pilares foram conectados em ambiente estéril. Todas as amostras foram colocadas parcialmente imersas em uma solução bacteriana que cobriu toda a interface pilar/implante. Todas as amostras foram levadas a um simulador de mastigação onde receberam cargas dinâmicas de 160 N e com 30° de angulação em relação ao eixo axial, por 500.000 ciclos a 1 Hz de frequência. Após o experimento os pilares foram desconectados dos implantes, em condições estéreis, e realizadas coletas microbianas na região de conexão do pilar utilizando-se esfregaços de algodão. Os resultados obtidos nas culturas demonstraram que existe risco de invasão bacteriana na microfenda sob condições de carregamento cíclico *in vitro* tanto para os implantes cone Morse convencionais (com plataforma protética plana) quanto nos implantes com plataforma protética inclinada.

Scarano et al. (2016) realizaram estudo *in vitro* em implantes utilizando a técnica da microtomografia 3D, onde selecionaram 40 implantes, que foram divididos em 4 grupos de 10 implantes, sendo o Grupo I composto por 10 implantes De Bortoli com conexão hexagonal interna, Grupo II com 10 implantes De Bortoli com conexão cônica, Grupo III com 10 implantes Ankylos com conexão cônica e Grupo IV com 10 implantes Nobel Replace com conexão trilobular. O objetivo do trabalho foi encontrar espaços e fendas ao longo da conexão e medir a altura do contato entre pilar e implante. Além disso, foi possível visualizar as estruturas das amostras em 3D, o que não é possível em técnicas radiográficas convencionais e nem no escaneamento com microscopia eletrônica. No Grupo I, De Bortoli HI, foram encontrados microfendas e diversos espaços vazios. No Grupo II, De Bortoli conexão cônica, não foram encontrados microfendas nem desadaptações, sendo a altura da conexão cônica de 3.305 mm. No Grupo III, Ankylos, não houve separação detectável entre implante e pilar, não se observando microfendas nem desadaptações. A altura da conexão cônica foi de 1.798 mm. No Grupo IV, Nobel Replace com conexão trilobular, foi detectada uma pequena faixa de contato de 0.560 mm entre implante e pilar, mas sem desadaptações. Entretanto muitos espaços vazios foram detectados nas áreas internas da conexão. Microinfiltrações entre pilar e implante podem ocorrer em quaisquer sistemas de implantes ou tipos

de conexão. A presença de um microfenda pode ser devido à usinagem imprecisa das peças componentes ou por forças de torque excessivas durante a inserção do pilar com distorção do percurso de assentamento. A colonização bacteriana das microfendas e das cavidades internas tem sido correlacionada com uma má adaptação dos componentes. Além disso, a presença de microfenda pode provocar uma má distribuição de forças entre pilar e implante, podendo afetar o osso circundante, partes dos implantes e componentes protéticos. Concluíram que conexões cônicas do tipo cone Morse apresentam um comportamento biomecânico e estabilidade melhores do que outros tipos de conexões planas e apresentaram um contato absoluto, sem espaços entre pilar e implante.

Apesar de já estar sendo usado há algum tempo ainda existem poucos estudos de imagem relacionados à biomecânica do sistema de conexão cônica, especificamente na interface implante e componente protético. Sendo assim torna-se adequada a avaliação de sistemas de conexão cônica, e as diferenças de geometria da área de superfície de contato entre pilar e implante quando o pilar é instalado.

### 3 OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi avaliar a conexão cônica de 3 sistemas de implantes quanto:

1 – Ao Ângulo, à Altura, ao Diâmetro na porção mais cervical e à Área de contato;

2 – Ao efeito da inserção do pilar protético no Ângulo, na Altura, no Diâmetro e na Área de contato disponível;

3 – À Área de contato efetivo pilar/implante.



## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

Foram selecionados três sistemas de implantes com conexão protética cônica e pilares indexados retos com parafuso passante da mesma marca comercial. Foram formados 3 grupos de 06 conjuntos pilar/implante protético (Tabela 1):

**Tabela 1: Relação dos sistemas de implantes utilizados, características dos implantes e dos pilares utilizados para cada marca comercial avaliada (dados fornecidos pelos fabricantes):**

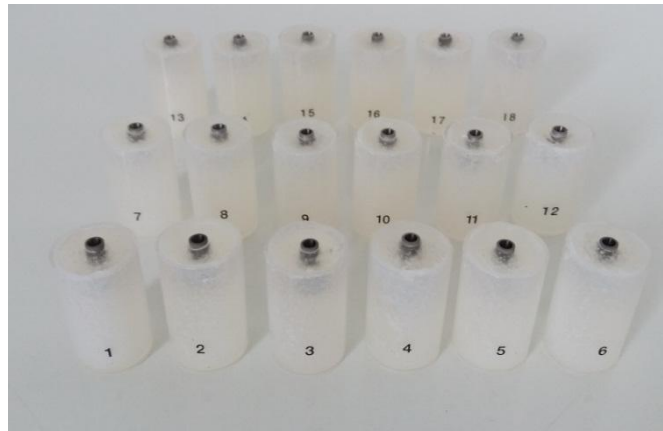
GRUPOS	FABRICANTE	MODELO DO IMPLANTE	DIÂMETRO DO IMPLANTE	PILAR PROTÉTICO	TORQUE APLICADO	ANGULAÇÃO DA CONEXÃO	ALTURA DA CONEXÃO
Grupo 1	ANKYLOS (DEU)	C/X	3,5 mm	Reto Standard com Index e Parafuso Passante	15 N	5,7°	2,35 mm
Grupo 2	SIN (BRA)	Strong SW Morse	3,5 mm	Reto Standard com Index e Parafuso Passante	20 N	8°	2,00 mm
Grupo 3	TITANIUM FIX (BRA)	Black Fix	3,5 mm	Reto Standard com Index e Parafuso Passante	20 N	11°	2,50 mm

Com o auxílio de um delineador os implantes foram incluídos em posição vertical em uma forma cilíndrica com resina acrílica autopolimerizável, para se evitar movimentos e artefatos radiográficos (Figura 1).



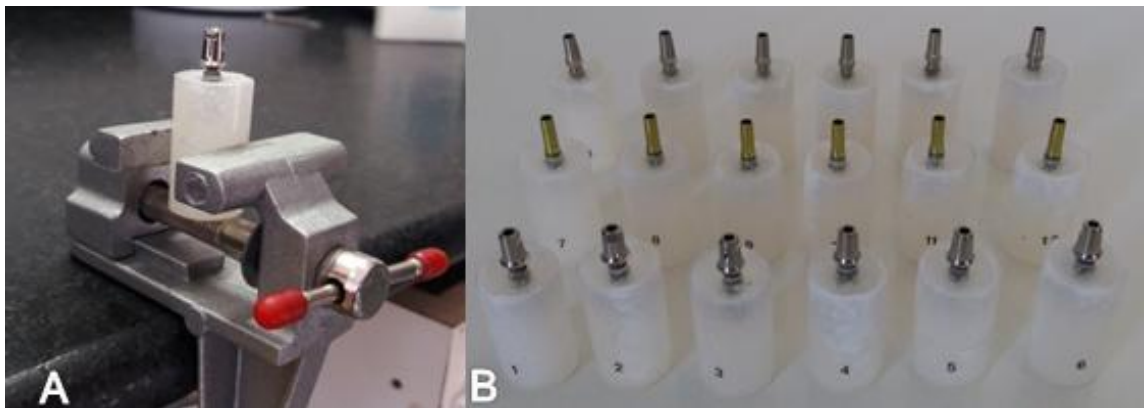
**Figura 1: Inclusão do implante na forma cilíndrica com resina acrílica com auxílio de um delineador.**

Em seguida foram enviados para a primeira análise tomográfica (T1) (Figura 2).



**Figura 2:** Implantes posicionados na forma cilíndrica e prontos para a primeira análise tomográfica.

Utilizando um minitorno para estabilizar os implantes, os pilares protéticos foram então posicionados nos implantes até o seu assentamento e o torque de aperto no parafuso foi aplicado de acordo com a carga recomendada por cada fabricante (Figura 3). Em seguida cada amostra (conjunto pilar/implante) foi submetida à segunda análise tomográfica (T2).

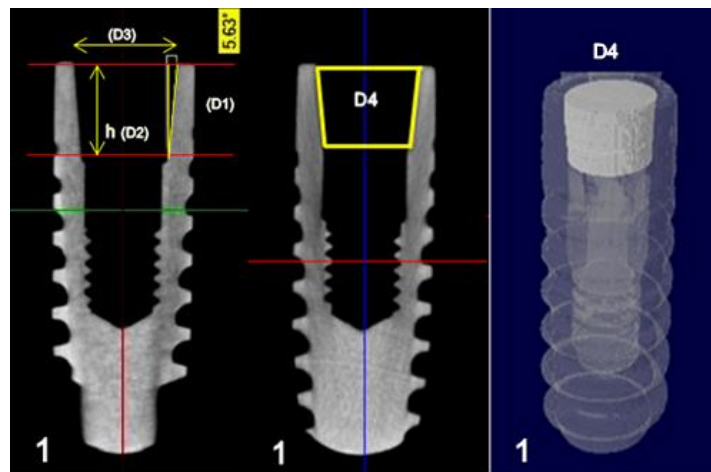


**Figura 3:** A - Cilindros fixados em um mini torno para aplicação do torque no pilar. B - Amostras com pilares posicionados prontos para a segunda análise.

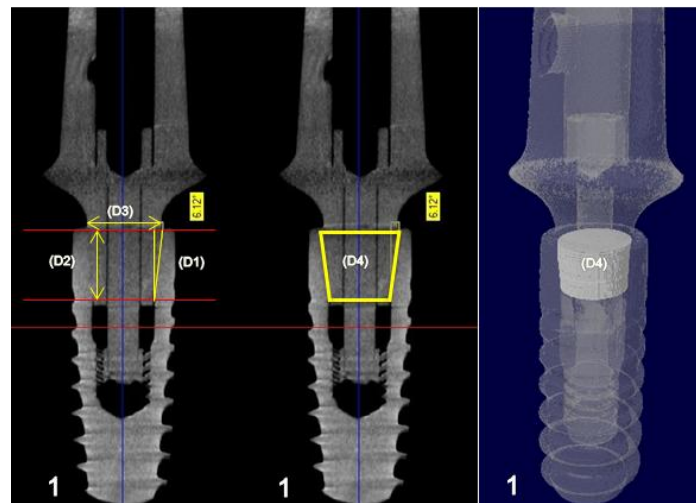
Os dados analisados em cada amostra estão descritos na Tabela 2 e ilustrados nas Figuras 4 e 5:

**Tabela 2: Dados analisados por meio das microtomografias realizadas em todas as amostras em T1 (sem pilar) e T2 (com pilar):**

Momento 1 (T1)	Descrição do Dado	Momento 2 (T2)	Descrição do Dado
Dado 1/T1	Ângulo (°) das paredes internas da conexão cônica do implante.	Dado 1/T2	Ângulo (°) das paredes internas da conexão cônica do implante.
Dado 2/T1	Altura (mm) da conexão cônica do implante disponível para contato.	Dado 2/T2	Altura (mm) da conexão cônica em contato pilar/implante.
Dado 3/T1	Diâmetro (mm) interno da conexão cônica na porção mais cervical.	Dado 3/T2	Diâmetro (mm) interno da conexão cônica na porção mais cervical.
Dado 4/T1	Área (mm <sup>2</sup> ) da conexão cônica disponível do implante.	Dado 4/T2	Área (mm <sup>2</sup> ) da conexão cônica em contato pilar/implante.
		Dado 5/T2	Área (mm <sup>2</sup> ) da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante.

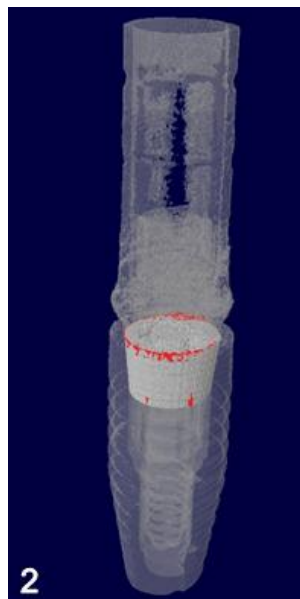


**Figura 4: Dados D1, D2, D3 e D4 sem pilar (T1).**



**Figura 5: Dados D1, D2, D3 e D4 com pilar (T2).**

Para a análise do dado 5 (Área da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante) foi utilizado um programa do próprio fabricante do tomógrafo, o CTan (CT-Analyzer) que é capaz de realizar uma reconstrução 3D e calcular tanto a área de contato total como todas as áreas em que há ausência de contato entre implante e pilar protético e não são visualmente perceptíveis, calculando qual é a área de contato efetivo, ou seja, o que realmente está em contato. Matematicamente temos que  $D5 = D4/T2$  - áreas sem contato (Figura 6).

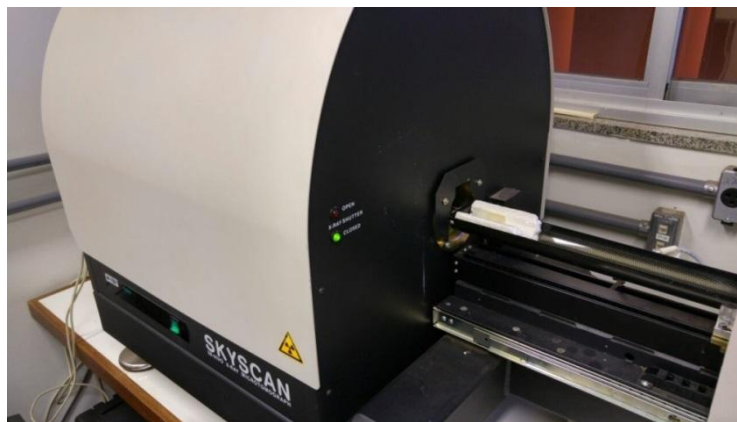


**Figura 6: Cálculo da Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante ( $D5/T2$ ). As áreas em vermelho representam ausência de contato.**

Para a obtenção dos dados foi utilizado o aparelho de microtomografia de raios-X Bruker micro-CT Skyscan 1076 (SkyScan, Kartuizersweg 3B, 2550 Kontich, Bélgica) (Figura 7) localizado no laboratório de Nanobiotecnologia do Departamento de Morfologia e Genética do instituto de Ciências Biológicas da Universidade de Brasília. O aparelho SkyScan 1076 é composto por um tubo de raios-x de microfoco, com fonte de alta tensão (de 20 até 80kV/100  $\mu$ A, 20-100kV/0-250  $\mu$ A ou 20-150kV/0-500  $\mu$ A), um detector baseado em uma câmera-CCD (Charge Coupled Device) raio-x de alta resolução (4000x2300 pixels), ligados a um sensor-CCD. É um equipamento de alta energia (até 150 kVp), característica que minimiza a magnitude dos artefatos. O aparelho também possui um software, que é utilizado para a reconstrução das imagens CTAn (CT-Analyzer 64 bits Versão 1.17.7.2).

Os parâmetros de aquisição das imagens foram os mesmos para todas as amostras, sendo eles:

- Seguimento rotacional de 45°;
- Ângulo total de rotação = 180°;
- Potência 100 KV / 100 microA;
- Espessura do filtro 1 mm (Al).
- Resolução: 18  $\mu\text{m}$



**Figura 7: Aparelho de microtomografia de raios-X Bruker micro-CT Skyscan 1076 (SkyScan, Kartuizersweg 3B, 2550 Kontich, Bélgica).**

Para obtenção dos dados, as imagens obtidas foram processadas pelo programa de reconstrução CTAn (CT-Analyzer 64 bits Versão 1.17.7.2) do próprio microtomógrafo, e assim, realizaram a reconstrução exata de um modelo 3D de cada amostra. Com este modelo o programa calcula medidas lineares e também da área da superfície desejada. Para determinar as áreas de superfícies o programa CTAn realiza um cálculo matemático chamado de Cálculo do Cone Truncado ou do Tronco de Cone (Figura 8), determinando o valor de sua superfície externa.

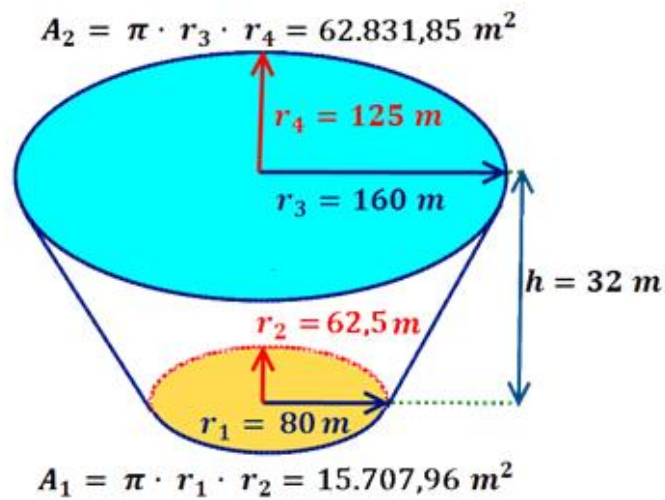


Figura 8: Cálculo do Cone Truncado ou do Tronco de Cone.

Os resultados obtidos foram submetidos à análise estatística através do programa SPSS (Versão 20.0) e utilizados os testes Kruskal-Wallis e Wilcoxon para a análise intra e entre grupos. O nível de significância utilizado foi  $\alpha=5\%$ . Para a análise de correlação dos sistemas nos dois momentos (sem pilar e com pilar) entre os parâmetros estudados D1, D2, D3, D4 e D5, foi utilizado o teste de Correlação de Spearman ( $p<0,01\%$ ).

## 5 RESULTADOS

Os resultados obtidos nas análises estão descritos na Tabela 3:

Tabela 3: Resultados das análises das dimensões dos dados pesquisados, a estatística descritiva:

GRUPO  DADOS	Grupo 1		Grupo 2		Grupo 3	
	Sem pilar (T1)	Com Pilar (T2)	Sem pilar (T1)	Com Pilar (T2)	Sem pilar (T1)	Com Pilar (T2)
<b><u>D1- Ângulo (°)</u></b>						
Média	5,78°	6,32°	8,63°	9,54°	11,01°	11,44°
Mediana	5,75°	6,29°	8,63°	9,23°	11,16°	11,56°
DP	± 0,13	± 0,18	± 0,22	± 0,64	± 0,37	± 0,53
<b><u>D2 – Altura (h) (mm)</u></b>						
Média	2,12	1,87	1,64	1,57	1,04	0,68
Mediana	2,05	1,77	1,74	1,68	0,99	0,67
DP	± 0,22	± 0,26	± 0,27	± 0,25	± 0,13	± 0,07
<b><u>D3 – Diâmetro (mm)</u></b>						
Média	2,49	2,56	2,68	2,72	2,75	2,82
Mediana	2,48	2,55	2,68	2,70	2,75	2,82
DP	± 0,04	± 0,03	± 0,05	± 0,05	± 0,01	± 0,04
<b><u>D4 – Área (mm<sup>2</sup>)</u></b>						
Média	25,36	22,58	25,22	22,58	18,34	16,00
Mediana	25,42	21,04	24,40	22,46	18,35	16,08
DP	± 1,61	± 4,17	± 2,43	± 1,36	± 1,06	± 1,21
<b><u>D5 – Área de Contato Efetivo (mm<sup>2</sup>)</u></b>						
Média	-----	22,58	-----	20,73	-----	12,71
Mediana		21,03		21,32		13,04
DP		± 4,17		± 2,40		± 3,03

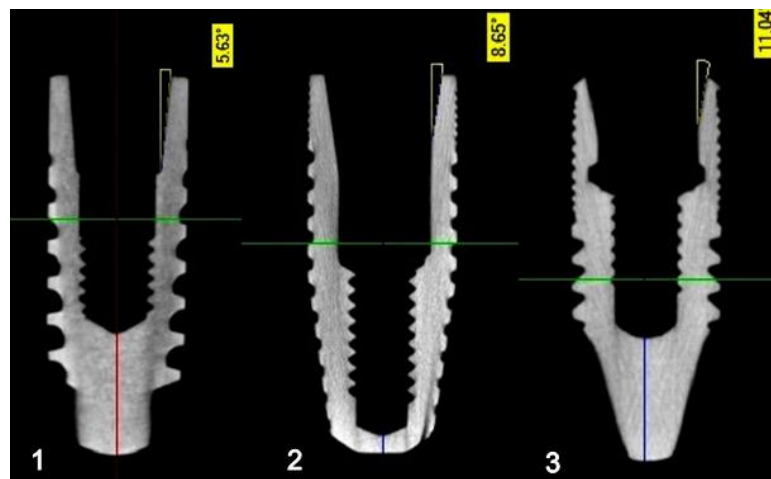
Na análise do Ângulo das paredes internas da conexão cônica do implante sem o pilar protético (Dado 1/T1) (Figura 9), foi encontrada diferença estatisticamente

significante entre os grupos com todos os grupos diferindo entre si, sendo que Grupo 1 apresenta os menores valores para a angulação da conexão cônica (5,78°), seguido do Grupo 2 (8,63°) e do Grupo 3 (11,01°). O mesmo resultado estatístico foi encontrado após a inserção do pilar protético, Ângulo das paredes internas da conexão cônica do implante (D1/T2), com Grupo 1 apresentando menores valores, seguido do Grupo 2 e do Grupo 3 (Tabela 4).

**Tabela 4: Estatística descritiva e resultados dos testes de comparação de Kruskal-wallis ( $p < 0,05$ ) entre os grupos para o Dado 1 – Ângulo (°) das paredes internas da conexão cônica do implante sem pilar (T1) e com pilar (T2):**

Variáveis	Grupos	Mediana	Média	Desvio-padrão	Postos Médios	p-valor
Ângulo (°) das paredes internas da conexão cônica do implante (Sem Pilar) D1/T1	Grupo 1	5,75 <sup>A</sup>	5,78	0,13	3,50	0,001
	Grupo 2	8,63 <sup>B</sup>	8,63	0,22	9,50	
	Grupo 3	11,16 <sup>C</sup>	11,01	0,37	15,50	
Ângulo (°) das paredes internas da conexão cônica do implante (Com Pilar) D1/T2	Grupo 1	6,29 <sup>A</sup>	6,32	0,18	3,50	0,001
	Grupo 2	9,23 <sup>B</sup>	9,54	0,64	9,67	
	Grupo 3	11,56 <sup>C</sup>	11,44	0,53	15,33	

Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significantes na mesma variável.



**Figura 9: Ângulo (°) das paredes internas da conexão cônica do implante sem pilar (D1/T1) nos grupos 1, 2 e 3.**

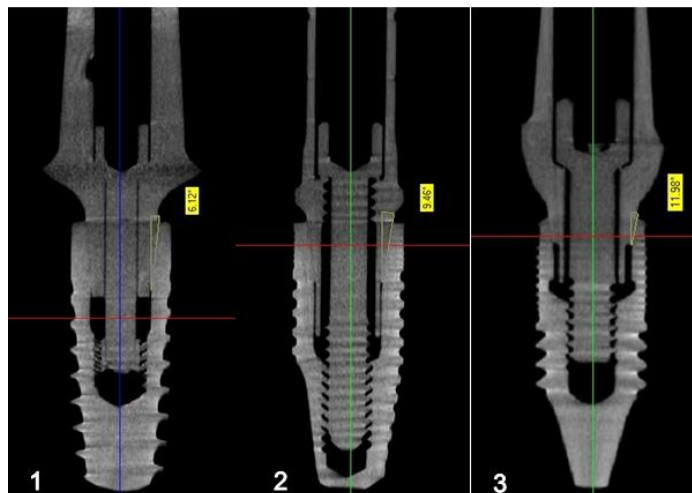
Na comparação intra-grupo do Ângulo das paredes internas da conexão cônica do implante sem pilar (D1/T1) e com pilar (D1/T2) (Figura 10), os três grupos



apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre os momentos, sendo observado aumento do ângulo da conexão cônica com a inserção do pilar protético para todos os grupos (Tabela 5).

**Tabela 5: Resultados do teste de Wilcoxon na comparação intra-grupo para os momentos T1 (sem pilar) e T2 (com pilar) para o Dado 1 – Ângulo (°) das paredes internas da conexão cônica do implante:**

Variáveis	Grupos	Momentos	Mediana	Média	Desvio-padrão	p-valor
Ângulo (°) das paredes internas da conexão cônica do implante (D1)	Grupo 1	T1	5,75	5,78	0,13	0,028
		T2	6,29	6,32	0,18	
	Grupo 2	T1	8,63	8,63	0,22	0,028
		T2	9,23	9,54	0,64	
	Grupo 3	T1	11,16	11,01	0,37	0,028
		T2	11,56	11,44	0,53	



**Figura 10: Ângulo (°) das paredes internas da conexão cônica do implante com pilar (D1/T2) nos Grupos 1, 2 e 3.**

Na avaliação da Altura da conexão cônica do implante disponível para contato sem o pilar protético (Dado 2/T1) (Figura 11), os três grupos foram estatisticamente diferentes entre si, sendo o Grupo 1 com maior altura (2,12 mm), seguido do Grupo 2 (1,64 mm) e do Grupo 3 (1,04 mm). Após a inserção do pilar protético (Figura 12), os Grupos 1 (1,87 mm) e 2 (1,57 mm) foram estatisticamente semelhantes entre si e maiores que o Grupo 3 (0,68 mm) para D2/T2 (Tabela 6).

**Tabela 6: Estatísticas descritivas e resultados dos testes de comparação entre os grupos para o Dado 2 – Altura (mm) da conexão cônica sem pilar (T1) e com pilar (T2):**

Variáveis	Grupos	Mediana	Média	Desvio-padrão	Postos Médios	p-valor
Altura (mm) da conexão cônica (Sem Pilar) D2/T1	Grupo 1	2,05 <sup>C</sup>	2,12	0,22	15,50	0,001
	Grupo 2	1,74 <sup>B</sup>	1,64	0,27	9,33	
	Grupo 3	0,99 <sup>A</sup>	1,04	0,13	3,67	
Altura (mm) da conexão cônica (Com Pilar) D2/T2	Grupo 1	1,77 <sup>B</sup>	1,87	0,26	13,75	0,001
	Grupo 2	1,68 <sup>B</sup>	1,57	0,25	11,25	
	Grupo 3	0,67 <sup>A</sup>	0,68	0,070	3,50	

Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significantes na mesma variável.

Na comparação intra-grupo, nos dois momentos de análise, sem pilar (T1) e com pilar (T2), somente o Grupo 3 apresentou diferença estatística, havendo uma diminuição da Altura da conexão cônica do implante em contato com o pilar (Tabela 7).

**Tabela 7: Resultados do teste de Wilcoxon na comparação intra-grupo para os momentos T1 (sem pilar) e T2 (com pilar) para o Dado 2 – Altura (mm) da conexão cônica:**

Variáveis	Grupos	Momentos	Mediana	Média	Desvio-padrão	p-valor
Altura (mm) da conexão cônica D2	Grupo 1	T1	2,05	2,12	0,22	0,116
		T2	1,77	1,87	0,26	
	Grupo 2	T1	1,74	1,64	0,27	0,249
		T2	1,68	1,57	0,25	
	Grupo 3	T1	0,99	1,04	0,13	0,028
		T2	0,67	0,68	0,07	

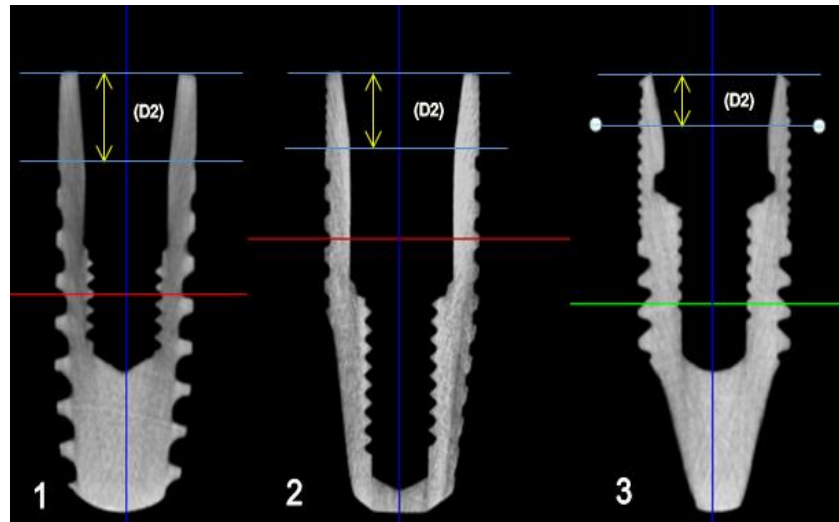


Figura 11: Altura (mm) da conexão cônica do implante disponível para contato (D2/T1) nos Grupos 1, 2 e 3.

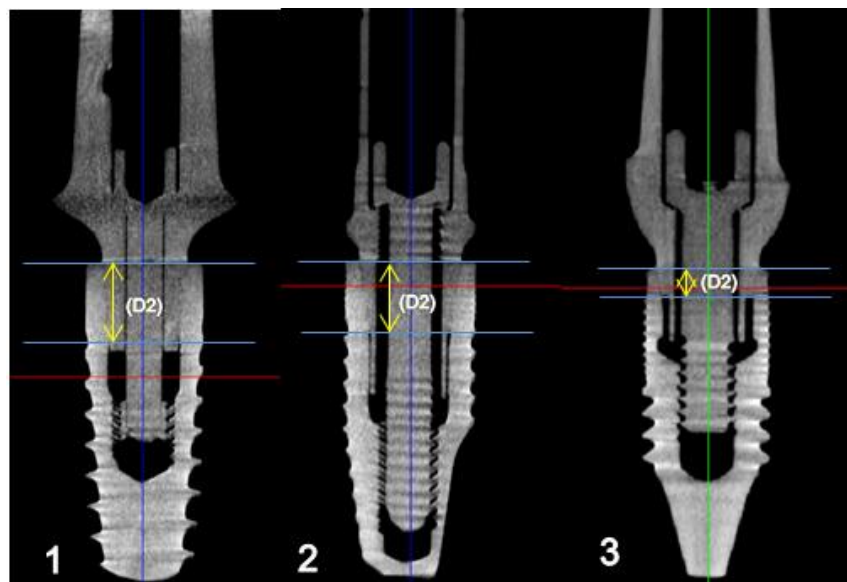


Figura 12: Altura (mm) da conexão cônica em contato pilar/implante (D2/T2) nos Grupos 1, 2 e 3.

Na avaliação do Diâmetro interno da conexão cônica na porção mais cervical sem pilar (D3/T1) (Figura 13), todos os grupos diferem estatisticamente entre si, sendo que os menores valores foram encontrados no Grupo 1 (2,49 mm), seguido do Grupo 2 (2,68 mm) e do Grupo 3 (2,75 mm). A mesma ordem foi encontrada para esse dado analisado após a inserção do pilar (Figura 14), Diâmetro interno da conexão cônica na porção mais cervical com pilar (D3/T2) Grupo 1 (2,56 mm), Grupo 2 (2,72 mm) e Grupo 3 (2,82 mm) (Tabela 8).

**Tabela 8: Estatísticas descritivas e resultados dos testes de comparação entre os grupos para o Dado 3 – Diâmetro (mm) interno da conexão cônica na porção mais cervical sem pilar (T1) e com pilar (T2):**

Variáveis	Grupos	Mediana	Média	Desvio-padrão	Postos Médios	p-valor
Diâmetro (mm) interno da conexão cônica na porção mais cervical (Sem Pilar) D3/T1	Grupo 1	2,48 <sup>A</sup>	2,50	0,03	3,50	0,001
	Grupo 2	2,68 <sup>B</sup>	2,68	0,05	10,17	
	Grupo 3	2,75 <sup>C</sup>	2,75	0,02	14,83	
Diâmetro (mm) interno da conexão cônica na porção mais cervical (Com pilar) D3/T2	Grupo 1	2,55 <sup>A</sup>	2,56	0,03	3,50	0,001
	Grupo 2	2,70 <sup>B</sup>	2,72	0,05	9,92	
	Grupo 3	2,82 <sup>C</sup>	2,82	0,04	15,08	

Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significantes na mesma variável.

Na comparação intra-grupo para os momentos T1 e T2 foram detectadas diferenças estatisticamente significantes para os grupos, sendo observado um aumento do diâmetro interno após a inserção do pilar protético para todos os grupos (Tabela 9).

**Tabela 9: Resultados do teste de Wilcoxon na comparação intra-grupo para os momentos T1 (sem pilar) e T2 (com pilar) para o Dado 3 – Diâmetro (mm) interno da conexão cônica na porção mais cervical:**

Variáveis	Grupos	Momentos	Mediana	Média	Desvio-padrão	p-valor
Diâmetro (mm) interno da conexão cônica na porção mais cervical D3	Grupo 1	T1	2,48	2,49	0,0356	0,028
		T2	2,55	2,56	0,0289	
	Grupo 2	T1	2,68	2,68	0,0512	0,046
		T2	2,70	2,72	0,0498	
Grupo 3	T1	2,75	2,75	0,0148	0,027	
	T2	2,82	2,82	0,0425		

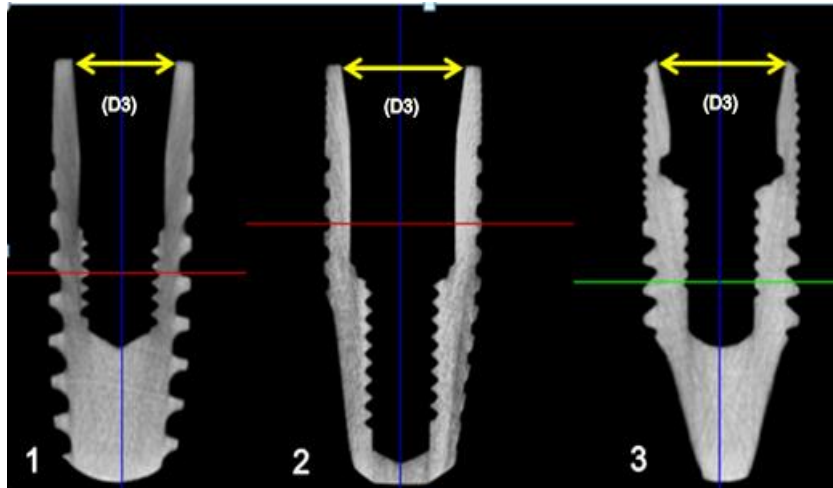


Figura 13: Diâmetro (mm) interno da conexão cônica na porção mais cervical sem pilar (D3/T1) nos grupos 1, 2 e 3.

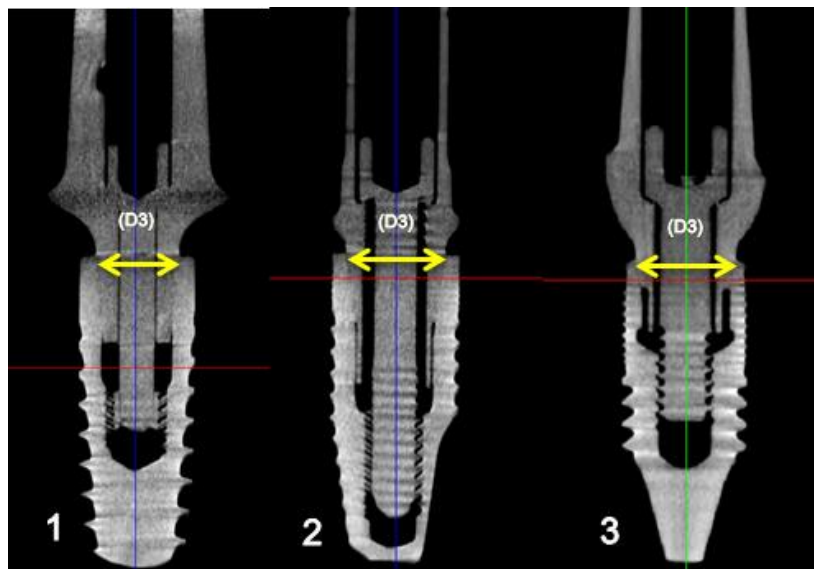


Figura 14: Diâmetro (mm) interno da conexão cônica na porção mais cervical com pilar (D3/T2) nos grupos 1, 2 e 3.

Na avaliação da Área da conexão cônica disponível do implante sem pilar (D4/T1) (Figura 15) o Grupo 1 (25,36 mm<sup>2</sup>) e o Grupo 2 (25,22 mm<sup>2</sup>) apresentaram valores de área semelhantes entre si e maiores que o Grupo 3 (18,34 mm<sup>2</sup>). O mesmo resultado foi observado na análise após a inserção do pilar (Figura 16), Área da conexão cônica em contato pilar/implante (D4/T2), Grupo 1 (22,58 mm<sup>2</sup>), Grupo 2 (22,57 mm<sup>2</sup>) e Grupo 3 (16,01 mm<sup>2</sup>) (Tabela 10).

**Tabela 10: Estatísticas descritivas e resultados dos testes de comparação entre os grupos para o Dado 4 – Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica disponível do implante sem pilar (T1), e Dado 4 - Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica em contato pilar/implante (T2):**

Variáveis	Grupos	Mediana	Média	Desvio-padrão	p-valor
Área (mm <sup>2</sup> ) da conexão cônica disponível do implante (Sem Pilar)	Grupo 1	25,42 <sup>B</sup>	25,36	1,60694	0,003**
	Grupo 2	24,40 <sup>B</sup>	25,22	2,43289	
	D4/T1	Grupo 3	18,35 <sup>A</sup>	18,34	
Área (mm <sup>2</sup> ) da conexão cônica em contato pilar/implante (Com Pilar)	Grupo 1	21,03	22,58 <sup>B</sup>	4,17065	0,001*
	Grupo 2	22,46	22,57 <sup>B</sup>	1,35999	
	D4/T2	Grupo 3	16,08	16,01 <sup>A</sup>	

Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significantes na mesma variável.

Na comparação intra-grupo para os dois momentos de análise para a Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica disponível do implante sem pilar (D4/T1) e Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica em contato pilar/implante com pilar (D4/T2), os Grupos 2 e 3 apresentaram Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica em contato pilar/implante após a inserção do pilar (D4/T2) estatisticamente menor em relação à Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica disponível do implante sem pilar (D4/T1) (Tabela 11).

**Tabela 11: Resultados do teste de Wilcoxon na comparação intra-grupo para Dado 4 - Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica disponível do implante sem pilar e Dado 5 - Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica em contato pilar/implante:**

Variável	Grupos	Momentos	Mediana	Média	Desvio-padrão	p-valor
Área (mm <sup>2</sup> ) da conexão cônica (D4)	Grupo 1	T1	25,42	25,36	1,60694	0,249
		T2	21,03	22,58	4,17065	
	Grupo 2	T1	24,40	25,22	2,43289	0,028
		T2	22,46	22,57	1,35999	
	Grupo 3	T1	18,35	18,34	1,06456	0,028
		T2	16,08	16,00	1,21146	

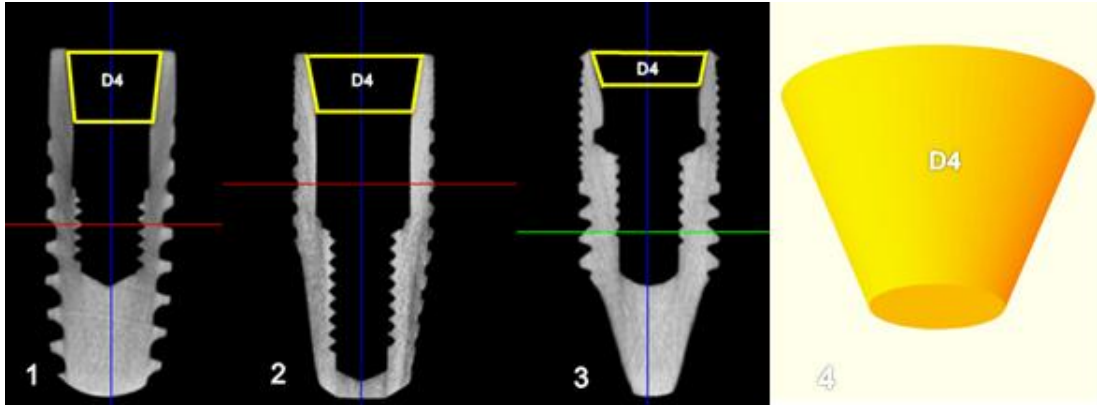


Figura 15: Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica disponível do implante sem pilar (D4/T1) nos grupos 1, 2 e 3. Em 4, representação da forma geométrica do cone truncado usado nos cálculos de área (D4 e D5).

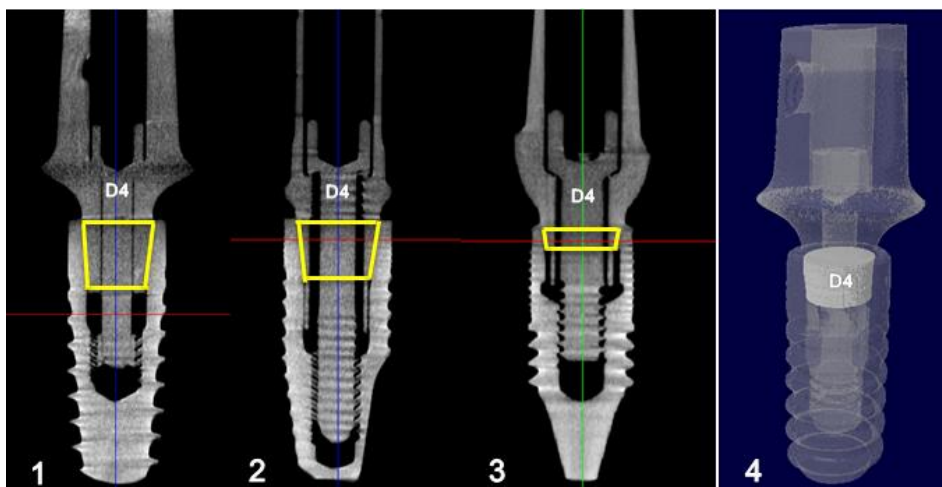


Figura 16: Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica em contato pilar/implante com pilar (D4/T2) nos grupos 1, 2 e 3. Em 4, forma geométrica do cone truncado representada na reconstrução 3D do implante do grupo 1.

Para Área da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante (D5/T2), os grupos 1 (22,58 mm<sup>2</sup>) e 2 (20,73 mm<sup>2</sup>) apresentaram resultados estatisticamente semelhantes entre si e maiores que do grupo 3 (12,71 mm<sup>2</sup>) (Tabela 12).

**Tabela 12: Comparação entre os grupos para a variável D5: Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante:**

Variáveis	Grupos	Mediana	Média	Desvio-padrão	p-valor
Área (mm <sup>2</sup> ) da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante	Grupo 1	21,03 <sup>B</sup>	22,58	4,17065	0,003**
	Grupo 2	21,32 <sup>B</sup>	20,73	2,40399	
D5	Grupo 3	13,04 <sup>A</sup>	12,71	3,03212	

Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significantes.

Na comparação intra-grupo para o Dado 4/T1, Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica disponível do implante sem pilar com o Dado 5, Área (mm<sup>2</sup>) de conexão cônica de contato efetivo pilar/implante foi observada diferença estatística para os grupos 2 e 3; a Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica de contato efetivo é menor que a Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica disponível no implante sem pilar. (Tabela 13).

**Tabela 13: Resultados do teste de Wilcoxon na comparação intra-grupo Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica disponível do implante sem pilar (D4/T1) e a Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante com pilar (D5/T2):**

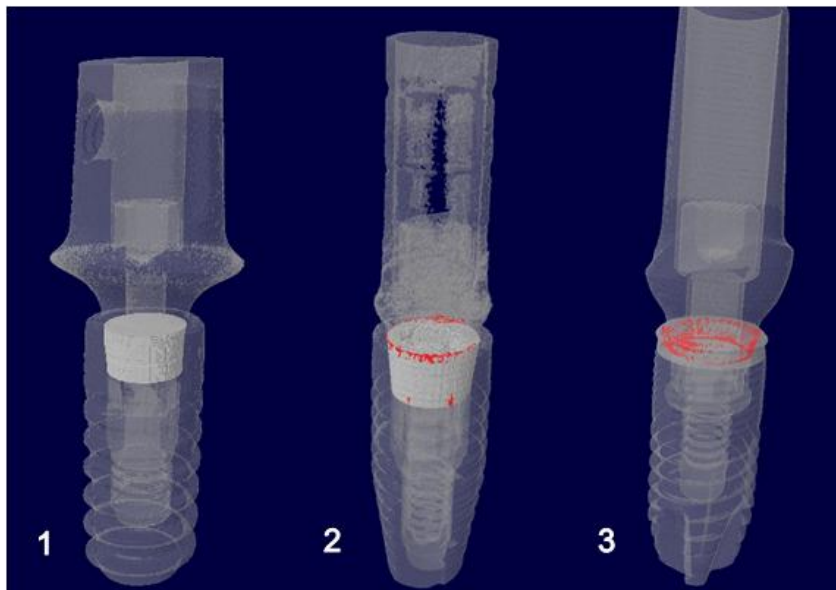
Grupos	Variável	Mediana	Média	Desvio-padrão	p-valor
Grupo 1	D4/T1	25,42	25,36	1,60694	0,249
	D5/T2	21,03	22,58	4,17065	
Grupo 2	D4/T1	24,40	25,22	2,43289	0,028
	D5/T2	21,32	20,73	2,40399	
Grupo 3	D4/T1	18,35	18,34	1,06456	0,028
	D5/T2	13,04	12,71	3,03212	

Na comparação intra-grupo entre Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica em contato pilar/implante (D4/T2) e Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante (D5/T2) foi observada diferença estatística apenas para o grupo 3 (Tabela 14) (Figura 17), onde a Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante apresentou-se menor do que a Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica em contato pilar/implante.



**Tabela 14: Resultados do teste de Wilcoxon na comparação intra-grupo grupo para Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica em contato pilar/implante (D4/T2) e a Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante (D5/T2):**

Grupos	Momentos	Mediana	Média	Desvio-padrão	p-valor
Grupo 1	D4/T2	21,03	22,58	4,17065	1,000
	D5/T2	21,03	22,58	4,17065	
Grupo 2	D4/T2	22,46	22,57	1,35999	0,109
	D5/T2	21,32	20,73	2,40399	
Grupo 3	D4/T2	16,08	16,00	1,21146	0,028
	D5/T2	13,04	12,71	3,03212	



**Figura 17: Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante demonstrada na reconstrução 3D dos grupos nos grupos 1, 2 e 3. Áreas em vermelho indicando ausência de contato.**

Na análise de correlação intra-grupo para todos os dados estudados, a Tabela 15 mostra os resultados observados para o Grupo 1. Foi encontrada uma correlação positiva entre a Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica disponível no implante sem pilar (D4/T1) e a Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica em contato efetivo com pilar (D5/T2). À medida que D4/T1 aumenta o D5/T2 também aumenta, o que demonstra que o sistema do Grupo 1 utilizou toda a área disponível para contato.

Tabela 15: Correlação para todos os dados estudados no Grupo 1:

		D1/T1	D1/T2	D2/T1	D2/T2	D3/T1	D3/T2	D4/T1	D4/T2	D5
D1/T1	Coeficiente de correlação	1,000	,348	,029	-,029	,313	-,524	-,580	,406	,406
	Sig. (2-tailed)	-	,499	,957	,957	,546	,286	,228	,425	,425
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D1/T2	Coeficiente de correlação	,348	1,000	,029	-,086	,278	,213	-,029	,714	,714
	Sig. (2-tailed)	,499	-	,957	,872	,594	,686	,957	,111	,111
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D2/T1	Coeficiente de correlação	,029	,029	1,000	,086	,339	,334	,143	-,543	-,543
	Sig. (2-tailed)	,957	,957	-	,872	,510	,518	,787	,266	,266
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D2/T2	Coeficiente de correlação	-,029	-,086	,086	1,000	,586	-,030	-,657	-,086	-,086
	Sig. (2-tailed)	,957	,872	,872	-	,221	,954	,156	,872	,872
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D3/T1	Coeficiente de correlação	,313	,278	,339	,586	1,000	-,426	-,247	,309	,309
	Sig. (2-tailed)	,546	,594	,510	,221	-	,399	,637	,552	,552
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D3/T2	Coeficiente de correlação	-,524	,213	,334	-,030	-,426	1,000	,213	-,395	-,395
	Sig. (2-tailed)	,286	,686	,518	,954	,399	-	,686	,439	,439
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D4/T1	Coeficiente de correlação	-,580	-,029	,143	-,657	-,247	,213	1,000	-,086	-,086
	Sig. (2-tailed)	,228	,957	,787	,156	,637	,686	-	,872	,872
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D4/T2	Coeficiente de correlação	,406	,714	-,543	-,086	,309	-,395	-,086	1,000	1,000**
	Sig. (2-tailed)	,425	,111	,266	,872	,552	,439	,872	-	0,000
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D5	Coeficiente de correlação	,406	,714	-,543	-,086	,309	-,395	-,086	1,000**	1,000
	Sig. (2-tailed)	,425	,111	,266	,872	,552	,439	,872	0,000	-
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6

\*\* Correlação significativa para  $p=0.01$

A Tabela 16 mostra os resultados observados para o Grupo 2. Foram encontradas correlações estatísticas positivas entre:

D1/T1 – D1/T2 (Ângulo das paredes internas da conexão cônica do implante sem pilar e com pilar). À medida que o ângulo sem pilar aumenta também aumenta o ângulo após a instalação do pilar. Demonstra o resultado da expansão da conexão após a inserção do pilar.

D2/T1 – D1/T2 (Altura (mm) da conexão cônica do implante disponível para contato sem pilar e Ângulo (°) das paredes internas da conexão cônica do implante com pilar). Quanto mais altura sem pilar tem-se disponível maior será expansão das paredes da conexão do implante após a inserção do pilar protético. Quando se tem mais altura disponível ocorre um maior assentamento do pilar o que provoca maior expansão das paredes cônicas da conexão e assim, o ângulo de suas paredes aumenta.

**Tabela 16: Correlação para todos os dados estudados no Grupo 2:**

		D1/T1	D1/T2	D2/T1	D2/T2	D3/T1	D3/T2	D4/T1	D4/T2	D5
D1/T1	Coeficiente de correlação	1,000	,928**	,928**	,464	-,580	-,406	-,543	,371	,486
	Sig. (2-tailed)		,008	,008	,354	,228	,425	,266	,468	,329
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D1/T2	Coeficiente de correlação	,928**	1,000	,912	,529	-,691	-,426	-,348	,667	,319
	Sig. (2-tailed)	,008		,011	,280	,128	,399	,499	,148	,538
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D2/T1	Coeficiente de correlação	,928**	,912	1,000	,603	-,721	-,353	-,377	,551	,203
	Sig. (2-tailed)	,008	,011		,205	,106	,493	,461	,257	,700
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D2/T2	Coeficiente de correlação	,464	,529	,603	1,000	-,176	,397	,348	,638	-,319
	Sig. (2-tailed)	,354	,280	,205		,738	,436	,499	,173	,538
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D3/T1	Coeficiente de correlação	-,580	-,691	-,721	-,176	1,000	,779	,493	-,522	,116
	Sig. (2-tailed)	,228	,128	,106	,738		,068	,321	,288	,827
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D3/T2	Coeficiente de correlação	-,406	-,426	-,353	,397	,779	1,000	,812	-,029	-,232
	Sig. (2-tailed)	,425	,399	,493	,436	,068		,050	,957	,658
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D4/T1	Coeficiente de correlação	-,543	-,348	-,377	,348	,493	,812	1,000	,371	-,486
	Sig. (2-tailed)	,266	,499	,461	,499	,321	,050		,468	,329
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D4/T2	Coeficiente de correlação	,371	,667	,551	,638	-,522	-,029	,371	1,000	-,257
	Sig. (2-tailed)	,468	,148	,257	,173	,288	,957	,468		,623
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D5	Coeficiente de correlação	,486	,319	,203	-,319	,116	-,232	-,486	-,257	1,000
	Sig. (2-tailed)	,329	,538	,700	,538	,827	,658	,329	,623	
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6

\*\* Correlação significativa para p= 0.01

A Tabela 17 mostra os resultados observados para o Grupo 03. Não foi encontrada correlação estatística para este grupo.

**Tabela 17: Correlação para todos os dados estudados no Grupo 3:**

		D1/T1	D1/T2	D2/T1	D2/T2	D3/T1	D3/T2	D4/T1	D4/T2	D5
D1/T1	Coeficiente de correlação	1,000	,257	-,783	-,203	,655	-,471	-,771	-,543	,257
	Sig. (2-tailed)		,623	,066	,700	,158	,346	,072	,266	,623
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D1/T2	Coeficiente de correlação	,257	1,000	-,058	,406	,655	,265	-,371	,257	-,029
	Sig. (2-tailed)	,623		,913	,425	,158	,612	,468	,623	,957
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D2/T1	Coeficiente de correlação	-,783	-,058	1,000	-,074	-,664	,806	,783	,754	-,638
	Sig. (2-tailed)	,066	,913		,890	,150	,053	,066	,084	,173
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D2/T2	Coeficiente de correlação	-,203	,406	-,074	1,000	,531	-,328	-,203	,203	,667
	Sig. (2-tailed)	,700	,425	,890		,278	,525	,700	,700	,148
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D3/T1	Coeficiente de correlação	,655	,655	-,664	,531	1,000	-,539	-,655	-,393	,655
	Sig. (2-tailed)	,158	,158	,150	,278		,269	,158	,441	,158
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D3/T2	Coeficiente de correlação	-,471	,265	,806	-,328	-,539	1,000	,471	,736	-,912
	Sig. (2-tailed)	,346	,612	,053	,525	,269		,346	,096	,011
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D4/T1	Coeficiente de correlação	-,771	-,371	,783	-,203	-,655	,471	1,000	,200	-,371
	Sig. (2-tailed)	,072	,468	,066	,700	,158	,346		,704	,468
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D4/T2	Coeficiente de correlação	-,543	,257	,754	,203	-,393	,736	,200	1,000	-,543
	Sig. (2-tailed)	,266	,623	,084	,700	,441	,096	,704		,266
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6
D5	Coeficiente de correlação	,257	-,029	-,638	,667	,655	-,912	-,371	-,543	1,000
	Sig. (2-tailed)	,623	,957	,173	,148	,158	,011	,468	,266	
	n	6	6	6	6	6	6	6	6	6

\* Correlação significante para  $p= 0.01$

## 6 DISCUSSÃO

A técnica da Microtomografia 3D permite a observação de estruturas internas dos implantes e componentes de forma diferenciada em relação às outras técnicas de imagens existentes. Permite a obtenção de imagens em 3D de forma não destrutiva, não havendo alterações estruturais, físicas ou químicas por meio de cortes ou desgastes na estrutura das amostras (MELEO et al., 2012; NARRA et al., 2015; SCARANO et al., 2016). Propriedades estas não encontradas nas técnicas radiográficas convencionais como de Luz Síncrotron ou de Microscopia de Varredura. Essa técnica permite a análise do mesmo corpo de estudo em momentos diferentes, ou seja, é possível avaliar a mesma amostra antes e após ela ser submetida a um tipo específico de tratamento, permitindo avaliar as alterações ocorridas. Em implantodontia é possível avaliar a mesma amostra antes e após um teste de fadiga, ou antes e após o aparafusamento dos componentes, como foi realizado neste estudo. Por ser uma técnica nova, existem poucos relatos de estudo. Meleo et al., 2012 e Scarano et al., 2016 avaliaram um grupo com o mesmo sistema de implantes que foi avaliado no presente trabalho, medindo a Altura (mm) da conexão cônica do implante disponível para contato (D2). Os resultados obtidos em ambos os trabalhos foram semelhantes aos obtidos neste trabalho, nos permitindo deduzir que trata-se de um método de análise reproduzível que pode ser usado para estudos com componentes de implantes.

Levando-se em consideração as alterações estruturais obtidas nos espécimes após a instalação dos pilares protéticos podemos observar variadas alterações físicas. Na avaliação do Ângulo ( $^{\circ}$ ) das paredes internas da conexão cônica de cada implante pode-se observar que houve alterações nas amostras após a inserção do pilar protético. Nos três grupos foram detectados valores aumentados, sugerindo que houve uma expansão lateral da conexão do implante, resultado do encaixe ocorrido com o pilar protético após seu posicionamento e aplicação de torque. Estes resultados estão em conformidade com os estudos de Zipprich et al. 2007 que concluíram que devido à geometria cônica da conexão e a pressão imposta pelo parafuso, as superfícies cônicas se encaixam perfeitamente sem que ocorram espaços entre as partes criando um contato friccional positivo pela microexpansão elástica da conexão do implante que manterá o nível de atrito estático entre os dois

componentes. Da mesma forma Bozkaya & Muftu, 2003 descreveram que a magnitude das forças de união em uma conexão cônica entre implante e pilar protético dependem do ângulo das paredes da conexão e que durante a inserção do pilar protético ocorre uma deformação elástica e posteriormente deformação plástica do implante, e que atuam na retenção e estabilidade da conexão. Bozkaya & Muftu, 2004 também relataram essas propriedades. Zipprich et al. 2007 e Rack et al. 2013 afirmaram que conexões com maior ângulo e menor comprimento tem pior assentamento, menor estabilidade, maior micromovimentação, pior assentamento e menor auto-selamento.

Rack et al. 2013 constataram que o ângulo da conexão cônica influencia a resistência à aplicação da carga. Implantes com conexão cônica de menor ângulo apresentaram formação de fenda na região cervical da conexão, porém não havia *gap* em sua região mais apical. Conexões com ângulos maiores sob ação de forças laterais apresentam maior formação de fenda do que conexões com ângulos menores e mais longos. Os autores concluíram que a resistência mecânica do pilar protético à micromovimentação parece estar relacionada ao ângulo da conexão pilar protético/implante. No presente estudo, os Grupos 1 e 2, que apresentaram valores de Ângulo (°) das paredes internas da conexão cônica do implante estatisticamente menores, apresentaram um melhor assentamento do pilar protético.

Bozkaya & Muftu 2003, Bozkaya & Muftu 2004, Zipprich et al. 2007 e Rack et al. 2013, relacionaram o ângulo das conexões cônicas ao assentamento do pilar protético ao implante e que isso facilitaria um melhor assentamento do pilar protético ao cone do implante. No presente estudo, ao se comparar a Altura (mm) da conexão cônica do implante disponível para contato sem pilar (D2/T1) e a Altura (mm) da conexão cônica em contato pilar/implante (D2/T2), verificou-se o total assentamento do pilar nos Grupos 1 e 2 pois não houve uma diferença estatisticamente significativa entre essas medidas sem e com pilar. Por outro lado, o Grupo 3 (grupo com a conexão cônica com maior Ângulo (°) das paredes internas da conexão cônica do implante tanto para D1/T1 como para D1/T2) teve sua medida de Altura (mm) da conexão cônica do implante disponível para contato (D2/T1) reduzida após a inserção do pilar, ou seja, o pilar não utilizou toda a altura disponível pela conexão do implante. Neste grupo pode-se observar uma Altura (mm) da conexão cônica em

contato pilar/implante (D2/T2) menor do que a Altura (mm) da conexão cônica do implante disponível para contato. Mesmo após a aplicação do torque recomendado não houve um assentamento completo do pilar, ficando parte da conexão do implante disponível sem contato com o pilar.

Da mesma maneira, os resultados do Dado 3 demonstram que após a inserção do pilar houve um aumento do Diâmetro (mm) interno da conexão cônica na porção mais cervical dos três sistemas de implantes estudados. O resultado entra em consonância com os trabalhos de Bozkaya & Muftu, 2003; Bozkaya & Muftu, 2004; Zipprich et al., 2007; Rack et al. 2013 e Perriard et al., 2002; que sugeriram que o assentamento do pilar provoca alterações físicas e mecânicas responsáveis pelo aumento do atrito entre implante e pilar por meio dos mecanismos de deformação plástica e elástica na superfície interna da conexão do implante. Esta deformação pode ser responsável por microfraturas como descritas por Narra et al. 2015 que também fizeram análise de microtomografia, mas de implantes removidos de pacientes após anos de uso devido a falhas.

Para a análise do dado 4, Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica disponível do implante sem pilar (D4/T1) e Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica em contato pilar/implante (D4/T2) os implantes dos Grupos 2 e 3 não utilizaram toda a área disponível para contato na conexão, diferentemente do Grupo 1, que utilizou toda a área disponível. Mesmo assim, o resultado do grupo 2 foi bem próximo, mas estatisticamente diferente do Grupo 1. Isto pode estar relacionado com o ângulo desses sistemas, pois os Grupos 1 e 2 apresentam os menores Ângulos (°) das paredes internas da conexão cônica do implante, o que de acordo com os estudos de Bozkaya & Muftu 2003, Bozkaya & Muftu 2004, Zipprich et al. 2007 e Rack et al. 2013, um menor ângulo de paredes internas permite um melhor assentamento do pilar à conexão.

Scarano et al., 2016 encontraram uma discrepância de Altura (mm) da conexão cônica em contato pilar/implante entre três sistemas avaliados. Os implantes De Bortoli apresentaram uma altura de contato de 3,305 mm enquanto no Nobel Replace essa altura foi de apenas 0,560 mm, o que significa que os dois sistemas, mesmo tendo conexão cônica, apresentam características diferentes e apresentam áreas de contato diferentes (SCARANO et al., 2016). Outros autores também

relataram diferenças entre as características físicas, mecânicas e do comportamento biomecânico dos sistemas (ZIPPRICH et al. 2007; RACK et al., 2013; NARRA et al., 2015). No presente estudo algumas discrepâncias também foram encontradas quando foram feitas as análises de área (D4/T1, D4/T2 e D5). Os implantes do Grupo 1 apresentaram uma maior Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica disponível do implante (D4/T1) (25,36) e toda esta área foi preenchida com o assentamento do pilar. E quando submetido ao exame de Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante (D5) (que detecta a presença de microespaços dentro da área de contato pilar/implante) não foi detectada a presença de microespaços utilizando torque recomendado pelo fabricante. Os implantes do Grupo 2 apresentaram uma Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica disponível do implante (25,22) estatisticamente igual ao Grupo 1 e quase toda esta área foi preenchida com o assentamento do pilar, porém o que não foi utilizado é estatisticamente insignificante. E quando submetido ao exame de Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante (D5) foi detectada a presença de microespaços em apenas uma das amostras, não apresentando significância estatística. Diferentemente, o Grupo 3 apresentou os menores valores de Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica disponível do implante (D4/T1). O pilar após assentado, não ocupou toda a área de contato disponível (D4/T2) e quando submetido ao exame de Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante (D5) foi detectada a presença de microespaços em quase todas as amostras, tendo um aproveitamento da Área (mm<sup>2</sup>) da conexão cônica disponível do implante de apenas 70%. Isto representa uma incongruência entre pilar e implante, evidenciando uma possível perda de suas propriedades biomecânicas. De acordo com Rack et al. 2013 e Narra et al. 2015, as falhas de assentamento podem ser interpretadas ou ter como origem uma falta de precisão na usinagem dos implantes e componentes. Narra et al. 2015 identificaram falhas na forma de entalhes, tensões de contato, arranhões e deformação plástica nas paredes internas do implante e na região de conexão pilar/implante. Essas falhas podem indicar a falta de contato efetivo do pilar ao implante, com observado em nosso estudo para o Grupo 3, podendo, conseqüentemente, submeter o sistema a um excesso de cargas não axiais quando em função desencadeando uma falha mecânica.

Diversos trabalhos na literatura já demonstraram a infiltração de fluidos e proliferação bacteriana mesmo em conexões cônicas (SHMITT, et al., 2014; SAHIN



& AYYILDIZ, 2014; KOUTOZIS, GADALLA, LUNDGREN, 2016.), porém essa infiltração é muito menor do que quando comparada às conexões planas ou internas não cônicas. Gross, Abramovic e Weiss (1999), observaram infiltração em todos os sistemas testados, inclusive no sistema de conexão cone morse. Brogгинi et al. 2003 observaram uma maior reação inflamatória e maior reabsorção óssea nos implantes de duas peças em relação a implantes de corpo único, sugerindo que a presença do microfenda permite a passagem de fluidos na interface pilar/implante e a proliferação bacteriana, o que resulta em liberação de endotoxinas que passarão para o meio externo e desencadearão uma reação inflamatória nos tecidos peri-implantares. Zipprich et al. 2007 relataram a importância de uma conexão estável entre implante e pilar a fim de reduzir ou eliminar seus micromovimentos e assim evitar o efeito bombeamento, e para isso é necessário uma precisão na fabricação dos implantes e componentes protéticos visando uma boa estabilidade mecânica da conexão. Koutozis, Gadalla e Lundgren, 2016 relataram que também podem ocorrer microinfiltrações em conexões cônicas, porém em níveis menores do que em conexões planas, como relatado por Brogгинi et al. 2003 e Sahin & Ayyildiz 2014. Silva-Neto et al. 2014 em estudos de microinfiltração em implantes com conexão cônica não encontraram a presença de microinfiltração em suas amostras. Isto leva a sugestão de que a ocorrência de microinfiltração vai depender das características físicas e mecânicas do sistema, do ângulo das paredes da conexão, altura da conexão e área de superfície de contato como investigado em nosso trabalho. Sahin & Ayyildiz 2014 concluíram em seus estudos que a colonização bacteriana na microfenda leva à formação de subprodutos que favorecem o afrouxamento do parafuso, confirmando a importância de se ter um sistema de conexão sem microespaços entre implante e pilar. Inferindo esses dados com os resultados de nosso estudo podemos sugerir que se o Grupo 3 apresentou índices consideráveis de espaços vazios dentro da conexão entre pilar e implante pode haver a formação de biofilme e subprodutos da proliferação bacteriana no interior da conexão deste sistema. Assim, com a ação das forças mastigatórias pode ocorrer micromovimentação e efeito bombeamento como relatado por Zipprich et al. 2007. Além disso, os subprodutos formados no interior da conexão poderão atuar como um agente lubrificante como relatado por Sahin & Ayyildiz 2014 e promover um afrouxamento do parafuso e uma perda da estabilidade do pilar protético.

A correlação positiva encontrada no Grupo 1 demonstra que o sistema utiliza toda a Área ( $\text{mm}^2$ ) da conexão cônica disponível do implante. Resultados semelhantes aos estudos de Meleo et al. (2012) e Scarano et al. (2016) para os resultados dos implantes Ankylos.

Para o Grupo 2 foram encontradas correlações estatísticas positivas sugerindo-se que ocorre expansão do cone após a inserção do pilar, fato relatado nos trabalhos de Bozkaya e Muftu (2003); Bozkaya e Muftu (2004) e Zipprich et al. (2007). Quanto mais altura sem pilar tem-se disponível maior é a expansão da conexão cônica do implante após a inserção do pilar e assim maior o ângulo de suas paredes devido à expansão da conexão. Isto resulta em um melhor assentamento e estabilização do pilar protético. Resultados semelhantes aos trabalhos de Bozkaya e Muftu (2003); Bozkaya e Muftu (2004); Zipprich et al. (2007).

## 7 CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo pode-se concluir que:

Dentro das limitações deste estudo pode-se concluir que:

1 – A análise entre grupos mostra que as conexões cônicas dos sistemas avaliados apresentam diferenças na maioria dos parâmetros estudados, demonstrando que as características da conexão cônica de cada sistema é única.

2 – A inserção do pilar protético provocou alterações da conexão cônica em todos os parâmetros estudados.

3 – A Área ( $\text{mm}^2$ ) da conexão cônica de contato efetivo pilar/implante é dependente do sistema de implantes.

## REFERÊNCIAS

ADELL, Ragnar et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **International journal of oral surgery**, v. 10, n. 6, p. 387-416, 1981.

ALBREKTSSON, T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. **The journal of prosthetic dentistry**, Gotemburgo, v. 60, n. 1, p. 75-84, 1988.

ALBREKTSSON, T. et al. Is marginal bone loss around oral implants the result of a provoked foreign body reaction? **Clinical implant dentistry and related research**, v. 16, n. 2, p. 155-165, 2014.

ALBREKTSSON, T. et al. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v. 52, n. 2, p. 155-170, 1981.

ALBREKTSSON, T. et al. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. **Int J Oral maxillofac implants**, v. 1, n. 1, p. 11-25, 1986.

BINON, Paul P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **International journal of prosthodontics**, v. 9, n. 2, 1996.

BOZKAYA, Dinçer; MÜFTÜ, Sinan. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. **Journal of biomechanics**, v. 36, n. 11, p. 1649-1658, 2003.

BOZKAYA, Dinçer; MÜFTÜ, Sinan. Google Scholar. **J biomech eng**, v. 126, n. 4, p. 393-401, 2004.

BOZKAYA, Dinçer; MÜFTÜ, Sinan. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. **Journal of biomechanics**, v. 38, n. 1, p. 87-97, 2005.

BROGGINI, N. et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. **Journal of dental research**, v. 82, n. 3, p. 232-237, 2003.

COPPEDÊ, Abilio Ricciardi et al. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an *in*

*vitro* study. **Clinical oral implants research**, v. 20, n. 6, p. 624-632, 2009a.

COPPEDÈ, Abilio Ricciardi et al. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an *in vitro* study. **International journal of prosthodontics**, v. 22, n. 3, 2009b.

DONATI, Mauro et al. Implant-supported single-tooth restorations. A 12-year prospective study. **Clinical oral implants research**, 2015.

GOIATO, Marcelo Coelho et al. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. **Oral and maxillofacial surgery**, v. 19, n. 3, p. 229-242, 2015.

GRATTON, David G.; AQUILINO, Steven A.; STANFORD, Clark M. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. **The journal of prosthetic dentistry**, Iowa City, v. 85, n. 1, p. 47-52, 2001.

GROSS, Martin; ABRAMOVICH, Itzhak; WEISS, Ervin I. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. **The International journal of oral e maxillofacial implants**, Tel Aviv, v. 14, n. 1, p. 94-100, 1999.

HERMANN, Joachim S. et al. Influence of the size of the microfenda on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. **Journal of periodontology**, Waldenburg, v. 72, n. 10, p. 1372-1383, 2001.

JONES, Archie A.; COCHRAN, David L. Consequences of implant design. **Dental clinics of North America**, San Antonio, v. 50, n. 3, p. 339-360, 2006.

KOUTOUZIS, Theofilos; GADALLA, Hana; LUNDGREN, Tord. Bacterial Colonization of the Implant-Abutment Interface (IAI) of Dental Implants with a Sloped Marginal Design: An in-vitro Study. **Clinical implant dentistry and related research**, v. 18, n. 1, p. 161-167, 2016.

LAZZARA, R. et al. Retrospective multicenter analysis of 3i endosseous dental implants placed over a five-year period. **Clinical oral implants research**, v. 7, n. 1, p. 73-83, 1996.

MANGANO, Carlo et al. Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth morse taper-connection implants: a multicenter study. **International journal of oral e maxillofacial implants**, v. 25, n. 2, 2010.

MANGANO, Carlo et al. Prospective evaluation of 2,549 Morse taper connection implants: 1-to 6-year data. **Journal of periodontology**, v. 82, n. 1, p. 52-61, 2011.

MELEO, Deborah et al. Fixture-abutment connection surface and micro-gap measurements by 3D micro-tomographic technique analysis. **Annali dell'Istituto superiore di sanità**, Roma, v. 48, n. 1, p. 53-58, 2012.

NARRA, Nathaniel et al. Microcomputed tomography-based assessment of retrieved dental implants. **International journal of oral e maxillofacial implants**, v. 30, n. 2, 2015.

OH, Tae-Ju et al. The causes of early implant bone loss: myth or science?. **Journal of periodontology**, Michigan, v. 73, n. 3, p. 322-333, 2002.

PERRIARD, Jean et al. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors- a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. **Clinical oral implants research**, v. 13, n. 5, p. 542-549, 2002.

QUIRYNEN, Marc; DE SOETE, Marc; VAN STEENBERGHE, Daniel. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. **Clinical oral implants research**, Leuven, v. 13, n. 1, p. 1-19, 2002.

RACK, Tanja et al. An *in vitro* pilot study of abutment stability during loading in new and fatigue-loaded conical dental implants using synchrotron-based radiography. **International journal of oral e maxillofacial implants**, v. 28, n. 1, 2013.

SAHIN, Cem; AYYILDIZ, Simel. Correlation between microleakage and screw loosening at implant-abutment connection. **The journal of advanced prosthodontics**, v. 6, n. 1, p. 35-38, 2014.

SCARANO, Antonio et al. Implant-abutment contact surfaces and microfenda measurements of different implant connections under 3-dimensional X-ray microtomography. **Implant dentistry**, v. 25, n. 5, p. 656-662, 2016.

SILVA-NETO, João Paulo da et al. Bacterial microleakage at the implant-abutment interface in Morse taper implants. **Brazilian journal of oral sciences**, v. 13, n. 2, p. 89-92, 2014.

SCHMITT, Christian M. et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. **Journal of biomedical materials research part A**, v. 102, n. 2, p. 552-574, 2014.

WEIGL, Paul. New prosthetic restorative features of the Ankylos implant system. **Journal of oral implantology**, Frankfurt, v. 30, n. 3, p. 178-188, 2004.

WENNSTRÖM, Jan L. et al. Implant-supported single-tooth restorations: a 5-year prospective study. **Journal of clinical periodontology**, v. 32, n. 6, p. 567-574, 2005.

ZIPPRICH, Holger et al. Micromovements at the implant-abutment interface: Measurement, causes, and consequences (in German). **Implantologie 2007**, v. 15, n. 0943–9692, p. 31–46, 2007.

## ANEXO

### Anexo 01: Descrição dos Lotes das Amostras:

AMOSTRAS:	IMPLANTES:		PILAR PROTÉTICO:	
	Referência	Lote	Referência	Lote
AMOSTRA 01	17-0543/31010408	B140013208	17-3020/31024120	B150009048
AMOSTRA 02	17-0543/31010408	B140013208	17-3020/31024120	B160001798
AMOSTRA 03	17-0543/31010408	B140013208	17-3020/31024120	B150009048
AMOSTRA 04	17-0546/31010420	0020051926	17-3020/31024120	B150009048
AMOSTRA 05	17-0543/31010408	B140013208	17-3020/31024120	B160001798
AMOSTRA 06	17-0543/31010408	B140013208	17-3020/31024120	B150009048
AMOSTRA 07	SWCM 3585	Q030192257	3501C-H	Q020190868
AMOSTRA 08	SWCM 3585	Q030192257	3501C-H	Q020190868
AMOSTRA 09	SWCM 3585	Q030192257	3501C-H	Q020190868
AMOSTRA 10	SWCM 3585	Q030192257	3501C-H	Q020190868
AMOSTRA 11	SWCM 3585	Q030192257	3501C-H	Q020190868
AMOSTRA 12	SWCM 3585	Q030192257	3501C-H	Q020190868
AMOSTRA 13	BF 3508	115916	406.801	132515
AMOSTRA 14	BF 3508	115916	406.801	132515
AMOSTRA 15	BF 3508	115916	406.801	132515
AMOSTRA 16	BF 3508	115916	406.801	132515
AMOSTRA 17	BF 3508	115916	406.801	132515
AMOSTRA 18	BF 3508	115916	406.801	132515