Universidade de São Paulo

Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto

Departamento de Cirurgia e Traumatologia Buco-maxilo-facial e Periodontia

CAROLINA DELMONDES FREITAS DANTAS

**Avaliação da estabilidade primária de diferentes implantes, por meio de
ensaios biomecânicos, análises radiográficas, tomográficas,
histomorfométricas. Estudo *in vitro*.**

Ribeirão Preto

2016

CAROLINA DELMONDES FREITAS DANTAS

Avaliação da estabilidade primária de diferentes
implantes, por meio de ensaios
biomecânicos, análises radiográficas, tomográficas,
histomorfométricas. Estudo *in vitro*.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto - USP como parte dos requisitos para
a obtenção do título de Doutor em Periodontia.

Orientador: Profº. Drº. Sérgio Luis Scombatti de Souza

Ribeirão Preto

2016

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Ficha Catalográfica

Dantas. Carolina Delmondes Freitas Dantas

Avaliação da estabilidade primária de diferentes implantes, por meio de ensaios biomecânicos, análises radiográficas, tomográficas, histomorfométricas. Estudo *in vitro*. Ribeirão Preto. 2016
p.: il.; 30cm

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. Área de concentração: Periodontia.
Orientador: de Souza, Sérgio Luis Scombatti

Macro-estrutura do implante, estabilidade primária do implante, densidade óssea, tomografia computadorizada, histomorfometria, ensaios biomecânicos.

Folha de Aprovação

Carolina Delmondes Freitas Dantas

Avaliação da estabilidade primária de diferentes implantes, por meio de ensaios biomecânicos,
análises radiográficas, tomográficas, histomorfométricas. Estudo *in vitro*

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Doutor. Área de concentração:
Periodontia.

Aprovado em: ____/____/2016

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

À minha avó **Raimunda Delmondes** que nunca me esqueceu e com sua sabedoria transmitia pelo olhar a confiança e proteção que eu precisava sentir mesmo estando longe da família.

Aos meus pais **Roosevelt** e **Silvia** meu profundo agradecimento pelo incentivo, confiança e apoio na realização dos meus projetos de formação profissional. E ao meu irmão **Gabriel** que passou tantos anos sem meu convívio, mas que não perdeu o sentimento de fraternidade e de proteção mútua. Muito obrigada por acreditarem em mim, mesmo com a distância e a saudade, soubemos enfrentar juntos essa longa jornada. Amo vocês!!

À tia **Margarite** pelo carinho, orientação profissional, inspiração e exemplo de dedicação, comprometimento e amor pela odontologia, meu muito obrigada.

Aos meus outros tios e primos, que sempre compreenderam a razão da minha ausência nos momentos familiares enviando mensagens de incentivos que me fortaleceram.

À todos aqueles que mesmo não nomeados aqui fizeram parte desta etapa da minha vida, meu muito obrigada.

Agradecimentos

À Deus por me dar o Dom da vida, da disposição, da saúde, da coragem e da fé. Também agradeço pela família que tenho, pelos amigos que conquistei, pelas dificuldades que nos trazem ensinamentos, pelos obstáculos que nos levam a buscar alternativas e pela esperança de que tudo vai dar certo.

Ao prof. Dr. **Sergio Luis Scombatti de Souza**, meus agradecimentos pelo incentivo a pesquisa na Odontologia, pelas orientações e observações críticas visando o aperfeiçoamento do trabalho e construção da minha história acadêmica na FORP-USP. Muito aprendizado e crescimento nesta parceria. Ficaré para sempre o sentimento de respeito e gratidão.

Ao prof. Dr. **Arthur Belém Novaes Junior**, registro meus agradecimentos pela oportunidade de aprendizado e contribuição com hipóteses e testes na realização de pesquisas em odontologia, para o desenvolvimento da tecnologia e ciência.

Prof. Dr. **Mário Fernando Grisi**, pelos conhecimentos e orientações que formam doados aos alunos, despertando o interesse em conhecer mais e mais sobre a ciência da periodontia. A sua visão otimista nos influencia positivamente e nos inspira a estudar.

Prof. Dr. **Mário Taba Júnior**, pelo agradável convívio, disponibilidade em ensinar, e pelo exemplo de dedicação e responsabilidade.

Prof. Dra. **Daniela Bazan Palioto**, pelas conversas agradáveis, sua atenção, dedicação e orientação que nos servem como apoio.

Prof. Dr. **Michel Messoria**, pelo entusiasmo à pesquisa.

A todos os colegas do curso de Pós-Graduação, **Carol Mandetta, Umberto, Gustavo, Cris, Paulinha, Mari, Jéssica, Gabriel, Danilo**. Todos foram importantes para mim. Agradeço o espírito colaborativo deste grupo que compreendeu desde o início que juntos aprendemos muito mais.

Agradecimento especial a **Carol Mandetta** uma grande parceira de estudos desde 2007. Mais que amiga, uma irmã. Sua família se tornou extensão da minha, incluído o também querido **Ronaldo Bauab**. Sempre acolhedores proporcionando apoio, segurança e carinho e nos momentos mais especiais formavam o meu núcleo familiar em Ribeirão Preto. Obrigada pelo suporte, amizade e descontração.

A inesquecível **Juliana**, amiga querida que agradeço por compartilharmos momentos inesquecíveis e que deixarão saudades. Ribeirão não seria o mesmo sem a sua companhia quase que diária.

À técnica do Laboratório de Microscopia e Processamento de Imagens, **Adriana Almeida**, registro minha admiração pela sua competência e habilidade traduzindo em imagens exatamente o que desejamos e precisamos para dar visão detalhada e mais próxima da realidade. Obrigada pela sua amizade, dedicação e grande contribuição ao registro da pesquisa.

Ao técnico do Laboratório de Histologia, **Sebastião**, pela sua técnica e preparação das peças para análise histológica. Obrigada pelo seu trabalho e comprometimento.

À equipe da Secretaria acadêmica, **Tati, Dulce e Dani**, meu reconhecimento pelo trabalho e dedicação diária. O controle e organização são processos indispensáveis para o bom desempenho de todos que fazem a FORP. Destaco também o importante trabalho de **Sueli e Dani** na Clínica de Pós-Graduação onde passei tantas horas sempre contando com o apoio e suporte de vocês. Obrigada!

Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

Grupo A: cilindros ósseo de alta densidade

Grupo B: cilindros ósseo de baixa densidade

G1: Grupo Experimental 1

G2: Grupo Experimental 2

G3: Grupo Experimental 3

G4: Grupo Experimental 4

TC: Tomografia Computadorizada

Micro-CT: Micro Tomografia

2D: Bidimensional

3D: Tridimensional

DOT: Densidade óssea tridimensional

STB: Separação Trabecular (STB)

PPF: Porcentagem de poros fechados

PPA: Porcentagem de poros abertos

PPT: Porcentagem da porosidade total

ASTM - *American Society for Testing Materials*

Design - desenho, modelo

Pull-out: arrancar

Push-out: empurrar para fora

µm: micrômetro

mm - milímetro

N - Newton

N.cm - Newton vezes centímetro

% - Porcentagem

® - Marca registrada

Resumo

Resumo

A estabilidade primária, após a instalação do implante, é uma condição essencial para a aplicação de carga imediata, situação clínica cada vez mais desejada por profissionais e pacientes. O presente estudo tem como objetivo avaliar a estabilidade primária de cinco diferentes implantes instalados em bases ósseas padronizadas de osso suíno e blocos de poliuretano (modelos *in vitro*), por meio de ensaios biomecânicos e análise de imagens (microtomográficas e histomorfométricas).

Para certificação e padronização dos cilindros de osso suíno, foram realizadas tomadas radiográficas digitais, determinando cilindros ósseos de alta e baixa densidades. Após a certificação, foram feitas microtomografias computadorizadas dos cilindros ósseos para análise tridimensional de imagens prévia à instalação dos implantes, avaliando os seguintes parâmetros: Densidade Óssea Tridimensional (BV/TV); Separação Trabecular (Tb.Sp); Porcentagem de Poros Abertos (Po.Op); Porcentagem de Poros Fechados (Po.Cl) e Porcentagem de Porosidade Total (Po.Tot). Esses parâmetros foram avaliados em quatro níveis ósseos (N1 – interno às roscas do implante a ser instalado; N2 – adjacente ao final das roscas até 0,5 mm destas; N3 – distante 0,5 mm a 1,5 mm do final das roscas; N4 – área óssea de 0 a 0,5mm da apical do implante). Depois disso, foram selecionados 50 implantes de 5 diferentes modelos, divididos em 5 grupos com 10 implantes cada: Grupo 1 (G1): implantes Xive Plus inseridos em cilindros ósseos de alta (n=5) e de baixa densidades (n=5); Grupo 2 (G2): implantes Ankylos inseridos em cilindros ósseos de alta (n=5) e de baixa densidades (n=5); Grupo 3 (G3): implantes Bone Level inseridos em cilindros ósseos de alta (n=5) e de baixa densidades (n=5); Grupo 4 (G4): implantes AlvimCM inseridos em cilindros ósseos de alta (n=5) e de baixa densidades (n=5); Grupo 5 (G5): implantes DriveCM inseridos em cilindros ósseos de alta (n=5) e de baixa densidades (n=5). A instalação de todos os implantes seguiu o protocolo recomendado pelos fabricantes, sendo realizada a medida do torque de inserção (IT) e logo após a análise de Coeficiente de Estabilidade do Implante - ISQ (avaliação por Frequência de ressonância - RFA). Após a instalação dos implantes nos cilindros ósseos, estes foram submetidos a nova análise tridimensional com os mesmos parâmetros e níveis ósseos. Para as análises nos blocos de poliuretano, foram seccionados 50 blocos de alta e baixa densidade (D1 e D3, respectivamente), e inseridos 50 implantes individualmente nos blocos, utilizando 10 de cada e divididos em 5 grupos: Grupo 6 (G6): implantes Xive Plus inseridos em blocos de poliuretano de alta densidade - D1 (n=5) e de baixa densidade - D3 (n=5); Grupo 7 (G7): implantes Ankylos inseridos em blocos de poliuretano de alta densidade - D1 (n=5) e de baixa densidade - D3 (n=5);

Grupo 8 (G8): implantes Bone Level inseridos em blocos de poliuretano de alta densidade - D1 (n=5) e de baixa densidade - D3 (n=5); Grupo 9 (G9): implantes AlvimCM inseridos em blocos de poliuretano de alta densidade - D1 (n=5) e de baixa densidade - D3 (n=5); Grupo 9 (G9): implantes DriveCM inseridos em blocos de poliuretano de alta densidade - D1 (n=5) e de baixa densidade - D3 (n=5). Após a inserção dos implantes, estes também foram analisados com relação ao torque de inserção, frequência de ressonância e através do ensaio de arrancamento.

Os ensaios biomecânicos mostraram que os implantes instalados no G4 (AlvimCM) e G5 (DriveCM) tiveram maior valores de IT e de RFA em ambas as bases ósseas suínas. Nos blocos de poliuretano, tiveram resultados semelhantes entre as bases ósseas para quase todos os implantes nos testes IT e RFA, havendo um maior valor no ensaio de arrancamento para os implantes Bone Level (G8). Os resultados para todas os parâmetros avaliados por MicroCT mostraram que as diferenças dos valores pós e pré-inserção dos implantes revelaram significância estatística principalmente para G4 e G5 em relação aos outros grupos. A análise histomorfométrica mostrou maiores valores de compactação óssea e de Contato Osso-Implante (BIC) para G2, G4 e G5. Para todas as análises de imagem foi observada uma tendência de maior compactação nos N1, N2 e N4; no N3 não houve um aumento significativo da condensação óssea pós-inserção do implante. Concluiu-se que os implantes AlvimCM e DriveCM mostraram melhores resultados nos testes biomecânicos e em relação ao aumento da densidade óssea ao redor do implante, avaliada pelos métodos de imagem, e que estes resultados estiveram correlacionados à estabilidade primária exibida pós-inserção. Os resultados histomorfométricos confirmaram os resultados obtidos pela análise microtomográfica, demonstrando assim a validade do método 3D de análise por imagem.

Palavras Chave: Macro-estrutura do implante, estabilidade primária do implante, densidade óssea, tomografia computadorizada, histomorfometria, ensaio biomecânico.

Sumário

Introdução	14
Proposição.....	19
Materiais e Métodos	21
Resultados	60
Discussão	93
Conclusão	103
Referências Bibliográficas	105
Apêndice	113
Artigo I	113
Artigo II	141

Introdução

Introdução

A estabilidade primária é alcançada quando o implante é instalado em um sítio ósseo, ocorrendo uma adaptação mecânica direta entre o osso e a superfície do implante¹⁻⁶, sendo esta uma condição essencial para assegurar a resistência do implante a micromovimentos. Embora tenha sido demonstrado que o excesso de micromovimentos durante a fase de cicatrização poderia interferir na reparação óssea na interface osso-implante, existe um limite tolerado, situado entre 50µm e 150µm⁷⁻⁹. Portanto, a aplicação de carga imediatamente após a colocação do implante foi testada e é uma possibilidade clínica real, desde que sejam respeitados determinados parâmetros^{6,10}. A obtenção e manutenção da estabilidade primária do implante é um dos pré-requisitos mais importantes para o sucesso da carga imediata⁶.

A estabilidade primária adequada de um implante é importante para a cicatrização e boa formação óssea, permitindo assim uma melhor distribuição das tensões da mastigação e das cargas oclusais funcionais¹¹. O sucesso desta adaptação, no entanto, depende de vários fatores, incluindo a qualidade e quantidade óssea local, a geometria do implante (comprimento, diâmetro e formato, ou seja, sua macro-estrutura) e a técnica de preparo cirúrgico do leito do implante. A interação destes parâmetros determina a estabilidade inicial do implante, sendo a qualidade e a quantidade ósseas, bem como a macro-estrutura dos implantes, os parâmetros mais relevantes^{5,6,12-15}.

Em relação à macroestrutura, diversas formas de implantes dentários estão disponíveis, fornecendo, na maioria das vezes, uma boa estabilidade primária em caso de densidade óssea favorável. Entretanto, os fabricantes têm se empenhado em desenvolver formatos alternativos de implantes com a finalidade de garantir e proporcionar uma boa estabilidade primária mesmo em áreas com má qualidade óssea¹⁶. Desse modo, foram desenvolvidos implantes cônicos – inicialmente concebidos para instalação de implantes imediatos após a extração dentária – os quais têm sido também utilizados para melhorar a estética e facilitar a colocação do implante em espaços reduzidos entre dentes naturais adjacentes^{17,18}. A teoria por trás do uso de implantes cônicos é a de proporcionar um grau de compressão das trabéculas em um sítio de osso pobre em qualidade^{6,17,18} e uma melhor distribuição das forças no osso circundante, criando assim uma compactação mais uniforme do osso nas paredes adjacentes em comparação aos implantes de paredes paralelas. Assim, quando inserido, o implante cônico cria uma compressão lateral no osso¹⁸, promovendo

uma maior estabilidade primária nos implantes e diminuindo a micromovimentação, fatores que são fundamentais para a possibilidade de utilização da carga imediata¹⁶⁻²⁰.

Os formatos das roscas também estão relacionados com a estabilidade primária do implante. Estudos relataram que a profundidade, a espessura, o ângulo de face, o passo e o ângulo de hélice da rosca afetam na distribuição de carga biomecânica do implante^{18,21,22}. As roscas são utilizadas com o intuito de maximizar o contato inicial, melhorar a estabilidade primária, aumentar a área de superfície do implante dentário^{18,22,23} e promover uma dissipação do estresse mais favorável^{22,24,25}. Assim, os fabricantes desenvolveram alternativas de estruturas de implantes com diferentes conformações de roscas, com vista a uma maior estabilidade inicial e, por conseguinte, a um processo de integração óssea mais previsível. Alguns desenhos de rosca são criados para compensar problemas encontrados em quantidade e qualidade óssea de baixa densidade, proporcionando um melhor contato osso-implante, enquanto outros têm a finalidade de proporcionar uma inserção mais rápida²⁶⁻²⁸. Estudos avaliando a influência do desenho das roscas observaram que aquelas de formato quadrado possuem certas qualidades benéficas para uma maior condensação óssea, e que a incorporação de mais roscas por área de superfície do implante pode torná-lo mais estável, especialmente no momento da instalação²⁷⁻²⁹.

A qualidade e a quantidade de osso no sítio receptor são consideradas primordiais para se atingir e manter o sucesso de implantes orais. O método mais popular de avaliação da qualidade óssea foi desenvolvido por³⁰, que introduziu uma escala de I a IV, baseada na avaliação radiográfica e na sensação de resistência experimentada pelo cirurgião durante a preparação do sítio receptor^{14,30-32}. A instalação de implantes em ossos do tipo I (de alta densidade óssea, formados por um osso compacto homogêneo) ao tipo III (formados por camada espessa de osso cortical envolvendo osso trabecular) apresenta melhores resultados clínicos, enquanto os implantes instalados no osso tipo IV (de baixa densidade óssea, com fina camada de osso cortical envolvendo um osso trabecular de pouca densidade) apresentam menores taxas de sucesso devido principalmente à falta de estabilidade primária, levando ao insucesso do processo de osseointegração^{33,34}. O osso tipo IV é normalmente encontrado em zonas posteriores de maxila, e é neste tipo ósseo que se encontra a maior dificuldade em se conseguir uma fixação inicial rígida, pelo fato de ser muito poroso^{14,30}.

Vários estudos clínicos têm demonstrado uma maior taxa de sobrevivência para os implantes dentários instalados na mandíbula^{5,27,32,35,36} e uma menor taxa para aqueles instalados na maxila^{5,27,32,37,38}. Essa discrepância deve-se principalmente às condições ósseas ao redor dos implantes³⁹, pois a mandíbula possui predomínio de ossos tipo I e II. Outros estudos clínicos, avaliando a instalação de implantes com carga imediata, mostraram uma maior taxa de falha no osso de baixa densidade, reforçando a ideia de que a estabilidade primária é um dos principais determinantes para o sucesso de implantes de carga imediata^{5,40,41}.

Até a atualidade, as técnicas histológicas quantitativas foram consideradas o “padrão ouro” para avaliar a arquitetura do osso trabecular e cortical⁴²⁻⁴⁴. Além disso, essas análises fornecem informações únicas sobre a celularidade e os índices dinâmicos de remodelação óssea. Contudo, esta técnica possui limitações, como por exemplo, a invasibilidade clínica e a avaliação da microarquitetura óssea, em razão dos parâmetros estruturais serem limitados à análise bidimensional (2D)⁴⁵.

Recentemente, a introdução da imagem digital no diagnóstico odontológico possibilitou um método mais sensível para delinear novos parâmetros de quantificação histomorfométrica da microestrutura trabecular. Esta tecnologia dispõe de recursos como controle de brilho e contraste, inversão de imagem, determinação de distâncias e densidade radiográfica que podem ser úteis na avaliação de características ósseas. A Tomografia Computadorizada (CT) tem sido de grande valia na avaliação tridimensional das estruturas ósseas, complementando a avaliação bidimensional obtida pelas imagens radiográficas³². A Micro Tomografia Computadorizada (Micro-CT) foi desenvolvida com capacidade para avaliar imagens celulares de 20 µm até dimensões sub-celulares, por exemplo, de 1 µm. Com isso, a Micro-CT tornou-se o "padrão ouro" para avaliação da morfologia e micro estrutura óssea, usando dados de projeções em raio-X de vários ângulos para construir uma representação em 3D do modelo que caracteriza a distribuição da densidade do material, permitindo assim o estudo de estruturas de alguns micrômetros, tais como trabéculas ósseas^{46,47}. Assim, medições podem ser realizadas em um tempo muito mais curto do que as típicas análises histológicas de parâmetros histomorfométricos. Além disso, a Micro-CT possibilita a utilização de amostras ósseas não descalcificadas^{45,48,49}. Estudos recentes utilizando a Micro-CT têm avaliado o comprimento, diâmetro, formato, superfície e material do implante, a condensação

óssea, o tempo de implantação, o sítio de implantação, a aplicação ou não de carga funcional sobre os implantes analisados e o período de cicatrização antes da aplicação da carga funcional^{46,50,51}.

Vários métodos podem ser utilizados para aferir a estabilidade primária. Estes métodos incluem ensaios clínicos não-invasivos (métodos de escutas, como o Torque de Inserção, o Periotest, a Análise de Frequência de Ressonância - Osstell), e invasivos (testes de PullOut ou Ensaio de Arrancamento, Push Out, Torque de Remoção)^{6,16,18,20,27}. A medida de Torque de Inserção (TI) foi originalmente desenvolvida por⁵² e posteriormente aprimorada por^{53,54}. Neste método, o objetivo principal é o de quantificar o torque inicial (N.cm) no momento da instalação do implante^{20,32,55}, fornecendo assim informações importantes para a previsão de sobrevivência do mesmo antes da carga imediata^{8,56}. Em geral, os valores medidos estão entre 5 e 50 N.cm. Entretanto, não se sabe exatamente quanto de torque é necessário para se atingir estabilidade primária suficiente em sistemas de implantes individuais. A maioria dos sistemas de implantes disponíveis no mercado sugere que um mínimo de 35 N.cm de torque de inserção é recomendável para o uso de carga imediata, mas os valores podem variar de sistema para sistema e também entre situações clínicas diferentes; de todo modo, em geral, quanto maior for o torque de inserção, maior é a densidade do osso no qual o implante está sendo inserido^{5,32}. Estudos têm demonstrado uma clara correlação entre o torque de inserção do implante e densidade óssea, que pode ser determinada utilizando-se micro-radiografia⁵⁷⁻⁵⁹ ou com a ajuda da tomografia computadorizada^{32,60}. Por esta razão, a aferição do torque de inserção para quantificar a estabilidade primária *in vivo* tem sido amplamente estabelecida na rotina clínica^{32,60}.

Entre os testes não invasivos, a Análise de Frequência de Ressonância (AFR) foi encontrada como sendo o método mais bem-sucedido para avaliação da estabilidade primária por causa da sua facilidade de uso e precisão^{5,6}. A obtenção dos dados é feita por meio da adaptação de um dispositivo chamado *smartpeg* ao implante. O aparelho, que gera uma série de sinais com diferentes frequências em Hertz (Hz), é apontado para este dispositivo e, de acordo com a intensidade do sinal que retorna ao aparelho, afere-se a estabilidade do conjunto implante mais base óssea. Esses valores são imediatamente convertidos em Coeficiente de Estabilidade do Implante (ISQ)^{5,6}. Vários estudos têm relatado que a frequência de ressonância é um dado importante para analisar a estabilidade primária após a implantação, bem como o grau de

estabilidade depois da osseointegração^{5,61,62}, enquanto outros estudos têm demonstrado dúvidas sobre a correlação entre os valores de torque de inserção e de frequência de ressonância^{6,27}.

Além dos métodos clínicos utilizados para aferir a estabilidade primária, existem ensaios mecânicos também relacionados com o *design* de implantes, como o Ensaio de Arrancamento, método consagrado na ortopedia médica^{22,63-65}. O Ensaio de Arrancamento avalia o grau de resistência do implante, por meio do uso de força de remoção ao longo do eixo: quanto maior a resistência, maior o contato osso-implante e, conseqüentemente, maior a estabilidade inicial^{22,65,66}. Há relação entre a resistência de implantes ao arrancamento e a sua geometria. Implantes cônicos apresentaram maior resistência ao arrancamento e ao torque de inserção que os implantes cilíndricos, e esta resistência é proporcional à superfície de rosca em contato com o tecido ósseo¹⁶. Alguns estudos têm observado a correlação entre torque de inserção (TI) e força de arrancamento (FA) axial para determinar se é possível prever a retenção de parafuso no tecido ósseo^{59,67}, e segundo alguns autores, há uma correlação direta entre TI e FA axial^{6,22,32}.

A estabilidade primária é afetada diretamente pela qualidade óssea e macro-estrutura do implante, motivo pelo qual formatos de implantes para uso em áreas de baixa qualidade óssea vêm sendo lançados por diversos fabricantes. A finalidade do presente estudo é avaliar a estabilidade primária, por meio de ensaios biomecânicos e análise de imagens (microtomográficas e histomorfométricas), de cinco diferentes macroestruturas de implantes instalados em bases ósseas padronizadas, em um modelo *in vitro*.

Proposição

O objetivo deste trabalho foi avaliar comparativamente a estabilidade inicial de cinco tipos de implantes, controlando fatores de variabilidade óssea, em modelos *in vitro*, por meio de:

Imagem: radiografia digital e tomografia computadorizada, avaliando parâmetros ósseos bi e tridimensionais;

Torque de Inserção: medida do torque de travamento do implante ao final de sua inserção;

Análise de Frequência de Ressonância (RFA): utilizando o Osstell, após o travamento final de inserção dos implantes, para medir o Cociente de Estabilidade do Implante (ISQ);

Análise Histomorfométrica: avaliando o contato osso-implante e a densidade óssea trabecular em áreas ósseas intra-rosca e adjacentes ao implante

Ensaio de Arrancamento: avaliando a resistência ao arrancamento do implante da base na qual estava instalado.

Materiais e Métodos

Materiais e Métodos

Para a realização deste estudo foram utilizados ossos suínos frescos, adquiridos de açougues de Ribeirão Preto e região, bem como ossos artificiais (blocos de poliuretano).

Preparo dos Cilindros Ósseos suínos

Os cilindros ósseos para a confecção dos espécimes foram obtidos a partir do côndilo mandibular (osso de baixa densidade) e da cabeça do fêmur (osso de alta densidade).

Com auxílio de uma broca trefina de 15mm de diâmetro por 20mm de comprimento especialmente confeccionada foi realizada a osteotomia, com a preparação de cilindros ósseos com 18mm de comprimento e 15mm de diâmetro, em um total de 50 peças, das quais 25 apresentavam baixa densidade óssea e 25 alta densidade óssea (Figuras 1 a 5).

Figura 1: A) Remoção de cilindro de baixa densidade óssea do ramo mandibular suíno; B) Trefina em ação na cabeça do fêmur suíno para remoção de cilindro de alta densidade óssea.

Figura 2: A) Cilindro de baixa densidade óssea delimitado na mandíbula suína; B) Cilindro de alta densidade óssea delimitado no fêmur suíno.

Figura 3: (A e B): Broca trefina de 20mm de comprimento por 15mm de diâmetro.

Figura 4: (A, B, C e D): Verificação com paquímetro das dimensões do cilindro ósseo (18mm de comprimento e 15mm de diâmetro).

Figura 5: Cilindros ósseos preparados e identificados.

Os cilindros ósseos preparados foram então envolvidos com gases embebidas em solução isotônica de cloreto de sódio e hermeticamente embalados em sacos plásticos para evitar secagem. As amostras foram armazenadas a -20°C até o momento dos experimentos.

Preparação do Bloco de Osso Artificial

No presente estudo foi utilizado um modelo artificial homogêneo à base de poliuretano, o qual apresenta propriedade elástica uniforme (isotrópico) e módulo de elasticidade semelhante ao do tecido ósseo medular humano⁶⁸. Este material é indicado para estudos que visam simular o osso humano: o poliuretano é considerado o material padrão para a realização de ensaios mecânicos em implantes ortopédicos²³.

Foram utilizadas placas de poliuretano¹ de duas diferentes densidades: usando a classificação de Misch⁶⁹ da densidade óssea, osso D1 (Osso de alta densidade) simulado com a placa de poliuretano de $0,40\text{g/cm}^3$ (40 PCF) e osso D3 (Osso de baixa densidade) simulado com a placa de poliuretano de $0,20\text{g/cm}^3$ (20 PCF) (Figura 6).

A partir da seleção das placas, com o auxílio de um disco de carborundum, foram confeccionados 50 blocos de poliuretano de 2cm de comprimento, 4cm de altura e 2cm de largura (25 blocos de alta densidade – D1 40PCF e 25 blocos de baixa densidade – D3 20PCF). Os blocos eram de um mesmo lote e foram devidamente pesados para avaliação de sua uniformidade (Figuras 6 e 7).

Figura 6: Placa de poliuretano de 40 PCF com alta estabilidade dimensional.

¹Nacional Ossos®, Jaú, Brasil

Figura 7: Blocos de poliuretano confeccionados (2cm de comprimento, 4cm de altura e 2cm de largura).

Seleção dos Implantes

Foram utilizados 100 implantes para a execução deste estudo, de 5 diferentes sistemas auto-rosqueáveis, divididos em 5 grupos com 20 unidades cada: Grupo 1 - XiVE® PLUS² (implantes de 3,4mm de diâmetro por 9,5mm de comprimento); Grupo 2 - Ankylos®³ (implantes de 3,5mm de diâmetro por 9,5mm de comprimento); Grupo 3 - Straumann Bone Level⁴ (implantes de 3,3mm de diâmetro por 10mm de comprimento); Grupo 4 – implantes Neodent Alvim CM⁵ (implantes de 3,5mm de diâmetro por 10mm de comprimento) e Grupo 5 – implantes Neodent Drive CM⁶ (implantes de 3,5mm de diâmetro por 10mm de comprimento) (Figura 8).

² Dentsply Friadent, GmbH, Mannheim, Alemanha

³ Dentsply Friadent, GmbH, Mannheim, Alemanha

⁴ Straumann, Basel, Suíça

⁵ Neodent, Curitiba, Brasil

⁶ Neodent, Curitiba, Brasil

Figura 8: Imagem dos implantes: **A)** Xive® Plus; **B)** Ankylos®; **C)** Straumann Bone Level; **D)** Neodent Alvim CM; **E)** Neodent Drive CM.

Certificação dos Cilindros Ósseos

Os cilindros ósseos foram separados em 2 grupos: Grupo A: cilindros removidos da cabeça do fêmur (com trabéculas ósseas compactas – alta densidade óssea), e Grupo B: cilindros removidos do côndilo mandibular (com trabéculas ósseas mais espaçadas – baixa densidade óssea). Para a etapa de certificação dos cilindros, com a finalidade de avaliar a uniformidade intragrupos e as diferenças intergrupos, foi inicialmente determinada a densidade radiográfica bidimensional, da mesma forma descrita por Dantas et al. em 2015⁷⁰.

Resumidamente, foram realizadas tomadas radiográficas com a técnica do paralelismo, empregando uma unidade de raios-X e um sensor digital⁷, as quais foram armazenadas no formato *tagged image file format* (TIFF). Para padronização geométrica, foi utilizado um posicionador radiográfico⁸ conectado a um registro de impressão feito com material de moldagem⁹ (Figura 9).

⁷ RVG Trophy, Eastman Kodak Company, Rochester, NY, EUA

⁸ XCP, Rinn Corporation, Elgin, IL, USA

⁹ Optosil® Comfort Putty, Heraeus Kulzer South America Ltda., SP, Brasil

Figura 9: Cilindro ósseo montado em dispositivo individualizado para padronização geométrica da tomada radiográfica digital.

As medições foram realizadas com o auxílio de programa de computador específico¹⁰. A medida linear avaliada foi a disposição das trabéculas, antes da inserção dos implantes. As imagens utilizadas nessas medições, obtidas por meio desse programa, tiveram os níveis de cinza calibrados entre si. Para calcular as mudanças nos níveis de cinza, caracterizando a variação na densidade radiográfica, regiões de interesse padronizadas (16 pixels²) foram definidas para cada área. As áreas medidas foram selecionadas de modo que três quadrados, medindo 0,16 cm² (0,4cm X 0,4cm) cada, estivessem situados em três regiões centrais selecionadas, sendo estas: (1) porção coronal, (2) porção média, (3) porção apical do cilindro ósseo. Entre cada quadrado, houve uma distância de 0,2cm (Figura 10).

¹⁰ Image Tool for Windows, Version 3.00, UTHSCSA, San Antonio, TX, EUA

Figura 10: **A)** Radiografia digital obtida; **B)** Regiões de interesse padronizadas (16 pixels²) para cálculo da densidade óssea radiográfica (certificação 2D) do cilindro ósseo, em três regiões centrais selecionadas: (1) porção coronal, (2) porção média, (3) porção apical.

Nessas regiões pré-determinadas foram medidas as densidades ósseas radiográficas, pelo nível médio de tons de cinza (o qual varia de 0 a 255). A média dos três quadrados foi considerada a medida da densidade óssea do cilindro. A partir dos valores obtidos, foram agrupados os cilindros de osso com densidades semelhantes. Foram considerados cilindros ósseos de Baixa Densidade (Grupo B) aqueles com valores de densidade radiográficas iguais ou menores que 80, e de Alta Densidade (Grupo A) aqueles com valores de densidade radiográfica maior ou igual a 110. Os cilindros que apresentaram valores fora desses parâmetros foram excluídos, até que ao final houvesse 50 cilindros ósseos (25 de Baixa Densidade e 25 de Alta Densidade) com a padronização das densidades de cada grupo.

Avaliação por Imagem Bidimensional (Análise 2D)

Além da certificação dos cilindros, esta primeira tomada radiográfica também foi utilizada para a subtração das imagens radiográficas obtidas após e antes da instalação dos implantes. Para isso, foram pré-determinadas outras 3 regiões contíguas à área da inserção do implante, sendo estas: (4) terço médio ao lado da área que receberá o implante, (5) terço médio do lado oposto e (6) porção apical à área que receberá o implante. Estas regiões foram novamente aferidas após inserção dos implantes para observar o nível de compactação ósseo nas regiões adjacentes aos implantes (Figuras 11 e 12).

Figura 11: Ilustração das áreas de leitura das imagens radiográficas para certificação dos cilindros ósseos e subtração radiográfica.

Figura 12: A) Ilustração das regiões padronizadas de interesse (ROI) pré-implante; B) Regiões padronizadas de interesse pós-inserção do implante Alvim CM.

Avaliação por Imagem Tridimensional (Análise 3D)

Para a avaliação de diversos parâmetros ósseos tomográficos foram realizadas análises tridimensionais, por meio de tomografias computadorizadas de cada cilindro ósseo, utilizando o

Microtomógrafo SkyScan 1172-160¹¹ (Figura 13), com a realização de cortes tomográficos seriados (Figura 14).

Figura 13: Microtomógrafo de bancada (SkyScan 1172).

Figura 14: **A)** Corte tomográfico transversal de cilindro ósseo do Grupo A – alta densidade; **B)** Corte tomográfico transversal de cilindro ósseo do Grupo B – baixa densidade.

¹¹ SKYSCAN, Kontich, Bélgica

A partir do histograma de níveis de cinza (0 a 255), as imagens foram tornadas binárias, para homogeneização entre si. Para a reconstrução microtomográfica, foram obtidas imagens (*slices*, ou cortes tomográficos) de exibições tomográficas transversais por meio de 360° de rotação, usando um filtro de alumínio-cobre. Todas as imagens reconstruídas tiveram 2000 x 1336 pixels, com um tamanho do pixel de 10 μm .

Após a reconstrução da imagem, com o auxílio do software do tomógrafo, foi definido, a partir do centro do cilindro ósseo, um cilindro tomográfico medindo 7mm de diâmetro por 5mm de altura, com início 2mm abaixo do topo do cilindro ósseo (Figura 15), no qual foram feitos cortes tomográficos seriados que posteriormente permitiram a reconstrução em terceira dimensão dos cilindros (Figura 16) e o cálculo da Densidade óssea tridimensional (DOT - razão entre o volume de trabéculas ósseas e o volume total tomográfico).

Os dados obtidos foram agrupados e tabulados inicialmente para a realização de estatística descritiva (cálculos de médias, medianas e desvios-padrão). Foram avaliadas as eventuais diferenças entre os cilindros dos grupos A e B, tanto em 2D como em 3D.

Figura 15: Área pré-estabelecida para realizar das análises em 3D (7mm de diâmetro por 5mm de altura, com início 2mm abaixo do topo do cilindro ósseo).

Figura 16: A) Reconstrução tridimensional de cilindro tomográfico do Grupo A – alta densidade; B) Reconstrução tridimensional de cilindro tomográfico do Grupo B – baixa densidade.

Procedimentos Experimentais

Avaliação tomográfica pré-inserção dos implantes

Antes da inserção dos implantes nos cilindros ósseos, foram realizadas novas análises morfométricas. Após ser definida a área central do cilindro ósseo a ser avaliada, foram determinados nas imagens tomográficas reconstruídas quatro níveis de avaliação:

- **Nível 1 pré-implante:** Avaliação morfométrica da primeira área (de 0 a 0,5mm). Foi criado no centro do cilindro tomográfico previamente definido um novo cilindro correspondente ao volume do corpo do implante a ser inserido, descontadas as dimensões das roscas. Tomograficamente foi removida toda a estrutura óssea desse cilindro correspondente ao implante, e a partir dele foi definido um círculo distando 0,5mm, correspondente à área óssea que ficará, após a inserção do implante, interna às roscas. Após este procedimento, foram feitas as avaliações tomográficas previamente citadas neste anel ósseo de 0 a 0,5mm (Figura 17);
- **Nível 2 pré-implante:** Foi criado no centro do cilindro tomográfico um novo cilindro, correspondendo ao diâmetro total do implante (corpo e roscas), e foi removida tomograficamente toda a estrutura óssea desse cilindro. A partir deste cilindro removido

foi definido um círculo distando 0,5mm, correspondente à área óssea que ficará, após a inserção do implante, imediatamente contígua ao final das roscas do implante e distante até 0,5mm (anel ósseo de 0 a 0,5mm do final das roscas) (Figura 17);

- **Nível 3 pré-implante:** Foi criado no centro do cilindro tomográfico previamente definido um novo cilindro correspondente ao volume corpo do implante a ser inserido com as roscas, mais o Nível 2 pré-implante. Tomograficamente foi removida toda a estrutura óssea desse cilindro correspondente ao implante, e a partir dele foi definido um círculo distando 0,5mm, correspondente à área óssea que ficará, após a inserção do implante, distante de 0,5mm a 1,0mm do final das roscas (anel ósseo de 0,5 a 1,0mm do final das roscas) (Figura 17).
- **Nível 4 pós-implante:** Foi criado no centro do cilindro tomográfico um novo cilindro, correspondendo ao diâmetro total do implante a ser inserido (corpo e roscas), e foi removida tomograficamente toda a estrutura óssea desse cilindro. A partir deste cilindro removido, foi definida uma área de 0,5mm apicalmente a este, correspondendo à área óssea que ficará imediatamente adjacente a região apical do implante (área óssea de 0 a 0,5mm da apical do implante) (Figura 17).

Figura 17: Imagem tomográfica dos níveis pré-implante. Em amarelo, Nível 1 pré-implante; em roxo, Nível 2 pré-implante; em azul, Nível 3 pré-implante; em verde, Nível 4 pré-implante.

Em todos os níveis de avaliação, foram analisados os seguintes parâmetros tomográficos:

- Densidade óssea tridimensional (BV/TV - razão entre o volume de trabéculas ósseas e o volume total tomográfico);
- Separação Trabecular (Tb.Sp) – separação máxima entre as trabéculas no volume avaliado;
- Porcentagem de poros fechados (Po.Cl);
- Porcentagem de poros abertos (Po.Op);
- Porcentagem da porosidade total (Po.Tot, em relação ao volume do cilindro tomográfico).

Inserção dos Implantes

Um dispositivo foi especialmente confeccionado para promover uma melhor adaptação e imobilização na peça durante o procedimento de inserção dos implantes (Figura 18).

As perfurações seguiram o protocolo recomendado pelos fabricantes dos implantes (Xive® e Ankylos® – Dentsply Friadent; Bone Level – Straumann; AlvimCM e DriveCM – Neodent), compreendendo, resumidamente, a utilização de um contra-ângulo redutor 20:1 com iluminação LED dupla¹² acoplado a um motor para implantes¹³, utilizado a 800 rotações por minuto. A fresagem progressiva até o recomendado para o comprimento e diâmetro dos implantes utilizados ocorreu sob abundante irrigação com soro fisiológico durante todo o procedimento.

A instalação dos implantes foi realizada em baixa rotação com torque máximo do motor livre, até o ponto de travamento no nível desejado. Todos os implantes foram colocados com a sua porção mais cervical no nível ósseo. Qualquer anomalia na inserção ou travamento precoce do implante, antes do seu posicionamento ideal, foi registrada – nesse caso, o implante foi posicionado no nível ósseo com o auxílio de uma catraca manual. Foram utilizados 5 implantes de cada Grupo em cada um dos experimentos (Figura 19 a 23).

¹² Gnatus® Bienair, Ribeirão Preto, SP

¹³ IChiropro, Gnatus® Bienair, Ribeirão Preto, SP

Figura 18: Dispositivo especialmente confeccionado para melhor adaptação e imobilização na peça durante o procedimento de inserção dos implantes.

Figura 19: Sequência de instalação de implante Xive em cilindro ósseo de alta densidade. A: cilindro ósseo fixado ao dispositivo; B: broca esférica; C: broca cilíndrica de 2.0mm; D: broca twist para implante 3,0mm; E: broca twist para implante 3,4mm; F: broca de preparo da crista óssea; G: inserção do implante com motor; H: implante na posição final no bloco ósseo.

Figura 20: Sequência de instalação de implante Ankylos em cilindro ósseo de alta densidade. A: cilindro ósseo fixado ao dispositivo; B: broca esférica; C: broca cilíndrica de 2mm; D: broca cilíndrica A; E: alargador cônico; F: implante pronto para inserção; G: inserção do implante com motor; H: implante na posição final no bloco ósseo.

Figura 21: Sequência de instalação de implante Bone Level no bloco ósseo de alta densidade. A: broca esférica; B: broca cilíndrica de 2.2mm; C: broca cilíndrica de 2.8mm; D: broca de perfil; E: inserção do implante com motor; F: implante na posição final no bloco.

Figura 22: Sequência de instalação de implante Alvim CM em cilindro ósseo de alta densidade. A: dispositivo para inserção do bloco ósseo; B: broca lança; C: broca Alvim 2.0; D: broca Alvim 3.5; E: Broca Piloto CM 2.8/3.5; F: implante pronto para inserção; G: inserção do implante com motor; H: implante na posição final no bloco ósseo.

Figura 23: Sequência de instalação de implante Drive em cilindro ósseo de alta densidade. A: bloco ósseo fixado ao dispositivo; B: broca lança; C: broca Alvim 2.0; D: broca Alvim 3.5; E: implante pronto para inserção; F: inserção do implante com motor; G e H: implante na posição final no bloco ósseo.

Os experimentos foram então didaticamente divididos em:

- **Experimento 1 (Bloco de Poliuretano – D1 – Baixa Densidade):** Após a instalação dos implantes foram feitos os exames de análise de torque de inserção e de frequência de ressonância e logo após foi realizado o ensaio de arrancamento;
- **Experimento 2 (Bloco de Poliuretano – D3 – Alta Densidade):** Após a instalação dos implantes foram feitos os exames de análise de torque de inserção e de frequência de ressonância e logo após foi realizado o ensaio de arrancamento;
- **Experimento 3 (Cilindro Ósseo de Baixa Densidade):** Antes da inserção dos implantes foram realizadas radiografias digitais, conforme descrito na seção de certificação dos blocos ósseos, e a tomografia computadorizada inicial dos blocos. Após a inserção: Análise de Torque de Inserção, Análise de Frequência de Ressonância, Tomografia Computadorizada Final e Análise histomorfométrica;
- **Experimento 4 (Cilindro Ósseo de Alta Densidade):** Antes da inserção dos implantes foram realizadas radiografia digital, conforme descrito na seção de certificação dos blocos ósseos, e a tomografia computadorizada inicial dos blocos.

Após a inserção: Análise de Torque de Inserção, Análise de Frequência de Ressonância, Tomografia Computadorizada Final e Análise histomorfométrica;

Análise de Torque de Inserção (TI)

Para a inserção dos implantes foi utilizado o motor IChiropro¹⁴, o qual possui um controle eletrônico de torque e velocidade. O torque e velocidade são mostrados em tempo real, durante a inserção do implante, por meio de um tablet (IPad)¹⁵ acoplado, sendo os dados automaticamente guardados em uma pasta durante o procedimento.

Para isso, foi acoplado ao motor um contra-ângulo redutor 20:1¹⁶, com sistema de irrigação interna e iluminação LED, para inserção dos implantes nos cilindros ósseos e nos blocos de poliuretano. A inserção foi iniciada sempre com o torque de 10 N.cm até se alcançar a completa inserção do implante. A inserção era interrompida no momento em que o implante estivesse totalmente inserido e posicionado ao nível ósseo, e o último valor registrado foi considerado o valor do torque de inserção de cada implante (Figura 24).

Figura 24: Valores de Torque de Inserção (TI) de implantes instalados em alta densidade óssea (A) e baixa densidade óssea (B). Torque de Inserção em azul; Velocidade de inserção em preto.

¹⁴IChiropro, Gnatus® Bienair, Ribeirão Preto, SP

¹⁵Apple, Cupertino, Califórnia, EUA

¹⁶Gnatus® Bienair, Ribeirão Preto, SP

Análise da Frequência de Ressonância (RFA)

Após finalizada a instalação, os implantes foram submetidos à análise de frequência de ressonância (RFA), que é representada como coeficiente de estabilidade do implante (ISQ), cujos valores variam de 1 a 100 e quanto maior o valor, maior é a estabilidade. Para tal foi utilizado o Osstell^{®17}, sendo conectado a cada implante um transdutor de modelo apropriado (SmartPeg -Tipo 41 para os implantes da Alvim CM, Drive CM e Ankylos; e Tipo 22 para os implantes Bone Level e Xive).

Todas as medições foram realizadas de acordo com as normas do fabricante. Foram feitas quatro aferições para cada implante de forma padronizada com intervalos de 90 graus entre as mesmas, sendo calculada a média das 4 medidas (Figura 25).

Figura 25: Avaliação da frequência de ressonância de implante Ankylos utilizando o Osstell.

Avaliação tomográfica pós-inserção dos implantes nos cilindros suínos

Após a instalação dos implantes, foram realizadas novamente tomadas e reconstruções microtomográficas (em 360° de rotação) dos cilindros. Todas as imagens reconstruídas também tiveram 2000 x 1336 pixels, com um tamanho do pixel de 10 µm.

¹⁷Integration Diagnostics AB, Gotemburgo, Suécia

Utilizando o software de análise (CTan *Analyser*) para quantificar microestruturas, foi determinada a região de interesse (ROI) das seções transversais para análise morfométrica em 2D, e após determinação da região foi observado o volume de interesse (VOI) para a análise morfométrica em 3D (Figuras 26 a 35).

A partir dessa determinação, foram definidos os níveis de avaliação pós-implante:

- **Nível 1 pós-implante:** Avaliação morfométrica da primeira área (de 0 a 0,5mm). Foi criado no centro do cilindro tomográfico previamente definido um novo cilindro correspondente ao volume do corpo do implante inserido, descontadas as dimensões das roscas, removido tomograficamente. Toda a estrutura óssea desse cilindro correspondente ao implante também foi removida, e a partir desse cilindro tomográfico, foi definido um círculo distando 0,5mm, correspondente à área óssea interna às roscas (anel ósseo de 0 a 0,5mm) (Figura 36);
- **Nível 2 pós-implante:** Foi criado no centro do cilindro tomográfico um novo cilindro, correspondendo ao diâmetro total do implante inserido (corpo e roscas), sendo removida tomograficamente toda a estrutura óssea desse cilindro. A partir deste cilindro removido, foi definido um círculo distando 0,5 mm, correspondente à área óssea imediatamente contígua ao final das roscas do implante e distante até 0,5 mm (anel ósseo de 0 a 0,5 mm do final das roscas) (Figura 36);
- **Nível 3 pré-implante:** Foi criado no centro do cilindro tomográfico previamente definido um novo cilindro correspondente ao volume do corpo do implante inserido com as roscas, mais o Nível 2 pré-implante. Tomograficamente foi removida toda a estrutura óssea desse cilindro correspondente ao implante, e a partir dele foi definido um círculo distando 0,5mm, correspondente à área óssea de 0,5mm a 1,0mm do final das roscas (anel ósseo de 0,5 a 1,0mm do final das roscas) (Figura 36).
- **Nível 4 pós-implante:** Foi criado no centro do cilindro tomográfico um novo cilindro, correspondendo ao diâmetro total do implante inserido (corpo e roscas), e foi removida tomograficamente toda a estrutura óssea desse cilindro. A partir deste cilindro removido, foi definida uma área de 0,5mm apicalmente a este, correspondendo à área óssea imediatamente adjacente à região apical do implante (área óssea de 0 a 0,5mm apical do implante) (Figura 36).

Figura 26: Imagens tomográficas de implante Xive em cilindro ósseo de alta densidade.

Figura 27: Imagens tomográficas de implante Xive em cilindro ósseo de baixa densidade.

Figura 28: Imagens tomográficas de implante Ankylos em cilindro ósseo de alta densidade.

Figura 29: Imagens tomográficas de implante Ankylos em cilindro ósseo de baixa densidade.

Figura 30: Imagens tomográficas de implante Bone Level em cilindro ósseo de alta densidade.

Figura 31: Imagens tomográficas de implante Bone Level em cilindro ósseo de baixa densidade.

Figura 32: Imagens tomográficas de implante Alvim CM em cilindro ósseo de alta densidade.

Figura 33: Imagens tomográficas de implante AlvimCM em cilindro ósseo de baixa densidade.

Figura 34: Imagens tomográficas de implante Drive CM em cilindro ósseo de alta densidade.

Figura 35: Imagens tomográficas de implante Drive CM em cilindro ósseo de baixa densidade.

Figura 36: Amarelo: Nível 1 pós-implante; Rosa: Nível 2 pós-implante; Azul: Nível 3 pós-implante; Verde: Nível 4 pós-implante.

Processamento Histológico

Após as tomografias com os implantes instalados, os cilindros ósseos foram preparados para a avaliação histomorfométrica (cortes não descalcificados) (Figura 37).

Figura 37: Cilindros ósseos sendo preparados para avaliação histomorfométrica. Fase de fixação e descalcificação das amostras.

Fixação e Descalcificação

Cada amostra foi colocada em frasco de vidro contendo o fixador: solução de formalina a 4%, dissolvido em tampão de fosfato de sódio (PBS) em pH 7, por 10 dias, à temperatura ambiente. Em seguida, as peças foram transferidas para uma solução de etanol a 70% até o seu processamento. Os espécimes foram desidratados em gradiente de etanol em concentrações ascendentes (soluções 70%, 95% e 100%).

Inclusão em Resina

Todos os cilindros ósseos foram infiltrados e incluídos em resina LR White (London Resin Company, Berkshire, England).

Secção

Os cilindros ósseos incluídos em resina foram submetidos a um sistema de micro desgaste (Exakt) pela técnica de secção de tecidos duros descrita por Donath & Breuner⁷¹ de forma a obter lâminas de aproximadamente 50 µm. Os cortes foram montados em lâminas histológicas para análise sendo corados com *Stevenel's blue e Alizarin red S* (Figuras 38 e 39).

Análise Histomorfométrica

Uma secção histológica longitudinal de 80-100µm de espessura de cada implante em seu cilindro ósseo foi captada através de uma câmara de vídeo Leica DC 300F¹⁸ acoplada a um estereomicroscópio Leica MZFL III¹⁹ (Figuras 38 e 39). As imagens foram analisadas através do programa Image J²⁰ para a determinação da porcentagem de contato osso-implante (BIC) e da densidade óssea (porcentagem de área de trabéculas ósseas em relação à área óssea total) das áreas adjacentes e distantes aos implantes (Figuras 40 e 41).

¹⁸ Leica Microsystems GmbH, Nussloch, Alemanha

¹⁹ Leica Microsystems GmbH, Nussloch, Alemanha

²⁰ National Institutes of Health, Bethesda, EUA

Figura 38: Cortes histológicos não descalcificados ilustrando as imagens que foram utilizadas para a avaliação histomorfométrica dos espécimes. Osso de alta densidade. A: regiões cervical e apical do implante Xive; B: regiões cervical e apical do implante Drive CM; C: regiões cervical e apical do implante Bone Level; D: regiões cervical e apical do implante Ankylos; E: regiões cervical e apical do implante Alvim CM. Para todas as imagens: Aumento de 2,5x; coloração *Stevenel.s blue e Alizarina red S*.

Figura 39: Cortes histológicos não descalcificados ilustrando as imagens que foram utilizadas para a avaliação histomorfométrica dos espécimes. Osso de baixa densidade. A: regiões cervical e apical do implante Xive; B: regiões cervical e apical do implante Drive CM; C: regiões cervical e apical do implante Bone Level; D: regiões cervical e apical do implante Ankylos; E: regiões cervical e apical do implante Alvim CM. Para todas as imagens: Aumento de 2,5x; coloração *Stevenel.s blue e Alizarina red S*.

A partir da captura das imagens foram determinadas as áreas de análise: Nível 1) Densidade óssea entre as roscas; Nível 2) Densidade óssea das áreas imediatamente adjacentes às roscas; Nível 3) Densidade óssea distante aos implantes; e Nível 4) Densidade óssea na região apical ao implante. Com as imagens obtidas, também foram determinadas as porcentagens de contato osso-implante (BIC) (Figura 40).

Para avaliação da densidade óssea do nível 1, foi criada uma área de análise correspondente a $0,50\text{mm}^2$ de formato retangular, na região do terço cervical do implante, iniciando-se a partir do pico da primeira rosca. A área medida foi selecionada de modo que ficasse sobre a área de rosca dos implantes. Para a análise desta área, foi preciso excluir previamente o valor da área do implante para obtenção da real densidade óssea/área. Após esta avaliação, uma nova área, com a mesma medida de análise, foi selecionada de modo que ficasse adjacente à superfície do implante, correspondendo à área óssea imediatamente contígua ao final das roscas do implante e distante até 0,5mm (Nível 2). Assim, após a avaliação da área adjacente ao implante, foi criada outra imagem em espelho, delimitando uma área mais afastada da superfície, correspondente à área óssea de 0,5mm a 1,0mm do final das roscas (Nível 3). No nível 4, foi selecionada uma área com a mesma medida de análise na região apical ao implante (Figura 37). Para avaliação do contato osso-implante foram realizadas medidas lineares, na fração do terço cervical (iniciando-se a partir do pico da primeira rosca) correspondendo a uma área de 0,5mm e determinando a porcentagem de tecido ósseo em contato direto com a superfície do implante (Figura 41).

Figura 40: A e C: Ilustração do programa de análise de densidade óssea das áreas pré-determinadas; B: Fotomicrografia ilustrando as 3 regiões analisadas na cervical do implante. **1)** Esquematizando a área em contato com o implante (Nível 1); **2)** Esquematizando a área imediatamente contígua ao final das roscas (Nível 2); **3)** Esquematizando a área mais afastada da superfície do implante (Nível 3); D: **4)** Fotomicrografia ilustrando a área apical da superfície do implante (Nível 4).

Figura 41: Ilustração do programa de análise do contato osso-implante (BIC). A) Fotomicrografia ilustrando a medida linear da área do implante Alvim; B) Fotomicrografia ilustrando a medida linear da área do osso em contato com o implante Alvim.

Osso Artificial

Foram seccionados 50 blocos de poliuretano²¹ rígidos de 2cm de comprimento, 4cm de altura e 2cm de largura, em duas diferentes densidades: osso D1 (Osso de alta densidade – 25 blocos) foi simulado nos blocos de poliuretano de 40g/cm³ e osso D3 (Osso de baixa densidade – 25 blocos) foi simulado com blocos de poliuretano de 20g/cm³.

Após o seccionamento das peças, cada bloco foi devidamente marcado para determinar o centro e auxiliar na inserção dos implantes (Figura 42).

Figura 42 A; B; C: Blocos de poliuretano sendo preparados para inserção dos implantes.

Foram utilizados 50 implantes, 10 de cada, e inseridos individualmente nos blocos de alta e baixa densidade utilizando o motor IChiropro²². Para isso, foram divididos em 5 grupos: Grupo 6 (G6): implantes Xive Plus inseridos em blocos de poliuretano de alta densidade - D1 (n=5) e Xive Plus inseridos em blocos de poliuretano de baixa densidade - D3 (n=5). Grupo 7 (G7): implantes Ankylos inseridos em blocos de poliuretano de alta densidade - D1 (n=5) e Ankylos inseridos em blocos de poliuretano de baixa densidade - D3 (n=5). Grupo 8 (G8): implantes Bone Level inseridos em blocos de poliuretano de alta densidade - D1 (n=5) e Bone Level inseridos em blocos de poliuretano de baixa densidade - D3 (n=5). Grupo 9 (G9): implantes AlvimCM inseridos em blocos de poliuretano de alta densidade - D1 (n=5) e AlvimCM inseridos em blocos de poliuretano de baixa densidade - D3 (n=5). Grupo 9 (G9): implantes DriveCM inseridos em blocos de poliuretano de alta densidade - D1 (n=5) e DriveCM inseridos em blocos de poliuretano de

²¹Nacional Ossos®, Jaú, Brasil

²²IChiropro, Gnatus® Bienair, Ribeirão Preto, SP

baixa densidade - D3 (n=5) (Figuras 43 a 47). Após a finalização da instalação, os implantes foram submetidos à análise de Torque de Inserção e de Frequência de Ressonância (RFA), conforme mencionado na seção de Análise de Torque de Inserção e de Análise de Frequência de Ressonância (Figura 48), respectivamente.

Figura 43: Sequência de instalação de implante Alvim CM em bloco de poliuretano de alta densidade. A: broca lança; B: broca Alvim 2.0; C: broca Alvim 3.5; D: Broca Piloto CM 2.8/3.5; E: inserção do implante com motor; F: implante na posição final no bloco.

Figura 44: Sequência de instalação de implante Drive CM em bloco de poliuretano de alta densidade. A: broca lança; B: broca Alvim 2.0; C: broca Alvim 3.5; D: Broca Piloto CM 2.8/3.5; E: inserção do implante com motor; F: implante na posição final no bloco.

Figura 45: Sequência de instalação de implante Ankylos em bloco de poliuretano de alta densidade. A: broca esférica; B: broca cilíndrica de 2 mm; C: broca cilíndrica A; D: alargador cônico; E: inserção do implante com motor; F: implante na posição final no bloco.

Figura 46: Sequência de instalação de implante Xive no bloco de poliuretano de alta densidade. A: broca esférica; B: broca twist 2,0 mm; C: broca twist de 3,0 mm (depois disso foi utilizada a broca twist de 3,4 mm, não mostrada nas figuras); D: broca de preparo da crista óssea; E: inserção do implante com motor; F: implante na posição final no bloco.

Figura 47: Sequência de instalação de implante Bone Level no bloco de poliuretano de alta densidade. A: broca esférica; B: broca cilíndrica de 2.2 mm; C: broca cilíndrica de 2.8 mm; D: broca de perfil; E: inserção do implante com motor; F: implante na posição final no bloco.

Figura 48: A) Osstell; B) Transdutor conectado ao implante do modelo apropriado (SmartPeg); C; D; E; F) Avaliação da Frequência de Ressonância nas quatro direções.

Ensaio de Arrancamento (Pullout)

Após estes procedimentos, foi realizado o ensaio biomecânico de Arrancamento, avaliando a força máxima de resistência em cada grupo experimental em todos os implantes (Experimento 1 e 2). Este ensaio complementar foi utilizado para avaliar a resistência na interface osso-implante, ou seja, avaliar o grau de estabilidade primária, por meio de uma tração após a sua inserção. O procedimento foi realizado no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, seguindo a norma ASTM F543⁷².

Em cada implante foi parafusado um dispositivo, confeccionado especificamente para o ensaio, e conectado à base móvel da máquina por meio de um pino, o qual foi unido a uma peça que serve para a adaptação na célula de carga (200 Kg) da Máquina Universal de Ensaios²³ (Figuras 49 e 50). Cada implante foi submetido ao ensaio de arrancamento por meio de força axial de tração com velocidade constante de 2mm/min, sendo registrada em Newtons (N). Em todos os ensaios foi utilizada uma pré-carga de 10N com tempo de acomodação de 30 segundos.

Figura 49: Dispositivos para ensaio de arrancamento parafusado em cada implante.

²³ EMIC®, modelo DL-10000N

Figura 50: A) Máquina Universal de Ensaio EMIC®; B) Acessórios para conexão do implante a máquina de ensaios; C) Bloco de poliuretano com o implante inserido posicionado na base fixa de aço.

A análise dos resultados foi realizada utilizando o programa de computador *Tesc 1.13*, por meio da curva força x deslocamento obtida durante a realização do teste (Figura 51). Foi avaliada a propriedade mecânica de força máxima de arrancamento, definida como o maior valor da curva da carga *versus* deformação.

Figura 50: Ilustração do gráfico de Força (N) x Deformação (mm) no ensaio de arrancamento dos implantes inseridos no cilindro ósseo.

Resultado

Resultados

Análise da Padronização dos Blocos Ósseos (2D e 3D)

Para a padronização das bases ósseas, foram realizadas análises bi e tridimensionais antes da inserção dos implantes nos cilindros ósseos. A média da análise 2D dos valores dos níveis de cinza foram de $114,64 \pm 7,65$ para o Grupo A e de $79,56 \pm 5,61$ para o Grupo B, diferença estatisticamente significativa ($p < 0,0001$). Na densidade óssea tridimensional (DOT), foram de $27,00 \pm 1,28$ para o Grupo A e de $16,22 \pm 2,15$ para o Grupo B, também com diferença estatística ($p < 0,0002$). Para ambas as análises, foi realizado o teste t de Student.

Análise de Subtração (2D)

A variação percentual dos valores médios $\pm$ desvio-padrão da análise de subtração entre as imagens 2D, antes e após a inserção dos implantes foi: no Grupo 1 (G1), de $123,80 \pm 11\%$ na alta densidade e de $129,00 \pm 3\%$ na baixa densidade; para o Grupo 2 (G2), de $128,40 \pm 7\%$ na alta densidade e de $135,40 \pm 11\%$ na baixa densidade; no Grupo 3 (G3), na alta densidade de $127,60 \pm 12\%$ e de $154,00 \pm 11\%$ na baixa densidade; para o Grupo 4 (G4), de $168,40 \pm 7\%$ na alta densidade e na baixa de $177,20 \pm 22\%$; no Grupo 5 (G5), de $170,00 \pm 21\%$ e de $219,00 \pm 19\%$ nas bases ósseas de alta e baixa densidade, respectivamente. Houve diferença estatisticamente significativa entre G1 *versus* G5; G1 *versus* G4; G2 *versus* G4 e G3 *versus* G4 nos cilindros ósseos de alta densidade; para os cilindros de baixa densidade foram observadas diferenças estatísticas entre G1 *versus* G5 e G2 *versus* G5 (para todas as análises, teste de Kruskal-Wallis, $p < 0,05$) (Gráfico 1).

Gráfico 1: Avaliação da densidade radiográfica, antes e após a inserção dos implantes. Médias $\pm$ DP para G1, G2, G3, G4 e G5. O * representa as diferenças estatisticamente significantes entre os grupos (para todas as análises, teste de Kruskal-Wallis, $p < 0,05$).

Análise Tridimensional

Densidade Óssea Tridimensional (BV/TV) (Tabelas 1 e 2)

Houve uma tendência numérica, para todos os grupos avaliados, de aumento dos valores de BV/TV após a inserção do implante. Na avaliação das diferenças Pré- e Pós-implantes, foram observadas nos cilindros de alta densidade diferenças estatisticamente significantes no Grupo 1 (G1) para os níveis 2 (N2: $4,11 \pm 1,48$) *versus* 3 (N3: $1,56 \pm 0,69$). No Grupo 2 (G2) foi estatisticamente significativa entre os níveis 1 (N1: $7,64 \pm 1,61$) *versus* 4 (N4: $34,54 \pm 6,14$), assim como entre os níveis 2 (N2: $7,26 \pm 0,51$) *versus* 4 (N4: $34,54 \pm 6,14$). No Grupo 3 (G3) foi observada diferença estatística entre os níveis 1 (N1: $2,29 \pm 1,52$) *versus* 4 (N4: $10,48 \pm 5,49$), 2 (N2: $3,82 \pm 2,09$) *versus* 4 (N4: $10,48 \pm 5,49$) e para os níveis 3 (N3: $1,07 \pm 0,55$) *versus* 4 (N4: $10,48 \pm 5,49$). No Grupo 4 (G4), para os níveis 1 (N1: $7,66 \pm 0,44$) *versus* 3 (N3: $3,41 \pm 0,53$) e 2 (N2: $7,32 \pm 0,54$) *versus* 3 (N3: $3,41 \pm 0,53$). No Grupo 5 (G5) foram constatadas diferenças

estatisticamente significativa para quase todos os níveis: N1 ($8,01 \pm 0,40$) *versus* N3 ($1,43 \pm 0,46$), N1 ($8,01 \pm 0,40$) *versus* N4 ($19,04 \pm 5,11$), N2 ($7,59 \pm 1,28$) *versus* N3 ($1,43 \pm 0,46$), N2 ($7,59 \pm 1,28$) *versus* N4 ($19,04 \pm 5,11$) e N3 ($1,43 \pm 0,46$) *versus* N4 ($19,04 \pm 5,11$).

Na avaliação das diferenças (Pós - Pré) dos implantes inseridos nos cilindros de baixa densidade, foi observado que no G1 não houve diferença estatística para seus diferentes níveis. No G2 houve diferença para N1 ($8,79 \pm 1,62$) *versus* 3 (N3: $3,58 \pm 0,80$) e para N2 ($8,31 \pm 1,76$) *versus* N3 ($3,58 \pm 0,80$). No Grupo 3 observou-se diferença estatística para N3 ($1,54 \pm 1,12$) *versus* N4 ($11,42 \pm 9,56$). Ao avaliar o G4, foram constatadas diferenças estatisticamente significantes entre quase todos os níveis (N1 *versus* N3, N1 *versus* N4, N2 *versus* N3, N2 *versus* N4), assim como no G5 (N1 *versus* N3, N1 *versus* N4, N2 *versus* N3, N2 *versus* N4 e N3 *versus* N4) (para todas as análises, Anova One Way Subteste de Bonferroni, $p < 0,05$).

Nos resultados das diferenças do Pré e Pós-implantes entre os grupos experimentais (G1, G2, G3, G4 e G5) com a mesma densidade óssea, foi observado nos cilindros de alta densidade uma diferença estatisticamente significativa entre G1 *versus* G2, G1 *versus* G4, G1 *versus* G5, G2 *versus* G3, G3 *versus* G4, G3 *versus* G5 nos Níveis 1 (G1 Nível 1: $3,26 \pm 0,82$ e G2 Nível 1: $7,64 \pm 1,61$; G1 Nível 1: $3,26 \pm 0,82$ e G4 Nível 1: $7,66 \pm 0,44$; G1 Nível 1: $3,26 \pm 0,82$ e G5 Nível 1: $8,01 \pm 0,40$; G2 Nível 1: $7,64 \pm 1,61$ e G3 Nível 1: $2,29 \pm 1,52$; G3 Nível 1: $2,29 \pm 1,52$ e G4 Nível 1: $7,66 \pm 0,44$; G3 Nível 1: $2,29 \pm 1,52$ e G5 Nível 1: $8,01 \pm 0,40$) e 2 (G1 Nível 2: $4,11 \pm 1,48$ e G2 Nível 2: $7,26 \pm 0,51$; G1 Nível 2: $4,11 \pm 1,48$ e G4 Nível 2: $7,32 \pm 0,54$; G1 Nível 2: $4,11 \pm 1,48$ e G5 Nível 2: $7,59 \pm 1,28$; G2 Nível 2: $7,26 \pm 0,51$ e G3 Nível 2: $3,82 \pm 2,09$; G3 Nível 2: $3,82 \pm 2,09$ e G4 Nível 2: $7,32 \pm 0,54$; G3 Nível 2: $3,82 \pm 2,09$ e G5 Nível 2: $7,59 \pm 1,28$). No Nível 3, foi observada diferença entre os grupos G1 ($1,56 \pm 0,69$) *versus* G2 ($3,25 \pm 0,63$), G1 ($1,56 \pm 0,69$) *versus* G4 ($3,41 \pm 0,53$), G2 ($3,25 \pm 0,63$) *versus* G3 ($1,07 \pm 0,55$), G2 ($3,25 \pm 0,63$) *versus* G5 ($1,43 \pm 0,46$) e G3 ($1,07 \pm 0,55$) *versus* G4 ($3,41 \pm 0,53$). No Nível 4 foram estatisticamente significantes as diferenças entre os grupos G1 ($24,40 \pm 1,33$) *versus* G2 ($34,54 \pm 6,14$), G1 ($24,40 \pm 1,33$) *versus* G3 ($10,48 \pm 5,49$), G2 ($34,54 \pm 6,14$) *versus* G3 ($10,48 \pm 5,49$), G2 ($34,54 \pm 6,14$) *versus* G4 ($20,29 \pm 1,92$), G2 ($34,54 \pm 6,14$) *versus* G5 ($19,04 \pm 5,11$) e G3 ($10,48 \pm 5,49$) *versus* G4 ($20,29 \pm 1,92$).

Ao avaliar as diferenças dos implantes inseridos em bases ósseas de baixa densidade, foi observada diferença estatisticamente significativa entre G1 *versus* G3, G2 *versus* G3, G3 *versus* G4, G3 *versus* G5 nos Níveis 1 (G1 Nível 1: $7,15 \pm 0,84$ e G3 Nível 1: $2,77 \pm 1,08$; G2 Nível 1: $8,79$

$\pm 1,62$ e G3 Nível 1: $2,77 \pm 1,08$; G3 Nível 1: $2,77 \pm 1,08$ e G4 Nível 1: $7,89 \pm 1,24$; G3 Nível 1: $2,77 \pm 1,08$ e G5 Nível 1: $8,42 \pm 1,45$); e 2 (G1 Nível 2: $7,04 \pm 1,30$ e G3 Nível 2: $2,91 \pm 1,50$; G2 Nível 2: $8,31 \pm 1,76$ e G3 Nível 2: $2,91 \pm 1,50$; G3 Nível 2: $2,91 \pm 1,50$ e G4 Nível 2: $7,03 \pm 1,40$; G3 Nível 2: $2,91 \pm 1,50$ e G5 Nível 2: $7,79 \pm 1,69$). No Nível 3, a variação foi estatisticamente significativa entre os grupos G1 ($4,52 \pm 1,05$) *versus* G3 ($1,54 \pm 1,12$); G1 ($4,52 \pm 1,05$) *versus* G4 ($1,89 \pm 0,38$), G1 ($4,52 \pm 1,05$) *versus* G5, G2 ($3,58 \pm 0,80$) *versus* G3 ($1,54 \pm 1,12$), G2 ($3,58 \pm 0,80$) *versus* G4 ($1,89 \pm 0,38$), G2 ($3,58 \pm 0,80$) *versus* G5 ($1,14 \pm 0,26$). No Nível 4 também foi observada diferença estatística em quase todos os grupos, G1 ($27,26 \pm 2,07$) e G3 ($11,42 \pm 9,56$); G1 ($27,26 \pm 2,07$) e G4 ($16,19 \pm 1,11$); G2 ($34,78 \pm 2,71$) e G3 ($11,42 \pm 9,56$); G2 ($34,78 \pm 2,71$) e G4 ($16,19 \pm 1,11$); G2 ($34,78 \pm 2,71$) e G5 ($22,50 \pm 4,48$); G3 ($11,42 \pm 9,56$) e G5 ($22,50 \pm 4,48$).

Entre as diferentes bases ósseas (Alta x Baixa densidade, para um mesmo Grupo Experimental), foi observada diferença estatisticamente significativa para o G1 nos Níveis N1 (G1 alta densidade: $3,26 \pm 0,82$ e G1 baixa densidade: $7,15 \pm 0,84$), N2 (G1 alta densidade: $4,11 \pm 1,48$ e G1 baixa densidade: $7,04 \pm 1,30$), N3 (G1 alta densidade: $1,56 \pm 0,69$ e G1 baixa densidade: $4,52 \pm 1,05$) e N4 (G1 alta densidade: $24,40 \pm 1,33$ e G1 baixa densidade: $27,26 \pm 2,07$). O G4 também apresentou diferenças nos níveis N3 (G4 alta densidade: $3,41 \pm 0,53$ e G4 baixa densidade: $1,89 \pm 0,38$) e N4 (G4 alta densidade: $20,29 \pm 1,92$ e G4 baixa densidade: $16,19 \pm 1,11$) (para todas as análises, Anova One Way Subteste de Bonferroni, $p < 0,05$). Os resultados relativos ao parâmetro BV/TV estão expressos nas Tabelas 1 e 2.

Tabela 1- Média $\pm$ Desvio Padrão das diferenças do Pós - Pré implante no parâmetro de Densidade Óssea Tridimensional (BV/TV) entre e intra grupos experimentais.

Densidade Óssea Tridimensional (BV/TV)											
Valores Pós – Pré						Diferença Intra Grupos (p)*					
		Nível 1 ^(a)	Nível 2 ^(b)	Nível 3 ^(c)	Nível 4 ^(d)	a/b	a/c	a/d	b/c	b/d	c/d
Alta	G1 ^(q)	3,26 $\pm$ 0,82	4,11 $\pm$ 1,48	1,56 $\pm$ 0,69	24,40 $\pm$ 1,33	ns	ns	ns	<0,05	ns	ns
	G2 ^(r)	7,64 $\pm$ 1,61	7,26 $\pm$ 0,51	3,25 $\pm$ 0,63	34,54 $\pm$ 6,14	ns	ns	<0,05	ns	<0,05	ns
	G3 ^(s)	2,29 $\pm$ 1,52	3,82 $\pm$ 2,09	1,07 $\pm$ 0,55	10,48 $\pm$ 5,49	ns	ns	<0,05	ns	<0,05	<0,05
	G4 ^(t)	7,66 $\pm$ 0,44	7,32 $\pm$ 0,54	3,41 $\pm$ 0,53	20,29 $\pm$ 1,92	ns	<0,05	ns	<0,05	ns	ns
	G5 ^(u)	8,01 $\pm$ 0,40	7,59 $\pm$ 1,28	1,43 $\pm$ 0,46	19,04 $\pm$ 5,11	ns	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05
Baixa	G1 ^(v)	7,15 $\pm$ 0,84	7,04 $\pm$ 1,30	4,52 $\pm$ 1,05	27,26 $\pm$ 2,07	ns	ns	ns	ns	ns	ns
	G2 ^(w)	8,79 $\pm$ 1,62	8,31 $\pm$ 1,76	3,58 $\pm$ 0,80	34,78 $\pm$ 2,71	ns	<0,05	ns	<0,05	ns	ns
	G3 ^(y)	2,77 $\pm$ 1,08	2,91 $\pm$ 1,50	1,54 $\pm$ 1,12	11,42 $\pm$ 9,56	ns	ns	ns	ns	ns	<0,05
	G4 ^(x)	7,89 $\pm$ 1,24	7,03 $\pm$ 1,40	1,89 $\pm$ 0,38	16,19 $\pm$ 1,11	ns	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	ns
	G5 ^(z)	8,42 $\pm$ 1,45	7,79 $\pm$ 1,69	1,14 $\pm$ 0,26	22,50 $\pm$ 4,48	ns	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05
Diferença Entre Grupos (p)**	q/r	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05						
	q/s	ns	ns	Ns	<0,05						
	q/t	<0,05	<0,05	<0,05							
	q/u	<0,05	<0,05	Ns	ns						
	r/s	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05						
	r/t	ns	ns	ns	<0,05						
	r/u	ns	ns	<0,05	<0,05						
	s/t	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05						
	s/u	<0,05	<0,05	ns	ns						
	t/u	ns	ns	<0,05	ns						
	v/w	ns	ns	ns	ns						
	v/y	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05						
	v/x	ns	ns	<0,05	<0,05						
	v/z	ns	ns	<0,05	ns						
	w/y	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05						
	w/x	ns	ns	<0,05	<0,05						
	w/z	ns	ns	<0,05	<0,05						
Alta x Baixa (p)***	y/x	<0,05	<0,05	ns	ns						
	y/z	<0,05	<0,05	ns	<0,05						
	x/z	ns	ns	ns	ns						
	q/v	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05						
	r/w	ns	ns	ns	ns						
	s/y	ns	ns	ns	ns						
	t/x	ns	ns	<0,05	<0,05						
	u/z	ns	ns	ns	ns						

*: análise de diferença intra grupos – Anova One Way Subteste de Bonferroni

**: análise de diferença entre grupos – Anova One Way Subteste de Bonferroni

***: análise de diferença entre Alta x Baixa Densidade – Teste Mann Whitney

ns: sem diferença estatisticamente significativa

Tabela 2- Média $\pm$ Desvio Padrão do percentual das diferenças (nos valores absolutos) do Pós - Pré implante no parâmetro de Densidade Óssea Tridimensional (BV/TV) dos grupos experimentais.

Densidade Óssea Tridimensional (BV/TV)					
Percentual das diferenças Pós - Pré (%)					
		Nível 1 ^(a)	Nível 2 ^(b)	Nível 3 ^(c)	Nível 4 ^(d)
Alta	G1 ^(q)	194,53 $\pm$ 37,03 %	182,65 $\pm$ 45,37 %	153,11 $\pm$ 30,02 %	228,57 $\pm$ 8,20 %
	G2 ^(r)	257,83 $\pm$ 79,31 %	207,37 $\pm$ 8,08 %	142,18 $\pm$ 9,37 %	226,84 $\pm$ 27,00 %
	G3 ^(s)	196,71 $\pm$ 81,89 %	163,91 $\pm$ 37,14 %	110,29 $\pm$ 24,17 %	158,17 $\pm$ 29,92 %
	G4 ^(t)	253,59 $\pm$ 8,15 %	222,30 $\pm$ 11,12 %	147,23 $\pm$ 8,45 %	181,39 $\pm$ 9,97 %
	G5 ^(u)	252,79 $\pm$ 36,48 %	213,29 $\pm$ 30,13 %	117,87 $\pm$ 5,48 %	168,30 $\pm$ 18,07 %
Baixa	G1 ^(v)	382,13 $\pm$ 72,62 %	242,53 $\pm$ 24,72 %	234,88 $\pm$ 32,34 %	256,97 $\pm$ 12,16 %
	G2 ^(w)	242,95 $\pm$ 46,02 %	209,47 $\pm$ 38,31 %	141,14 $\pm$ 10,89 %	258,75 $\pm$ 19,14 %
	G3 ^(y)	288,60 $\pm$ 112,78 %	166,90 $\pm$ 40,84 %	166,83 $\pm$ 66,10 %	171,57 $\pm$ 65,43 %
	G4 ^(x)	359,07 $\pm$ 102,34 %	255,23 $\pm$ 71,70 %	127,71 $\pm$ 6,52 %	185,13 $\pm$ 10,71 %
	G5 ^(z)	321,33 $\pm$ 80,34 %	243,55 $\pm$ 58,83 %	116,20 $\pm$ 3,74 %	210,44 $\pm$ 26,53 %

Separação Trabecular (Tb.Sp)

A análise intra-grupos das diferenças do Pós e Pré-implantes do parâmetro de Separação Trabecular (Tb.Sp) mostrou uma tendência de diminuição numérica dos valores em todos os níveis ósseos avaliados. Analisando os cilindros de alta densidade, houve diferenças estatisticamente significantes no G1 para N1 ($-1,20 \pm 0,06$) *versus* N2 ($-0,76 \pm 0,03$), e para N2 ($-0,76 \pm 0,03$) *versus* N3 ($-1,08 \pm 0,13$). No G3 observou-se diferença nos N1 ($-1,27 \pm 0,12$) *versus* N2 ($-0,77 \pm 0,07$); N1 ($-1,27 \pm 0,12$) *versus* N3 ($-0,94 \pm 0,08$); N2 ($-0,77 \pm 0,07$) *versus* N3 ($-0,94 \pm 0,08$), assim como no N2 ($-0,77 \pm 0,07$) *versus* N4 ($-0,07 \pm 0,03$). No G5 foi constatada a diferença para N1 ($-1,18 \pm 0,04$) *versus* N2 ($-0,95 \pm 0,09$) e para N1 ($-1,18 \pm 0,04$) *versus* N3 ($-1,04 \pm 0,03$). Ao avaliar a diferença dos implantes inseridos nos cilindros ósseos de baixa densidade, observou-se que o G1 apresentou diferença estatisticamente significativa no N1 ($-1,08 \pm 0,12$) *versus* N2 ($-0,85 \pm 0,06$), e no N2 ($-0,85 \pm 0,06$) *versus* N4 ($-0,01 \pm 0,01$). No G3 foi constatada diferença do N1 ($-1,17 \pm 0,03$) *versus* N3 ($-0,83 \pm 0,03$) e do N2 ($-0,67 \pm 0,08$) *versus* N3 ($-0,83 \pm 0,03$). No G5 houve diferença no N1 ($-1,16 \pm 0,13$) *versus* N2 ($-0,78 \pm 0,11$), N1 ($-1,16 \pm 0,13$) *versus* N3 ($-0,94 \pm 0,09$), N2 ($-0,78 \pm 0,11$) *versus* N4 ($-0,10 \pm 0,04$), bem como no N3 ($-0,94 \pm 0,09$) *versus* N4 ($-0,10 \pm 0,04$). Os Grupos G2 e G4 não apresentaram diferença estatística para nenhuma das comparações efetuadas em ambas as densidades ósseas (para todas as análises, Anova One Way Subteste de Bonferroni, $p < 0,05$).

Nas diferenças entre os grupos experimentais com a mesma densidade óssea, observou-se que os cilindros ósseos de alta densidade apresentaram diferença estatística no Nível 2 entre G1 ($-0,76 \pm 0,03$) *versus* G2 ($-1,22 \pm 0,03$); G1 ($-0,76 \pm 0,03$) *versus* G4 ($-1,28 \pm 0,06$); G1 ($-0,76 \pm 0,03$) *versus* G5 ($-0,95 \pm 0,09$); G2 ($-1,22 \pm 0,03$) *versus* G3 ($-0,77 \pm 0,07$); G2 ($-1,22 \pm 0,03$) *versus* G5 ($-0,95 \pm 0,09$); G3 ($-0,77 \pm 0,07$) *versus* G4 ($-1,28 \pm 0,06$); G3 ($-0,77 \pm 0,07$) *versus* G5 ($-0,95 \pm 0,09$) e G4 ($-1,28 \pm 0,06$) *versus* G5 ($-0,95 \pm 0,09$). No Nível 3, foi observada diferença entre os grupos G2 ($-1,24 \pm 0,12$) *versus* G3 ($-0,94 \pm 0,08$); G2 ($-1,24 \pm 0,12$) *versus* G5 ($-1,04 \pm 0,03$); G3 ($-0,94 \pm 0,08$) *versus* G4 ($-1,18 \pm 0,07$). No Nível 4 mostraram-se estatisticamente diferentes os grupos G1 ($-0,02 \pm 0,01$) *versus* G2 ($-0,14 \pm 0,02$); G1 ($-0,02 \pm 0,01$) *versus* G3 ($-0,07 \pm 0,03$); G2 ($-0,14 \pm 0,02$) *versus* G3 ($-0,07 \pm 0,03$); G2 ($-0,14 \pm 0,02$) *versus* G4 ($-0,01 \pm 0,01$); G2 ($-0,14 \pm 0,02$) *versus* G5 ($-0,02 \pm 0,01$); G3 ($-0,07 \pm 0,03$) *versus* G4 ($-0,01 \pm 0,01$) e G3 ($-0,07 \pm 0,03$) *versus* G5 ($-0,02 \pm 0,01$). O Nível 1 não apresentou diferença estatística para esta avaliação. Na base óssea de baixa densidade foi constatada diferença estatística no Nível 3 entre

G1 ($-1,00 \pm 0,14$) *versus* G4 ($-1,23 \pm 0,02$); G2 ($-1,13 \pm 0,13$) *versus* G3 ($-0,83 \pm 0,03$); G2 ($-1,13 \pm 0,13$) *versus* G5 ($-0,94 \pm 0,09$); G3 ($-0,83 \pm 0,03$) *versus* G4 ($-1,23 \pm 0,02$); G4 ($-1,23 \pm 0,02$) *versus* G5 ($-0,94 \pm 0,09$). No Nível 4, foi observada diferença entre os grupos G1 ($-0,01 \pm 0,01$) *versus* G2 ($-0,10 \pm 0,05$); G1 ($-0,01 \pm 0,01$) *versus* G5 ($-0,10 \pm 0,04$); G2 ($-0,10 \pm 0,05$) *versus* G3 ($-0,02 \pm 0,01$); G3 ($-0,02 \pm 0,01$) *versus* G5 ($-0,10 \pm 0,04$). Os Níveis 1 e 2 não apresentaram diferença estatística para esta avaliação (para todas as análises, Anova One Way Subteste de Bonferroni, $p < 0,05$).

Para as diferentes bases ósseas (Alta x Baixa densidade), no mesmo grupo, foram observadas diferenças estatisticamente significantes para o N1 no G3 (G3 alta densidade: $-1,27 \pm 0,12$ *versus* G3 baixa densidade: $-1,17 \pm 0,03$). No N2, para o G1 (G1 alta densidade: $-0,76 \pm 0,03$ *versus* G1 baixa densidade: $-0,85 \pm 0,06$), G3 (G3 alta densidade: $-0,77 \pm 0,07$ *versus* G3 baixa densidade: $-0,67 \pm 0,08$) e G5 (G5 alta densidade: $-0,95 \pm 0,09$ *versus* G5 baixa densidade: $-0,78 \pm 0,11$). O N3 apresentou diferença estatística para G3 (G3 alta densidade: $-0,94 \pm 0,08$ *versus* G3 baixa densidade: $-0,83 \pm 0,03$) e G5 (G5 alta densidade: $-1,04 \pm 0,03$ *versus* G5 baixa densidade: $-0,94 \pm 0,09$). No N4 também constatou-se diferença para os Grupos 3 (G3 alta densidade: $-0,07 \pm 0,03$ *versus* G3 baixa densidade: $-0,02 \pm 0,01$), 4 (G4 alta densidade: $-0,01 \pm 0,01$ *versus* G4 baixa densidade: $-0,05 \pm 0,03$) e G5 (G5 alta densidade: $-0,02 \pm 0,01$ *versus* G5 baixa densidade: $-0,10 \pm 0,04$) (Tabelas 3 e 4).

Tabela 3 - Média $\pm$ Desvio Padrão das diferenças do Pós - Pré implante no parâmetro de Separação Trabecular (Tb.Sp) entre e intra grupos experimentais.

Separação Trabecular (Tb.Sp)											
		Valores Pós – Pré				Diferença Intra Grupos (p)*					
		Nível 1 ^(a)	Nível 2 ^(b)	Nível 3 ^(c)	Nível 4 ^(d)	a/b	a/c	a/d	b/c	b/d	c/d
Alta	G1 ^(q)	(-)1,20 $\pm$ 0,06	(-)0,76 $\pm$ 0,03	(-)1,08 $\pm$ 0,13	(-)0,02 $\pm$ 0,01	<0,05	ns	ns	<0,05	ns	ns
	G2 ^(r)	(-)1,31 $\pm$ 0,19	(-)1,22 $\pm$ 0,03	(-)1,24 $\pm$ 0,12	(-)0,14 $\pm$ 0,02	ns	ns	ns	ns	ns	ns
	G3 ^(s)	(-)1,27 $\pm$ 0,12	(-)0,77 $\pm$ 0,07	(-)0,94 $\pm$ 0,08	(-)0,07 $\pm$ 0,03	<0,05	<0,05	ns	<0,05	<0,05	ns
	G4 ^(t)	(-)1,24 $\pm$ 0,06	(-)1,28 $\pm$ 0,06	(-)1,18 $\pm$ 0,07	(-)0,01 $\pm$ 0,01	ns	ns	ns	ns	ns	ns
	G5 ^(u)	(-)1,18 $\pm$ 0,04	(-)0,95 $\pm$ 0,09	(-)1,04 $\pm$ 0,03	(-)0,02 $\pm$ 0,01	<0,05	<0,05	ns	ns	ns	ns
Baixa	G1 ^(v)	(-)1,08 $\pm$ 0,12	(-)0,85 $\pm$ 0,06	(-)1,00 $\pm$ 0,14	(-)0,01 $\pm$ 0,01	<0,05	ns	ns	ns	<0,05	ns
	G2 ^(w)	(-)1,33 $\pm$ 0,24	(-)2,93 $\pm$ 3,97	(-)1,13 $\pm$ 0,13	(-)0,10 $\pm$ 0,05	ns	ns	ns	ns	ns	ns
	G3 ^(y)	(-)1,17 $\pm$ 0,03	(-)0,67 $\pm$ 0,08	(-)0,83 $\pm$ 0,03	(-)0,02 $\pm$ 0,01	ns	<0,05	ns	<0,05	ns	ns
	G4 ^(x)	(-)1,27 $\pm$ 0,08	(-)1,29 $\pm$ 0,11	(-)1,23 $\pm$ 0,02	(-)0,05 $\pm$ 0,03	ns	ns	ns	ns	ns	ns
	G5 ^(z)	(-)1,16 $\pm$ 0,13	(-)0,78 $\pm$ 0,11	(-)0,94 $\pm$ 0,09	(-)0,10 $\pm$ 0,04	<0,05	<0,05	ns	ns	<0,05	<0,05
Diferença Entre Grupos (p)**	q/r	ns	<0,05	ns	<0,05						
	q/s	ns	ns	ns	<0,05						
	q/t	ns	<0,05	ns	ns						
	q/u	ns	<0,05	ns	ns						
	r/s	ns	<0,05	<0,05	<0,05						
	r/t	ns	ns	ns	<0,05						
	r/u	ns	<0,05	<0,05	<0,05						
	s/t	ns	<0,05	<0,05	<0,05						
	s/u	ns	<0,05	ns	<0,05						
	t/u	ns	<0,05	ns	ns						
	v/w	ns	ns	ns	<0,05						
	v/y	ns	ns	ns	ns						
	v/x	ns	ns	<0,05	ns						
	v/z	ns	ns	ns	<0,05						
	w/y	ns	ns	<0,05	<0,05						
	w/x	ns	ns	ns	ns						
	w/z	ns	ns	<0,05	ns						
	y/x	ns	ns	<0,05	ns						
	y/z	ns	ns	ns	<0,05						
	x/z	ns	ns	<0,05	ns						
Alta x Baixa (p)***	q/v	ns	<0,05	ns	ns						
	r/w	ns	ns	ns	ns						
	s/y	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05						
	t/x	ns	ns	ns	<0,05						
	u/z	ns	<0,05	<0,05	<0,05						

*: análise de diferença intra grupos – Anova One Way Subteste de Bonferroni

**: análise de diferença entre grupos – Anova One Way Subteste de Bonferroni

***: análise de diferença entre Alta x Baixa Densidade – Teste Mann Whitney

ns: sem diferença estatisticamente significante

Tabela 4 - Média $\pm$ Desvio Padrão do percentual das diferenças (nos valores absolutos) do Pós - Pré implante no parâmetro de Separação Trabecular (Tb.Sp) dos grupos experimentais.

Separação Trabecular (Tb.Sp)					
Percentual das diferenças Pós - Pré (%)					
		Nível 1 ^(a)	Nível 2 ^(b)	Nível 3 ^(c)	Nível 4 ^(d)
Alta	G1 ^(q)	41,99 $\pm$ 2,76 %	52,84 $\pm$ 2,35 %	44,43 $\pm$ 5,12 %	107,99 $\pm$ 5,06 %
	G2 ^(r)	36,00 $\pm$ 5,03 %	36,39 $\pm$ 2,45 %	36,52 $\pm$ 2,38 %	143,90 $\pm$ 8,42 %
	G3 ^(s)	43,35 $\pm$ 3,40 %	51,85 $\pm$ 3,49 %	48,10 $\pm$ 1,97 %	123,61 $\pm$ 11,14 %
	G4 ^(t)	40,09 $\pm$ 2,36 %	38,38 $\pm$ 2,33 %	40,77 $\pm$ 3,12 %	104,02 $\pm$ 0,36 %
	G5 ^(u)	41,04 $\pm$ 1,06 %	45,32 $\pm$ 2,94 %	43,41 $\pm$ 1,12 %	104,98 $\pm$ 5,91 %
Baixa	G1 ^(v)	45,18 $\pm$ 3,96 %	50,09 $\pm$ 2,36 %	46,65 $\pm$ 4,87 %	103,45 $\pm$ 0,46 %
	G2 ^(w)	36,93 $\pm$ 4,35 %	39,37 $\pm$ 2,76 %	40,22 $\pm$ 4,25 %	131,68 $\pm$ 15,79 %
	G3 ^(y)	43,01 $\pm$ 1,12 %	55,55 $\pm$ 5,40 %	50,95 $\pm$ 1,79 %	107,33 $\pm$ 7,18 %
	G4 ^(x)	39,58 $\pm$ 1,70 %	39,81 $\pm$ 3,42 %	40,57 $\pm$ 1,67 %	117,36 $\pm$ 0,84 %
	G5 ^(z)	41,78 $\pm$ 3,73 %	52,80 $\pm$ 5,08 %	47,27 $\pm$ 2,73 %	140,25 $\pm$ 20,25 %

Porcentagem de Poros Fechados (Po.Cl)

Com relação aos resultados do parâmetro de Porcentagem de Poros Fechados (Po.Cl) houve, para quase todos os grupos na avaliação intra-grupos do Nível 1 ao Nível 3, uma tendência numérica de aumento do número de poros fechados em ambas as bases ósseas (Alta e Baixa densidade) após a inserção do implante. Observou-se também uma tendência de aumento numérico de Po.Cl no N4, quando comparado aos demais níveis. Na análise intra-grupos das diferenças entre pós- e pré-inserção dos implantes dos cilindros de alta densidade foram observadas diferenças estatísticas no G1 para os níveis N2 ($0,05 \pm 0,02$) *versus* N4 ($0,14 \pm 0,06$) e N3 ($0,05 \pm 0,03$) *versus* N4 ($0,14 \pm 0,06$). No G2 houve diferença estatística para N1 ($0,38 \pm 0,05$) *versus* N4 ($0,21 \pm 0,12$) e N2 ($0,39 \pm 0,06$) *versus* N4 ($0,21 \pm 0,12$). No G4, foi observada diferença para N1($0,23 \pm 0,07$) *versus* N3 ($0,38 \pm 0,05$), N1 ($0,23 \pm 0,07$) *versus* N4 ($0,10 \pm 0,02$), N2 ($0,17 \pm 0,06$) *versus* N3 ($0,38 \pm 0,05$) e N3 ($0,38 \pm 0,05$) *versus* N4 ($0,10 \pm 0,02$). No G5, diferença estatisticamente significativa para N1 ($0,22 \pm 0,06$) *versus* N2 ($0,05 \pm 0,03$), N1 ($0,22 \pm 0,06$) *versus* N3 ($0,08 \pm 0,07$) e N1 ($0,22 \pm 0,06$) *versus* N4 ($0,10 \pm 0,04$). Ao avaliar os cilindros ósseos de baixa densidade observou-se que o G1 apresentou diferença estatisticamente significativa para N2 ($0,05 \pm 0,01$) *versus* N4 ($0,18 \pm 0,08$) e N3 ($0,06 \pm 0,02$) *versus* N4 ($0,18 \pm 0,08$). O G2 apresentou resultados estatisticamente significantes para N1 ($0,43 \pm 0,11$) *versus* N2 ($0,24 \pm 0,08$), N1 ($0,43 \pm 0,11$) *versus* N3 ($0,08 \pm 0,02$), N1 ($0,43 \pm 0,11$) *versus* N4 ($0,26 \pm 0,06$), N2 ($0,24 \pm 0,08$) *versus* N3 ($0,08 \pm 0,02$) e N3 ($0,08 \pm 0,02$) *versus* N4 ($0,26 \pm 0,06$). No G3, constatou-se diferença para N1 ($0,08 \pm 0,03$) *versus* N4 ($0,25 \pm 0,10$), N2 ($0,03 \pm 0,02$) *versus* N4 ($0,25 \pm 0,10$) e N3 ($0,02 \pm 0,01$) *versus* N4 ($0,25 \pm 0,10$). No G4, houve diferença para N1 ($0,28 \pm 0,17$) *versus* N3($0,04 \pm 0,02$); e no G5, diferença para N1 ($0,40 \pm 0,10$) *versus* N2 ($0,05 \pm 0,01$), N1 ($0,40 \pm 0,10$) *versus* N3 ($0,09 \pm 0,08$), N1($0,40 \pm 0,10$) *versus* N4 ($0,20 \pm 0,08$) e N2 ($0,05 \pm 0,01$) *versus* N4($0,20 \pm 0,08$) (para todas as análises, Anova One Way Subteste de Bonferroni, $p < 0,05$).

Na avaliação entre os grupos experimentais com a mesma densidade óssea, observou-se que os cilindros ósseos de alta densidade apresentaram diferença estatística no N1 entre G1 ($0,11 \pm 0,04$) *versus* G2 ($0,38 \pm 0,05$), G2 ($0,38 \pm 0,05$) *versus* G3 ($0,12 \pm 0,08$); G2 ($0,38 \pm 0,05$) *versus* G4 ($0,23 \pm 0,07$) e G2 ($0,38 \pm 0,05$) *versus* G5 ($0,22 \pm 0,06$). No N2 houve diferença entre G1 ($0,05 \pm 0,02$) *versus* G2 ($0,39 \pm 0,06$); G1 ($0,05 \pm 0,02$) *versus* G4 ($0,17 \pm 0,06$); G2 ($0,39 \pm 0,06$) *versus* G3 ($0,04 \pm 0,03$); G2 ($0,39 \pm 0,06$) *versus* G4 ($0,17 \pm 0,06$), G2 ($0,39 \pm 0,06$) *versus* G5 ($0,05 \pm 0,03$), G3 ($0,04 \pm 0,03$) *versus* G4 ($0,17 \pm 0,06$), e G4 ($0,17 \pm 0,06$) *versus* G5 ($0,05 \pm$

0,03). O N3 mostrou diferença estatisticamente significativa entre os grupos G1 ($0,05 \pm 0,03$) *versus* G2 ($0,35 \pm 0,04$), G1 ($0,05 \pm 0,03$) *versus* G4 ($0,38 \pm 0,05$), G2 ($0,35 \pm 0,04$) *versus* G3 ($0,03 \pm 0,00$), G2 ($0,35 \pm 0,04$) *versus* G5 ($0,08 \pm 0,07$), G3 ($0,03 \pm 0,00$) *versus* G4 ($0,38 \pm 0,05$), e G4 ($0,38 \pm 0,05$) *versus* G5 ($0,08 \pm 0,07$). Na base óssea de baixa densidade foi constatada diferença estatística no N1 entre os grupos G1 ($0,13 \pm 0,09$) *versus* G2 ($0,43 \pm 0,11$), G1 ($0,13 \pm 0,09$) *versus* G5 ($0,40 \pm 0,10$), G2 ($0,43 \pm 0,11$) *versus* G3 ($0,08 \pm 0,03$), e G3 ($0,08 \pm 0,03$) *versus* G5 ($0,40 \pm 0,10$). No N2 houve diferença entre G1 ($0,05 \pm 0,01$) *versus* G2 ($0,24 \pm 0,08$), G1 ($0,05 \pm 0,01$) *versus* G4 ($0,19 \pm 0,06$), G2 ($0,24 \pm 0,08$) *versus* G3 ($0,03 \pm 0,02$), G2 ($0,24 \pm 0,08$) *versus* G5 ($0,05 \pm 0,01$), G3 ($0,03 \pm 0,02$) *versus* G4 ($0,19 \pm 0,06$) e G4 ($0,19 \pm 0,06$) *versus* G5 ($0,05 \pm 0,01$). O Nível 3 não apresentou diferença estatisticamente significativa na base óssea de baixa densidade, e o Nível 4 não apresentou diferença estatística para nenhuma das comparações efetuadas em ambas as densidades ósseas.

Para a avaliação entre as diferentes bases ósseas (Alta x Baixa densidade), em um mesmo grupo, foi observada diferença estatisticamente significativa no N1 para G5 (G5 alta densidade: $0,22 \pm 0,06$ *versus* G5 baixa densidade: $0,40 \pm 0,10$); no N2 houve diferença para G2 (G2 alta densidade: $0,39 \pm 0,06$ *versus* G2 baixa densidade: $0,24 \pm 0,08$); no N3 também houve diferença estatística para G2 (G2 alta densidade: $0,35 \pm 0,04$ *versus* G2 baixa densidade: $0,08 \pm 0,02$), assim como para o G4 (G4 alta densidade: $0,38 \pm 0,05$ *versus* G4 baixa densidade: $0,04 \pm 0,02$). No N4 foi observada diferença para G3 (G3 alta densidade: $0,13 \pm 0,11$ *versus* G3 baixa densidade: $0,25 \pm 0,10$), e para G5 (G5 alta densidade: $0,10 \pm 0,04$ *versus* G5 baixa densidade: $0,20 \pm 0,08$) (para todas as análises, Anova One Way Subteste de Bonferroni, $p < 0,05$) (Tabelas 5 e 6).

Tabela 5 - Média $\pm$ Desvio Padrão das diferenças do Pós - Pré implante no parâmetro de Porcentagem de Poros Fechados (Po.Cl) entre e intra grupos experimentais.

Porcentagem de Poros Fechado (Po.Cl)											
Valores Pós – Pré						Diferença Intra Grupos (p)*					
		Nível 1 ^(a)	Nível 2 ^(b)	Nível 3 ^(c)	Nível 4 ^(d)	a/b	a/c	a/d	b/c	b/d	c/d
Alta	G1 ^(q)	0,11 $\pm$ 0,04	0,05 $\pm$ 0,02	0,05 $\pm$ 0,03	0,14 $\pm$ 0,06	ns	ns	ns	ns	<0,05	<0,05
	G2 ^(r)	0,38 $\pm$ 0,05	0,39 $\pm$ 0,06	0,35 $\pm$ 0,04	0,21 $\pm$ 0,12	ns	ns	<0,05	ns	<0,05	ns
	G3 ^(s)	0,12 $\pm$ 0,08	0,04 $\pm$ 0,03	0,03 $\pm$ 0,00	0,13 $\pm$ 0,11	ns	ns	ns	ns	ns	ns
	G4 ^(t)	0,23 $\pm$ 0,07	0,17 $\pm$ 0,06	0,38 $\pm$ 0,05	0,10 $\pm$ 0,02	ns	<0,05	<0,05	<0,05	ns	<0,05
	G5 ^(u)	0,22 $\pm$ 0,06	0,05 $\pm$ 0,03	0,08 $\pm$ 0,07	0,10 $\pm$ 0,04	<0,05	<0,05	<0,05	ns	ns	ns
Baixa	G1 ^(v)	0,13 $\pm$ 0,09	0,05 $\pm$ 0,01	0,06 $\pm$ 0,02	0,18 $\pm$ 0,08	ns	ns	ns	ns	<0,05	<0,05
	G2 ^(w)	0,43 $\pm$ 0,11	0,24 $\pm$ 0,08	0,08 $\pm$ 0,02	0,26 $\pm$ 0,06	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	ns	<0,05
	G3 ^(y)	0,08 $\pm$ 0,03	0,03 $\pm$ 0,02	0,02 $\pm$ 0,01	0,25 $\pm$ 0,10	ns	ns	<0,05	ns	<0,05	<0,05
	G4 ^(x)	0,28 $\pm$ 0,17	0,19 $\pm$ 0,06	0,04 $\pm$ 0,02	0,18 $\pm$ 0,11	ns	<0,05	ns	ns	ns	ns
	G5 ^(z)	0,40 $\pm$ 0,10	0,05 $\pm$ 0,01	0,09 $\pm$ 0,08	0,20 $\pm$ 0,08	<0,05	<0,05	<0,05	ns	<0,05	ns
Diferença Entre Grupos (p)**	q/r	<0,05	<0,05	<0,05	ns						
	q/s	ns	ns	ns	ns						
	q/t	ns	<0,05	<0,05	ns						
	q/u	ns	ns	ns	ns						
	r/s	<0,05	<0,05	<0,05	ns						
	r/t	<0,05	<0,05	ns	ns						
	r/u	<0,05	<0,05	<0,05	ns						
	s/t	ns	<0,05	<0,05	ns						
	s/u	ns	ns	ns	ns						
	t/u	ns	<0,05	<0,05	ns						
	v/w	<0,05	<0,05	ns	ns						
	v/y	ns	ns	ns	ns						
	v/x	ns	<0,05	ns	ns						
	v/z	<0,05	ns	ns	ns						
	w/y	<0,05	<0,05	ns	ns						
	w/x	ns	ns	ns	ns						
	w/z	ns	<0,05	ns	ns						
	y/x	ns	<0,05	ns	ns						
	y/z	<0,05	ns	ns	ns						
	x/z	ns	<0,05	ns	ns						
Alta x Baixa (p)***	q/v	ns	ns	ns	ns						
	r/w	ns	<0,05	<0,05	ns						
	s/y	ns	ns	ns	<0,05						
	t/x	ns	ns	<0,05	ns						
	u/z	<0,05	ns	ns	<0,05						

*: análise de diferença intra grupos – Anova One Way Subteste de Bonferroni

**: análise de diferença entre grupos – Anova One Way Subteste de Bonferroni

***: análise de diferença entre Alta x Baixa Densidade – Teste Mann Whitney

ns: sem diferença estatisticamente significativa

Tabela 6 - Média $\pm$ Desvio Padrão do percentual das diferenças (nos valores absolutos) do Pós - Pré implante no parâmetro de Porcentagem de Poros Fechados (Po.Cl) dos grupos experimentais.

Porcentagem de Poros Fechado (Po.Cl)					
Percentual das diferenças Pós - Pré (%)					
		Nível 1 ^(a)	Nível 2 ^(b)	Nível 3 ^(c)	Nível 4 ^(d)
Alta	G1 ^(q)	150,17 $\pm$ 17,59 %	138,48 $\pm$ 18,89 %	135,85 $\pm$ 25,15 %	180,14 $\pm$ 52,60 %
	G2 ^(r)	288,38 $\pm$ 65,55 %	466,67 $\pm$ 95,67 %	353,83 $\pm$ 98,50 %	288,65 $\pm$ 170,71 %
	G3 ^(s)	386,48 $\pm$ 296,59 %	135,22 $\pm$ 31,76 %	145,52 $\pm$ 31,40 %	142,26 $\pm$ 34,50 %
	G4 ^(t)	188,55 $\pm$ 46,57 %	212,59 $\pm$ 81,25 %	411,38 $\pm$ 114,22 %	144,32 $\pm$ 12,51 %
	G5 ^(u)	170,37 $\pm$ 26,84	131,58 $\pm$ 33,66 %	140,86 $\pm$ 61,70 %	144,18 $\pm$ 20,03 %
Baixa	G1 ^(v)	236,31 $\pm$ 141,51 %	143,40 $\pm$ 12,28 %	143,79 $\pm$ 44,97 %	332,46 $\pm$ 209,49 %
	G2 ^(w)	399,95 $\pm$ 215,38 %	346,42 $\pm$ 165,50 %	156,34 $\pm$ 25,02 %	393,95 $\pm$ 193,68 %
	G3 ^(y)	330,00 $\pm$ 135,60 %	146,69 $\pm$ 41,38 %	194,67 $\pm$ 33,80 %	260,75 $\pm$ 156,44 %
	G4 ^(x)	299,96 $\pm$ 145,71 %	343,15 $\pm$ 152,03 %	140,60 $\pm$ 23,32 %	368,33 $\pm$ 222,30 %
	G5 ^(z)	333,39 $\pm$ 102,86 %	162,40 $\pm$ 16,52 %	224,04 $\pm$ 191,41 %	294,70 $\pm$ 116,31 %

Porcentagem de Poros Abertos (Po.Op)

Na avaliação das diferenças do Pós e Pré-implantes no parâmetro de Porcentagem de Poros Abertos (Po.Op), a análise intra-grupos mostrou uma tendência de diminuição numérica dos valores para todos os níveis, em ambas as densidades.

Analisando os cilindros ósseos de alta densidade observou-se diferença estatisticamente significativa no G3 para os níveis N1 ($-2,30 \pm 0,95$) *versus* N4 ($-9,97 \pm 6,03$) e N3 ($-0,75 \pm 0,34$) *versus* N4 ($-9,97 \pm 6,03$). Para o G4, entre N1 ($-1,50 \pm 0,77$) *versus* N4 ($-15,11 \pm 4,09$), N2 ($-1,77 \pm 0,96$) *versus* N4 ($-15,11 \pm 4,09$), N3 ($-1,47 \pm 0,95$) *versus* N4 ($-15,11 \pm 4,09$). No G5, para N1 ($-1,96 \pm 0,66$) *versus* N4 ($-10,73 \pm 7,46$), N2 ($-2,10 \pm 0,91$) *versus* N4 ($-10,73 \pm 7,46$) e N3 ($-1,25 \pm 0,67$) *versus* N4 ($-10,73 \pm 7,46$). Ao avaliar a base óssea de baixa densidade foram observadas diferenças estatisticamente significantes, no G3, para N1 ($-2,46 \pm 0,53$) *versus* N4 ($-13,26 \pm 9,18$), N2 ($-2,28 \pm 0,92$) *versus* N4 ($-13,26 \pm 9,18$), N3 ($-2,12 \pm 0,74$) *versus* N4 ($-13,26 \pm 9,18$); para o G4, entre N1 ($-1,82 \pm 0,38$) *versus* N4 ($-15,21 \pm 4,49$), N2 ($-1,50 \pm 0,80$) *versus* N4 ($-15,21 \pm 4,49$), N3 ($-1,82 \pm 0,65$) *versus* N4 ($-15,21 \pm 4,49$); no G5, entre N1 ($-3,85 \pm 1,64$) *versus* N4 ($-25,38 \pm 6,14$), N2 ($-1,48 \pm 1,06$) *versus* N4 ($-25,38 \pm 6,14$), N3 ($-2,86 \pm 2,37$) *versus* N4 ($-25,38 \pm 6,14$). Os Grupos 1 (G2) e 2 (G2) não apresentaram diferença estatística para nenhuma das comparações efetuadas em ambas as densidades (para todas as análises, Anova One Way Subteste de Bonferroni, $p < 0,05$).

Nos resultados entre os grupos experimentais avaliando a mesma base óssea, foi observada diferença estatisticamente significativa nos cilindros ósseos de alta densidade entre os grupos G1 *versus* G3, G1 *versus* G4, G1 *versus* G5, G2 *versus* G3, G2 *versus* G4, G2 *versus* G5 (G1: $-26,69 \pm 4,62$ e G3: $-9,97 \pm 6,03$; G1: $-26,69 \pm 4,62$ e G4: $-15,11 \pm 4,09$; G1: $-26,69 \pm 4,62$ e G5: $-10,73 \pm 7,46$; G2: $-27,63 \pm 4,28$ e G3: $-9,97 \pm 6,03$; G2: $-27,63 \pm 4,28$ e G4: $-15,11 \pm 4,09$; G2: $-27,63 \pm 4,28$ e G5: $-10,73 \pm 7,46$) no Nível 4. Os níveis 1, 2 e 3 não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre os grupos analisados em base óssea de alta densidade. Ao avaliar os implantes inseridos em bases ósseas de baixa densidade observou-se no N1 diferença estatística entre os grupos G1 ($-1,98 \pm 0,52$) *versus* G5 ($-3,85 \pm 1,64$) e G4 ($-1,82 \pm 0,38$) *versus* G5 ($-3,85 \pm 1,64$). No N4 houve diferença entre G1 ($-20,83 \pm 2,18$) *versus* G2 ($-30,46 \pm 2,41$), G1 ($-20,83 \pm 2,18$) *versus* G5 ($-25,38 \pm 6,14$), G2 ($-30,46 \pm 2,41$) *versus* G4 ($-15,21 \pm 4,49$). Os níveis 2 e 3 não apresentaram resultados estatisticamente significantes para esta base óssea avaliada.

Avaliando as diferenças entre bases ósseas (Alta x Baixa densidade), em um mesmo grupo, foi observada diferença estatisticamente significativa no N2 para G2 (G2 alta densidade: $-2,00 \pm 0,86$ *versus* G2 baixa densidade: $-1,10 \pm 0,31$). No N3 houve diferença para G3 (G3 alta densidade: $-0,75 \pm 0,34$ *versus* G3 baixa densidade: $-2,12 \pm 0,74$). O N4 apresentou diferença estatística para G1 (G1 alta densidade: $-26,69 \pm 4,62$ *versus* G1 baixa densidade: $-20,83 \pm 2,18$); e G5 (G5 alta densidade: $-10,73 \pm 7,46$ *versus* G5 baixa densidade: $-25,38 \pm 6,14$). O Nível 1 não apresentou diferenças estatisticamente significantes para nenhuma comparação (para todas as análises, Anova One Way Subteste de Bonferroni, $p < 0,05$) (Tabelas 7 e 8).

Tabela 7 - Média ± Desvio Padrão das diferenças do Pós - Pré implante no parâmetro de Porcentagem de Poros Abertos (Po.Op) entre e intra grupos experimentais.

Porcentagem de Poros Abertos (Po.Op)											
Valores Pós – Pré						Diferença Intra Grupos (p)*					
		Nível 1 ^(a)	Nível 2 ^(b)	Nível 3 ^(c)	Nível 4 ^(d)	a/b	a/c	a/d	b/c	b/d	c/d
Alta	G1 ^(q)	(-)1,82 ± 0,35	(-)1,11 ± 0,22	(-)1,84 ± 0,31	(-)26,69 ± 4,62	ns	ns	ns	ns	ns	ns
	G2 ^(r)	(-)2,17 ± 1,73	(-)2,00 ± 0,86	(-)1,01 ± 0,46	(-)27,63 ± 4,28	ns	ns	ns	ns	ns	ns
	G3 ^(s)	(-)2,30 ± 0,95	(-)3,82 ± 2,64	(-)0,75 ± 0,34	(-)9,97 ± 6,03	ns	ns	<0,05	ns	ns	<0,05
	G4 ^(t)	(-)1,50 ± 0,77	(-)1,77 ± 0,96	(-)1,47 ± 0,95	(-)15,11 ± 4,09	ns	ns	<0,05	ns	<0,05	<0,05
	G5 ^(u)	(-)1,96 ± 0,66	(-)2,10 ± 0,91	(-)1,25 ± 0,67	(-)10,73 ± 7,46	ns	ns	<0,05	ns	<0,05	<0,05
Baixa	G1 ^(v)	(-)1,98 ± 0,52	(-)1,43 ± 1,22	(-)2,32 ± 0,75	(-)20,83 ± 2,18	ns	ns	ns	ns	ns	ns
	G2 ^(w)	(-)2,23 ± 0,90	(-)1,10 ± 0,31	(-)1,60 ± 0,74	(-)30,46 ± 2,41	ns	ns	ns	ns	ns	ns
	G3 ^(y)	(-)2,46 ± 0,53	(-)2,28 ± 0,92	(-)2,12 ± 0,74	(-)13,26 ± 9,18	ns	ns	<0,05	ns	<0,05	<0,05
	G4 ^(x)	(-)1,82 ± 0,38	(-)1,50 ± 0,80	(-)1,82 ± 0,65	(-)15,21 ± 4,49	ns	ns	<0,05	ns	<0,05	<0,05
	G5 ^(z)	(-)3,85 ± 1,64	(-)1,48 ± 1,06	(-)2,86 ± 2,37	(-)25,38 ± 6,14	ns	ns	<0,05	ns	<0,05	<0,05
Diferença Entre Grupos (p)**	q/r	ns	ns	ns	ns						
	q/s	ns	ns	ns	<0,05						
	q/t	ns	ns	ns	<0,05						
	q/u	ns	ns	ns	<0,05						
	r/s	ns	ns	ns	<0,05						
	r/t	ns	ns	ns	<0,05						
	r/u	ns	ns	ns	<0,05						
	s/t	ns	ns	ns	ns						
	s/u	ns	ns	ns	ns						
	t/u	ns	ns	ns	ns						
	v/w	ns	ns	ns	<0,05						
	v/y	ns	ns	ns	ns						
	v/x	ns	ns	ns	ns						
	v/z	<0,05	ns	ns	<0,05						
	w/y	ns	ns	ns	ns						
	w/x	ns	ns	ns	<0,05						
	w/z	ns	ns	ns	ns						
	y/x	ns	ns	ns	ns						
	y/z	ns	ns	ns	ns						
	x/z	<0,05	ns	ns	ns						
Alta x Baixa (p)***	q/v	ns	ns	ns	<0,05						
	r/w	ns	<0,05	ns	ns						
	s/y	ns	ns	<0,05	ns						
	t/x	ns	ns	ns	ns						
	u/z	ns	ns	ns	<0,05						

*: análise de diferença intra grupos – Anova One Way Subteste de Bonferroni

**: análise de diferença entre grupos – Anova One Way Subteste de Bonferroni

***: análise de diferença entre Alta x Baixa Densidade – Teste Mann Whitney

ns: sem diferença estatisticamente significativa

Tabela 8 - Média $\pm$ Desvio Padrão do percentual das diferenças (nos valores absolutos) do Pós - Pré implante no parâmetro de Porcentagem de Poros Abertos (Po.Op) dos grupos experimentais.

Porcentagem de Poros Abertos (Po.Op)					
Percentual das diferenças Pós - Pré (%)					
		Nível 1 ^(a)	Nível 2 ^(b)	Nível 3 ^(c)	Nível 4 ^(d)
Alta	G1 ^(q)	98,13 $\pm$ 0,36 %	98,82 $\pm$ 0,22 %	98,09 $\pm$ 0,32 %	65,34 $\pm$ 6,02 %
	G2 ^(r)	97,77 $\pm$ 2,16 %	97,75 $\pm$ 0,96 %	98,84 $\pm$ 0,53 %	64,71 $\pm$ 5,68 %
	G3 ^(s)	97,64 $\pm$ 0,98 %	95,93 $\pm$ 2,80 %	99,21 $\pm$ 0,36 %	87,83 $\pm$ 7,40 %
	G4 ^(t)	98,26 $\pm$ 0,89 %	97,97 $\pm$ 1,09 %	98,30 $\pm$ 1,09 %	76,68 $\pm$ 6,26 %
	G5 ^(u)	97,99 $\pm$ 0,67 %	97,60 $\pm$ 1,03 %	98,64 $\pm$ 0,73 %	80,70 $\pm$ 8,31 %
Baixa	G1 ^(v)	98,72 $\pm$ 1,83 %	98,45 $\pm$ 1,33 %	97,62 $\pm$ 0,75 %	71,06 $\pm$ 3,22 %
	G2 ^(w)	97,46 $\pm$ 1,02 %	98,72 $\pm$ 0,36 %	98,15 $\pm$ 0,85 %	61,14 $\pm$ 3,13 %
	G3 ^(y)	97,23 $\pm$ 0,61 %	97,54 $\pm$ 0,97 %	97,80 $\pm$ 0,75 %	84,53 $\pm$ 10,74 %
	G4 ^(x)	97,98 $\pm$ 0,41 %	98,31 $\pm$ 0,90 %	97,97 $\pm$ 0,72 %	79,42 $\pm$ 6,13 %
	G5 ^(z)	95,78 $\pm$ 1,76 %	99,71 $\pm$ 2,02 %	99,77 $\pm$ 4,27 %	66,46 $\pm$ 7,99 %

Porcentagem de Porosidade Total (Po.ToT)

Na avaliação das diferenças do Pós e Pré-implantes no parâmetro de Porcentagem de Porosidade Total (Po.Tot) intra-grupos, foram observadas nos cilindros de alta densidade diferenças estatisticamente significantes no G1 para os níveis N1 ($-1,90 \pm 0,39$) *versus* N4 ($-26,62 \pm 5,01$) e N2 ($-4,12 \pm 1,48$) *versus* N4 ($-26,62 \pm 5,01$). No G2 houve diferença estatística para N1 ($-1,84 \pm 1,06$) *versus* N2 ($-7,26 \pm 0,51$), N2 ($-7,26 \pm 0,51$) *versus* N3 ($-1,00 \pm 0,45$) e N2 ($-7,26 \pm 0,51$) *versus* N4 ($-27,16 \pm 4,94$). No G3, para os níveis N1 ($-2,28 \pm 1,19$) *versus* N4 ($-9,71 \pm 5,91$), N2 ($-7,79 \pm 2,51$) *versus* N3 ($-0,62 \pm 0,30$), e N3 ($-0,62 \pm 0,30$) *versus* N4 ($-9,71 \pm 5,91$). No G4 foi constatada diferença estatisticamente significativa para N1($-1,53 \pm 0,11$) *versus* N2 ($-7,32 \pm 0,55$), N1 ($-1,53 \pm 0,11$) *versus* N4 ($-14,30 \pm 5,79$), N2 ($-7,32 \pm 0,55$) *versus* N3($-1,56 \pm 0,99$), N2 ($-7,32 \pm 0,55$) *versus* N4 ($-14,30 \pm 5,79$) e N3 ($-1,56 \pm 0,99$) *versus* N4 ($-14,30 \pm 5,79$). No G5 houve diferença para os níveis N1 ($-11,47 \pm 1,26$) *versus* N3 ($-0,58 \pm 0,48$), N2 ($-7,58 \pm 1,28$) *versus* N3 ($-0,58 \pm 0,48$), N2 ($-7,58 \pm 1,28$) *versus* N4 ($-13,76 \pm 5,91$), N3 ($-0,58 \pm 0,48$) *versus* N4 ($-13,76 \pm 5,91$). Ao avaliar os cilindros ósseos de baixa densidade, observou-se que no G1 houve diferença estatística para os níveis N1 ($-1,87 \pm 0,64$) *versus* N2 ($-7,06 \pm 1,31$), N2 ($-7,06 \pm 1,31$) *versus* N3 ($-0,10 \pm 0,00$) e N2 ($-7,06 \pm 1,31$) *versus* N4 ($-23,12 \pm 3,59$). No G2, diferença para N1 ($-2,47 \pm 1,28$) *versus* N2 ($-8,32 \pm 1,73$) e N2 ($-8,32 \pm 1,73$) *versus* N3 ($-2,16 \pm 0,50$). No G3 houve diferença para N1 ($-3,94 \pm 0,56$) *versus* N4 ($-15,15 \pm 9,63$), N2 ($-3,45 \pm 0,72$) *versus* N4($-15,15 \pm 9,63$) e N3 ($-3,58 \pm 0,82$) *versus* N4 ($-15,15 \pm 9,63$). O G4 apresentou resultados estatisticamente significantes para N1 ($-2,70 \pm 0,77$) *versus* N4 ($-14,72 \pm 4,64$), N2 ($-7,04 \pm 1,38$) *versus* N3 ($-1,74 \pm 1,06$), N2 ($-7,04 \pm 1,38$) *versus* N4 ($-14,72 \pm 4,64$); N3 ($-1,74 \pm 1,06$) *versus* N4 ($-14,72 \pm 4,64$). Finalmente, G5 mostrou diferenças para N1 ($-2,69 \pm 0,74$) *versus* N4 ($-23,66 \pm 5,36$), N2 ($-7,80 \pm 1,71$) *versus* N3 ($-0,98 \pm 0,19$), N2 ($-7,80 \pm 1,71$) *versus* N4 ($-23,66 \pm 5,36$), N3 ($-0,98 \pm 0,19$) *versus* N4 ($-23,66 \pm 5,36$) (para todas as análises, Anova One Way Subteste de Bonferroni, $p < 0,05$).

Nos resultados entre os grupos experimentais avaliando a mesma base óssea, foi observada diferença estatisticamente significativa nos cilindros ósseos de alta densidade entre os grupos G1 *versus* G2, G1 *versus* G3, G1 *versus* G4, G1 *versus* G5 (G1: $-4,12 \pm 1,48$ e G2: $-7,26 \pm 0,51$; G1: $-4,12 \pm 1,48$ e G3: $-7,79 \pm 2,51$; G1: $-4,12 \pm 1,48$ e G4: $-7,32 \pm 0,55$; G1: $-4,12 \pm 1,48$ e G5: $-7,58 \pm 1,28$) no Nível 2. No N4 foi observada diferença estatística para G1 ($-26,62 \pm 5,01$) *versus* G3 ($-9,71 \pm 5,91$), G1 ($-26,62 \pm 5,01$) *versus* G4 ($-14,30 \pm 5,79$), G1 ($-26,62 \pm 5,01$) *versus* G5 ($-13,76$

$\pm 5,91$), G2 ($-27,16 \pm 4,94$) *versus* G3 ($-9,71 \pm 5,91$), G2 ($-27,16 \pm 4,94$) *versus* G4 ($-14,30 \pm 5,79$) e G2 ($-27,16 \pm 4,94$) *versus* G5 ($-13,76 \pm 5,91$). Os níveis 1 e 3 não apresentaram resultados estatisticamente significantes para esta base óssea. A avaliação da diferença (pós e pré-inserção) dos implantes inseridos em base óssea de baixa densidade mostrou que no N1 foi estatisticamente significativa entre os G1 ($-1,87 \pm 0,64$) *versus* G3 ($-3,94 \pm 0,56$). No N2, também foi observada a diferença entre G1 ($-7,06 \pm 1,31$) *versus* G3 ($-3,45 \pm 0,72$), bem como G2 ($-8,32 \pm 1,73$) *versus* G3 ($-3,45 \pm 0,72$), G3 ($-3,45 \pm 0,72$) *versus* G4 ($-7,04 \pm 1,38$) e G3 ($-3,45 \pm 0,72$) *versus* G5 ($-7,80 \pm 1,71$). No N3, observou-se diferença entre G1 ($-0,10 \pm 0,00$) *versus* G2 ($-2,16 \pm 0,50$), G1 ($-0,10 \pm 0,00$) *versus* G3 ($-3,58 \pm 0,82$), G1 ($-0,10 \pm 0,00$) *versus* G4 ($-1,74 \pm 1,06$), G2 ($-2,16 \pm 0,50$) *versus* G3 ($-3,58 \pm 0,82$), G3 ($-3,58 \pm 0,82$) *versus* G4 ($-1,74 \pm 1,06$) e G3 ($-3,58 \pm 0,82$) *versus* G5 ($-0,98 \pm 0,19$). N4 demonstrou diferença entre os grupos G2 ($-29,22 \pm 2,73$) *versus* G3 ($-15,15 \pm 9,63$) e G2 ($-29,22 \pm 2,73$) *versus* G4 ($-23,66 \pm 5,36$).

Avaliando as diferenças entre bases ósseas (Alta x Baixa densidade), em um mesmo grupo, foi observada diferença estatisticamente significativa no N1 para o G3 (G3 alta densidade: $-2,28 \pm 1,19$ *versus* G3 baixa densidade: $-3,94 \pm 0,56$) e G5 (G5 alta densidade: $-11,47 \pm 1,26$ *versus* G5 baixa densidade: $-2,69 \pm 0,74$). No N2, para o G1 (G1 alta densidade: $-4,12 \pm 1,48$ *versus* G1 baixa densidade: $-7,06 \pm 1,31$) e o G3 (G3 alta densidade: $-7,79 \pm 2,51$ *versus* G3 baixa densidade: $-3,45 \pm 0,72$). No N3, houve diferença estatística para G1 (G1 alta densidade: $-1,52 \pm 0,49$ *versus* G1 baixa densidade: $-0,10 \pm 0,00$), G2 (G2 alta densidade: $-1,00 \pm 0,45$ *versus* G2 baixa densidade: $-2,16 \pm 0,50$) e G3 (G3 alta densidade: $-0,62 \pm 0,30$ *versus* G3 baixa densidade: $-3,58 \pm 0,82$). N4 apresentou diferença para G5 (G5 alta densidade: $-0,58 \pm 0,48$ *versus* G5 baixa densidade: $-0,98 \pm 0,19$) (para todas as análises, Anova One Way Subteste de Bonferroni, $p < 0,05$) (Tabelas 9 e 10).

Tabela 9 - Média $\pm$ Desvio Padrão das diferenças do Pós - Pré implante no parâmetro de Porosidade Total (Po.Tot) entre e intra grupos experimentais.

Porosidade da Porosidade Total (Po.Tot)											
Valores Pós – Pré						Diferença Intra Grupos (p)*					
		Nível 1 ^(a)	Nível 2 ^(b)	Nível 3 ^(c)	Nível 4 ^(d)	a/b	a/c	a/d	b/c	b/d	c/d
Alta	G1 ^(q)	(-)1,90 $\pm$ 0,39	(-)4,12 $\pm$ 1,48	(-)1,52 $\pm$ 0,49	(-)26,62 $\pm$ 5,01	ns	ns	<0,05	ns	<0,05	ns
	G2 ^(r)	(-)1,84 $\pm$ 1,06	(-)7,26 $\pm$ 0,51	(-)1,00 $\pm$ 0,45	(-)27,16 $\pm$ 4,94	<0,05	ns	ns	<0,05	<0,05	ns
	G3 ^(s)	(-)2,28 $\pm$ 1,19	(-)7,79 $\pm$ 2,51	(-)0,62 $\pm$ 0,30	(-)9,71 $\pm$ 5,91	ns	ns	<0,05	<0,05	ns	<0,05
	G4 ^(t)	(-)1,53 $\pm$ 0,11	(-)7,32 $\pm$ 0,55	(-)1,56 $\pm$ 0,99	(-)14,30 $\pm$ 5,79	<0,05	ns	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05
	G5 ^(u)	(-)11,47 $\pm$ 1,26	(-)7,58 $\pm$ 1,28	(-)0,58 $\pm$ 0,48	(-)13,76 $\pm$ 5,91	ns	<0,05	ns	<0,05	<0,05	<0,05
Baixa	G1 ^(v)	(-)1,87 $\pm$ 0,64	(-)7,06 $\pm$ 1,31	(-)0,10 $\pm$ 0,00	(-)23,12 $\pm$ 3,59	<0,05	ns	ns	<0,05	<0,05	ns
	G2 ^(w)	(-)2,47 $\pm$ 1,28	(-)8,32 $\pm$ 1,73	(-)2,16 $\pm$ 0,50	(-)29,22 $\pm$ 2,73	<0,05	ns	ns	<0,05	ns	ns
	G3 ^(y)	(-)3,94 $\pm$ 0,56	(-)3,45 $\pm$ 0,72	(-)3,58 $\pm$ 0,82	(-)15,15 $\pm$ 9,63	ns	ns	<0,05	ns	<0,05	<0,05
	G4 ^(x)	(-)2,70 $\pm$ 0,77	(-)7,04 $\pm$ 1,38	(-)1,74 $\pm$ 1,06	(-)14,72 $\pm$ 4,64	ns	ns	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05
	G5 ^(z)	(-)2,69 $\pm$ 0,74	(-)7,80 $\pm$ 1,71	(-)0,98 $\pm$ 0,19	(-)23,66 $\pm$ 5,36	ns	ns	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05
Diferença Entre Grupos (p)**	q/r	ns	<0,05	ns	ns						
	q/s	ns	<0,05	ns	<0,05						
	q/t	ns	<0,05	ns	<0,05						
	q/u	ns	<0,05	ns	<0,05						
	r/s	ns	ns	ns	<0,05						
	r/t	ns	ns	ns	<0,05						
	r/u	ns	ns	ns	<0,05						
	s/t	ns	ns	ns	ns						
	s/u	ns	ns	ns	ns						
	t/u	ns	ns	ns	ns						
	v/w	ns	ns	<0,05	ns						
	v/y	<0,05	<0,05	<0,05	ns						
	v/x	ns	ns	<0,05	ns						
	v/z	ns	ns	ns	ns						
	w/y	ns	<0,05	<0,05	<0,05						
	w/x	ns	ns	ns	<0,05						
	w/z	ns	ns	ns	ns						
	y/x	ns	<0,05	<0,05	ns						
	y/z	ns	<0,05	<0,05	ns						
	x/z	ns	ns	ns	ns						
Alta x Baixa (p)***	q/v	ns	<0,05	<0,05	ns						
	r/w	ns	ns	<0,05	ns						
	s/y	<0,05	<0,05	<0,05	ns						
	t/x	ns	ns	ns	ns						
	u/z	<0,05	ns	ns	<0,05						

*: análise de diferença intra grupos – Anova One Way Subteste de Bonferroni

**: análise de diferença entre grupos – Anova One Way Subteste de Bonferroni

***: análise de diferença entre Alta x Baixa Densidade – Teste Mann Whitney

ns: sem diferença estatisticamente significante

Tabela 10 - Média $\pm$ Desvio Padrão do percentual das diferenças (nos valores absolutos) do Pós - Pré implante no parâmetro de Porcentagem de Porosidade Total (Po.Tot) dos grupos experimentais.

Porcentagem da Porosidade Total (Po.Tot)					
Percentual das diferenças Pós - Pré (%)					
		Nível 1 ^(a)	Nível 2 ^(b)	Nível 3 ^(c)	Nível 4 ^(d)
Alta	G1 ^(q)	98,06 $\pm$ 0,39 %	182,65 $\pm$ 45,37 %	98,42 $\pm$ 0,51 %	65,52 $\pm$ 6,35 %
	G2 ^(r)	97,94 $\pm$ 1,17 %	207,37 $\pm$ 8,08 %	98,88 $\pm$ 0,56 %	65,19 $\pm$ 6,27 %
	G3 ^(s)	97,66 $\pm$ 1,12 %	92,01 $\pm$ 2,58 %	99,35 $\pm$ 0,33 %	88,14 $\pm$ 7,27 %
	G4 ^(t)	98,23 $\pm$ 0,13 %	222,30 $\pm$ 11,12 %	98,20 $\pm$ 1,13 %	78,03 $\pm$ 8,93 %
	G5 ^(u)	88,27 $\pm$ 1,27 %	213,29 $\pm$ 30,13 %	99,36 $\pm$ 0,51 %	79,56 $\pm$ 8,56 %
Baixa	G1 ^(v)	98,11 $\pm$ 0,68 %	242,53 $\pm$ 24,72 %	99,89 $\pm$ 0,01 %	68,80 $\pm$ 4,81 %
	G2 ^(w)	97,19 $\pm$ 1,44 %	209,47 $\pm$ 38,31 %	97,51 $\pm$ 0,59 %	62,22 $\pm$ 3,55 %
	G3 ^(y)	96,02 $\pm$ 0,56 %	96,39 $\pm$ 0,75 %	96,41 $\pm$ 0,83 %	82,79 $\pm$ 10,94 %
	G4 ^(x)	97,04 $\pm$ 0,84 %	255,23 $\pm$ 71,70 %	98,06 $\pm$ 1,17 %	80,11 $\pm$ 6,31 %
	G5 ^(z)	97,01 $\pm$ 0,88 %	243,55 $\pm$ 58,83 %	98,95 $\pm$ 0,21 %	68,17 $\pm$ 7,38 %

Análise Histomorfométrica

Foram realizadas análises histológicas com o intuito de avaliar histomorfometricamente os parâmetros de Densidade Óssea (compreendendo as áreas complementares de trabéculas ósseas e espaços medulares) e Contato Osso-Implante, entre e intra grupos experimentais.

Densidade Óssea

Áreas de Trabéculas Ósseas

Nas análises intra-grupos dos cilindros de alta densidade foram observadas diferenças estatisticamente significantes no G1 entre o N2 ($54,21 \pm 7,62$) *versus* N4 ($39,40 \pm 6,69$). O G2 apresentou diferença estatística entre N1 ($74,27 \pm 7,18$) *versus* N3 ($41,93 \pm 13,57$), bem como entre N1 *versus* N4 ($43,33 \pm 7,13$). O mesmo resultado foi observado no G4 (N1: $78,75 \pm 11,36$ *versus* N3: $46,35 \pm 9,66$, e N1 *versus* N4: $40,36 \pm 8,90$). No G3 foi observada apenas diferença estatística entre o N1 ($67,26 \pm 12,76$) *versus* N4 ($26,29 \pm 4,29$). Ao avaliar os cilindros ósseos de baixa densidade observou-se que o G1 apresentou diferença estatisticamente significativa entre N2 ($54,21 \pm 7,62$) *versus* N4 ($39,40 \pm 6,69$). O G2 apresentou diferença estatística entre o N1 ($86,27 \pm 11,16$) *versus* N4 ($34,27 \pm 8,29$), assim como o G3 (N1 = $61,53 \pm 7,16$ *versus* N4 = $33,43 \pm 13,02$), o qual também apresentou diferença entre N1 *versus* N3 ($35,68 \pm 11,70$) (teste de Kruskal Wallis, $p < 0,05$).

Nos resultados entre os grupos experimentais com a mesma densidade óssea, observou-se que os cilindros ósseos de alta densidade apresentaram diferença estatística no Nível 4 entre os G3 ($26,29 \pm 4,29$) *versus* G5 ($59,37 \pm 12,86$); os outros níveis não apresentaram diferença estatística para esta avaliação. Na base óssea de baixa densidade foi constatada diferença estatisticamente significativa no Nível 1 entre G2 ($86,27 \pm 11,16$) *versus* G4 ($46,36 \pm 26,96$), e no Nível 2 entre G2 ($75,68 \pm 14,81$) *versus* G3 ($46,44 \pm 6,70$). Ao avaliar as diferenças entre as bases de Alta e Baixa densidade para o mesmo nível e mesmo grupo foram observados resultados estatisticamente significante para o G2 no Nível 2 (G2 Nível 2 alta densidade: $70,13 \pm 10,65$; G2 Nível 2 baixa densidade: $75,68 \pm 14,81$), resultado este também observado no G3 (G3 Nível 2 alta densidade: $56,12 \pm 16,04$; G3 Nível 2 baixa densidade: $46,44 \pm 6,70$). (teste de Kruskal Wallis, $p < 0,05$) (Tabela 11).

Áreas de Espaços Medulares

Nas análises intra-grupos dos cilindros de alta densidade foram observadas diferenças estatísticas no Grupo 1 (G1) entre N3 ($56,53 \pm 12,93$) *versus* N4 ($25,81 \pm 13,31$); este mesmo resultado também foi encontrado no G2 (N3: $58,07 \pm 13,57$ *versus* N4: $24,04 \pm 12,80$), no qual houve diferença estatística também entre N1 ($25,73 \pm 7,18$) *versus* N3 ($58,07 \pm 13,57$). O Grupo 3 não apresentou diferença estatisticamente significativa para esta densidade óssea. No G4 foi observada diferença entre os N1 ($21,25 \pm 11,36$) *versus* N3 ($53,65 \pm 9,66$). No Grupo 5 houve diferença entre N1 ($24,55 \pm 13,61$) *versus* N3 ($56,17 \pm 5,97$) e entre N1 ($24,55 \pm 13,61$) *versus* N4 ($17,34 \pm 8,67$). Na análise intra-grupos nos cilindros de baixa densidade, observou-se que G1, G2 e G4 não apresentaram diferença estatisticamente significativa. No Grupo 3 foram observadas diferenças entre N1 ($38,47 \pm 7,16$) *versus* N3 ($64,32 \pm 11,70$), e entre N3 ($64,32 \pm 11,70$) *versus* N4 ($30,64 \pm 13,66$). No Grupo 5 (G5), também se observou diferença entre N1 ($46,54 \pm 15,85$) *versus* N3 ($50,17 \pm 17,31$).

Ao se fazer a análise entre os grupos com a mesma base óssea, observou-se que os cilindros ósseos de alta densidade não apresentaram diferença estatisticamente significativa. Na base óssea de baixa densidade, observou-se diferença no Nível 1 entre G2 ($13,73 \pm 11,16$) *versus* G4 ($53,64 \pm 26,96$) e no Nível 2 entre G2 ($24,32 \pm 14,81$) *versus* G3 ($53,56 \pm 6,70$). Entre os grupos de diferentes bases ósseas (Alta x Baixa densidade), foi observada diferença estatisticamente significativa no Nível 1 entre todos os grupos: Grupo 1 (G1 alta densidade: $47,12 \pm 18,04$ *versus* G1 baixa densidade: $41,65 \pm 17,02$), Grupo 2 (G2 alta densidade: $25,73 \pm 7,18$ *versus* G2 baixa densidade: $13,73 \pm 11,16$), Grupo 3 (G3 alta densidade: $32,74 \pm 12,76$ *versus* G3 baixa densidade: $38,47 \pm 7,16$), Grupo 4 (G4 alta densidade: $21,25 \pm 11,36$ *versus* G4 baixa densidade: $53,64 \pm 26,96$) e Grupo 5 (G5 alta densidade: $24,55 \pm 13,61$ *versus* G5 baixa densidade: $46,54 \pm 15,85$). O Grupo 3 apresentou diferenças no Nível 2 (G3 alta densidade: $43,88 \pm 16,04$ *versus* G3 baixa densidade: $53,56 \pm 6,70$); bem como no N3 (G3 alta densidade: $49,23 \pm 15,68$ *versus* G3 baixa densidade: $64,32 \pm 11,70$). O Nível 4 apresentou diferença estatística nos Grupos 4 (G4 alta densidade: $22,89 \pm 9,92$ *versus* G4 baixa densidade: $35,37 \pm 8,77$) e 5 (G5 alta densidade: $17,34 \pm 8,67$ *versus* G5 baixa densidade: $30,34 \pm 11,23$) (Tabela 11).

Tabela 11 - Média $\pm$ Desvio Padrão do parâmetro de Densidade Óssea Histomorfométrica entre e intra grupos experimentais.

		Trabécula Óssea (%)				Espaço Medular (%)				Diferença Intra Grupos (p)*											
		Nível 1 ^(a)	Nível 2 ^(b)	Nível 3 ^(c)	Nível 4 ^(d)	Nível 1 ^(e)	Nível 2 ^(f)	Nível 3 ^(g)	Nível 4 ^(h)	a/b	a/c	a/d	b/c	b/d	c/d	e/f	e/g	e/h	f/g	f/h	g/h
Alta	G1 ^(d)	52,88 ± 18,04	54,21 ± 7,62	43,47 ± 12,93	39,40 ± 6,69	47,12 ± 18,04	45,79 ± 7,62	56,53 ± 12,93	25,81 ± 13,31	ns	ns	ns	ns	<0,05	ns	ns	ns	ns	ns	ns	<0,05
	G2 ^(f)	74,27 ± 7,18	70,13 ± 10,65	41,93 ± 13,57	43,33 ± 7,13	25,73 ± 7,18	29,87 ± 10,65	58,07 ± 13,57	24,04 ± 12,80	ns	<0,05	<0,05	ns	ns	ns	ns	<0,05	ns	ns	ns	<0,05
	G3 ⁽ⁱ⁾	67,26 ± 12,76	56,12 ± 16,04	50,77 ± 15,68	26,29 ± 4,29	32,74 ± 12,76	43,88 ± 16,04	49,23 ± 15,68	34,26 ± 5,98	ns	ns	<0,05	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
	G4 ^(h)	78,75 ± 11,36	52,50 ± 14,78	46,35 ± 9,66	40,36 ± 8,90	21,25 ± 11,36	47,50 ± 14,78	53,65 ± 9,66	22,89 ± 9,92	ns	<0,05	<0,05	ns	ns	ns	ns	<0,05	ns	ns	ns	ns
	G5 ^(a)	75,45 ± 13,61	63,24 ± 9,92	43,83 ± 5,97	59,37 ± 12,86	24,55 ± 13,61	36,71 ± 9,95	56,17 ± 5,97	17,34 ± 8,67	ns	<0,05	ns	ns	ns	ns	ns	<0,05	<0,05	ns	ns	ns
Baixa	G1 ^(v)	58,35 ± 17,02	61,83 ± 7,51	50,35 ± 15,10	34,17 ± 11,08	41,65 ± 17,02	38,17 ± 7,51	49,65 ± 15,10	31,63 ± 11,40	ns	ns	ns	ns	<0,05	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
	G2 ^(w)	86,27 ± 11,16	75,68 ± 14,81	53,18 ± 30,59	34,27 ± 8,29	13,73 ± 11,16	24,32 ± 14,81	46,82 ± 30,59	27,22 ± 12,55	ns	ns	<0,05	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
	G3 ^(y)	61,53 ± 7,16	46,44 ± 6,70	35,68 ± 11,70	33,43 ± 13,02	38,47 ± 7,16	53,56 ± 6,70	64,32 ± 11,70	30,64 ± 13,66	ns	<0,05	<0,05	ns	ns	ns	ns	<0,05	ns	ns	ns	<0,05
	G4 ^(x)	46,36 ± 26,96	55,68 ± 18,05	52,58 ± 25,21	34,84 ± 9,61	53,64 ± 26,96	44,32 ± 18,05	47,42 ± 25,21	35,37 ± 8,77	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
	G5 ^(z)	53,46 ± 15,85	65,57 ± 15,87	49,83 ± 17,31	46,27 ± 5,70	46,54 ± 15,85	34,43 ± 15,87	50,17 ± 17,31	30,34 ± 11,23	<0,05	ns	ns	ns	ns	ns	ns	<0,05	ns	ns	ns	ns
Diferença Entre Grupos (p)**	q/t	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns												
	q/s	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns												
	q/t	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns												
	q/u	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns												
	r/s	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns												
	r/t	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns												
	r/u	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns												
	s/t	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns												
	s/u	ns	ns	ns	<0,05	ns	ns	ns	ns												
	t/u	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns												
	v/w	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns												
	v/y	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns												
	v/x	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns												
	v/z	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns												
	w/y	ns	<0,05	ns	ns	ns	<0,05	ns	ns												
	w/x	<0,05	ns	ns	ns	<0,05	ns	ns	ns												
	w/z	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns												
y/x	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns													
y/z	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns													
x/z	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns													
Alta x Baixa (p)***	q/v	ns	ns	ns	ns	<0,05	ns	ns	ns												
	r/w	ns	<0,05	ns	ns	<0,05	ns	ns	ns												
	s/y	ns	<0,05	ns	ns	<0,05	<0,05	<0,05	ns												
	t/x	ns	ns	ns	ns	<0,05	ns	ns	<0,05												
	u/z	ns	ns	ns	<0,05	<0,05	ns	ns	<0,05												

*: análise de diferença intra grupos – Teste Kruskal Wallis

**: análise de diferença entre grupos – Teste Kruskal Wallis

***: análise de diferença entre Alta x Baixa Densidade – Teste Mann Whitney

ns: sem diferença estatisticamente significativa

Contato Osso-Implante (BIC)

Ao avaliar o comprimento linear do osso em contato com o implante, nos cilindros ósseos de alta densidade não houve diferença estatística significativa entre os grupos. Na base óssea de baixa densidade, foi observada uma diferença estatística entre os Grupos 2 ($G2: 1,82 \pm 0,51$) *versus* 3 ($G3: 0,81 \pm 0,21$) e entre os Grupos 4 ($G4: 0,44 \pm 0,30$) *versus* 5 ($G5: 1,17 \pm 0,33$). Analisando os grupos de diferentes bases ósseas (Alta x Baixa densidade), foi estatisticamente significativa a variação entre os G3 ($G3$ alta densidade: $1,23 \pm 0,47$ *versus* $G3$ baixa densidade: $0,81 \pm 0,21$), $G4$ ($G4$ alta densidade: $1,10 \pm 0,12$ *versus* $G4$ baixa densidade: $0,44 \pm 0,30$) e $G5$ ($G5$ alta densidade: $1,65 \pm 0,56$ *versus* $G5$ baixa densidade: $1,17 \pm 0,33$).

Verificando os valores das porcentagens do contato osso-implante (BIC) entre os grupos com a mesma base óssea, não foi constatada diferença estatística entre os grupos de alta densidade. Nos grupos de baixa densidade, observou-se diferença estatisticamente significativa entre $G1$ ($34,62 \pm 9,13$) *versus* $G2$ ($62,11 \pm 17,16$); $G2$ ($62,11 \pm 17,16$) *versus* $G3$ ($29,89 \pm 7,45$); $G2$ ($62,11 \pm 17,16$) *versus* $G4$ ($16,04 \pm 10,89$); $G2$ ($62,11 \pm 17,16$) *versus* $G5$ ($32,89 \pm 12,43$); bem como entre $G4$ ($16,04 \pm 10,89$) *versus* $G5$ ($32,89 \pm 12,43$).

Avaliando os grupos de bases ósseas diferentes (Alta x Baixa densidade), para um mesmo grupo, foi estatisticamente significativa a diferença nos Grupos 3 ($G3$ alta densidade: $47,16 \pm 18,02$ *versus* $G3$ baixa densidade: $29,89 \pm 7,45$); 4 ($G4$ alta densidade: $42,19 \pm 3,23$ *versus* $G4$ baixa densidade: $16,04 \pm 10,89$) e 5 ($G5$ alta densidade: $45,21 \pm 16,44$ *versus* $G5$ baixa densidade: $32,89 \pm 12,43$) (Tabela 12).

Tabela 12 - Média $\pm$ Desvio Padrão do percentual (%) do contato osso-implante (BIC) entre os grupos experimentais.

		Comprimento Linear do Implante	Comprimento Linear do Osso em contato com o Implante	BIC (%)
Alta	G1 ^(q)	2,96 $\pm$ 0,10	1,13 $\pm$ 0,21	38,13 $\pm$ 6,46
	G2 ^(r)	2,97 $\pm$ 0,07	1,84 $\pm$ 0,51	61,69 $\pm$ 16,56
	G3 ^(s)	2,61 $\pm$ 0,05	1,23 $\pm$ 0,47	47,16 $\pm$ 18,02
	G4 ^(t)	2,60 $\pm$ 0,14	1,10 $\pm$ 0,12	42,19 $\pm$ 3,23
	G5 ^(u)	3,69 $\pm$ 0,30	1,65 $\pm$ 0,56	45,21 $\pm$ 16,44
Baixa	G1 ^(v)	2,95 $\pm$ 0,07	1,02 $\pm$ 0,28	34,62 $\pm$ 9,13
	G2 ^(w)	2,92 $\pm$ 0,07	1,82 $\pm$ 0,51	62,11 $\pm$ 17,16
	G3 ^(y)	2,71 $\pm$ 0,04	0,81 $\pm$ 0,21	29,89 $\pm$ 7,45
	G4 ^(x)	2,77 $\pm$ 0,08	0,44 $\pm$ 0,30	16,04 $\pm$ 10,89
	G5 ^(z)	3,62 $\pm$ 0,29	1,17 $\pm$ 0,33	32,89 $\pm$ 12,43
Diferença Entre Grupos (p)**	q/r	ns	ns	ns
	q/s	<0,05	ns	ns
	q/t	<0,05	ns	ns
	q/u	<0,05	ns	ns
	r/s	<0,05	ns	ns
	r/t	<0,05	ns	ns
	r/u	<0,05	ns	ns
	s/t	ns	ns	ns
	s/u	<0,05	ns	ns
	t/u	<0,05	ns	ns
	v/w	ns	ns	<0,05
	v/y	ns	ns	ns
	v/x	ns	ns	ns
	v/z	<0,05	ns	ns
	w/y	ns	<0,05	<0,05
	w/x	ns	ns	<0,05
	w/z	<0,05	ns	<0,05
	y/x	ns	ns	ns
	y/z	<0,05	ns	ns
	x/z	<0,05	<0,05	<0,05
Alta x Baixa (p)***	q/v	ns	ns	ns
	r/w	ns	ns	ns
	s/y	ns	<0,05	<0,05
	t/x	ns	<0,05	<0,05
	u/z	ns	<0,05	<0,05

*: análise de diferença intra grupos – Anova One Way Subteste de Bonferroni

**: análise de diferença entre grupos – Anova One Way Subteste de Bonferroni

***: análise de diferença entre Alta x Baixa Densidade – Teste Mann Whitney

ns: sem diferença estatisticamente significativa

Ensaio Biomecânicos

Osso Suíno

Os valores médios $\pm$ desvio-padrão de torque de inserção (N.cm) dos implantes inseridos no Grupo 1 (G1) foram de $23,88 \pm 3,95$ N.cm nos cilindros ósseos de alta densidade e de $18,46 \pm 4,23$ N.cm nos de baixa densidade; para o Grupo 2 (G2), foram de $30,52 \pm 1,99$ N.cm na alta densidade e de $14,34 \pm 2,68$ N.cm na baixa densidade; no Grupo 3 (G3) foram de $24,32 \pm 3,60$ N.cm em alta densidade e $16,24 \pm 1,10$ N.cm em baixa densidade; no Grupo 4 (G4) os implantes inseridos nos cilindros de alta densidade tiveram valores de $38,18 \pm 2,75$ N.cm e os de baixa densidade de $21 \pm 9,43$ N.cm; e no Grupo 5 (G5) tiveram valores de $47,66 \pm 8,51$ N.cm e de $19,46 \pm 2,93$ N.cm, em cilindros ósseos de alta e baixa densidade respectivamente. Houve diferença estatisticamente significativa nos cilindros de alta densidade para G1 *versus* G5, G3 *versus* G4 e G3 *versus* G5, e para os em cilindros ósseos de baixa densidade entre os grupos G2 *versus* G5 e G4 *versus* G5 (para as análises, *Kruskal Wallis + Dunn tests*, $p < 0.05$) (Gráfico 2).

Gráfico 2: Avaliação do torque de inserção dos implantes. Médias $\pm$ DP para G1, G2, G3, G4 e G5. O * representa as diferenças estatisticamente significativas entre os grupos (*Kruskal*

Wallis + Dunn tests, $p < 0.05$).

Os valores médios $\pm$ desvio-padrão dos coeficientes de estabilidades dos implantes (ISQ), medidos por meio de frequência de ressonância, no Grupo 1 (G1) foram de $68,05 \pm 2,13$ em cilindros ósseos de alta densidade e de $63,70 \pm 2,90$ em baixa densidade; no Grupo 2 (G2) foram de $64,80 \pm 3,88$ na alta densidade e $63,55 \pm 1,38$ na baixa densidade; no Grupo 3 (G3) foram observados valores de $64,60 \pm 4,35$ nos cilindros de alta densidade e nos de baixa, valores de $62,25 \pm 4,17$; no Grupo 4 (G4) foram de $69,75 \pm 1,78$ na alta densidade e na baixa densidade de $63,75 \pm 3,02$ ISQ; e no Grupo 5 (G5) foram de $66,50 \pm 2,83$ nos cilindros de alta densidade e nos de baixa de $61,20 \pm 3,18$ ISQ. Houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos G1 *versus* G5, G3 *versus* G4 e G3 *versus* G5 em cilindros ósseos de alta densidade, bem como entre G2 *versus* G5 e G4 *versus* G5 em baixa densidade (para as análises, *Kruskal Wallis + Dunn tests*, $p < 0.05$) (Gráfico 3).

Gráfico 3: Análise da frequência de ressonância. Médias $\pm$ DP para G1, G2, G3, G4 e G5. O * representa as diferenças estatisticamente significantes entre os grupos (*Kruskal Wallis + Dunn*

tests, $p < 0.05$).

Osso Artificial

Os valores médios $\pm$ desvio-padrão de torque de inserção (N.cm) dos implantes inseridos em blocos de poliuretano no Grupo 6 (G6) foram de $62,78 \pm 1,10$ N.cm em alta densidade e de $25,06 \pm 3,12$ N.cm em baixa densidade; para o Grupo 7 (G7), foram observados valores de $64,46 \pm 4,89$ N.cm em blocos de alta densidade e de $21,54 \pm 1,83$ N.cm em baixa densidade; no Grupo 8 (G8), implantes inseridos nos blocos de poliuretano de alta densidade tiveram valores de $65,22 \pm 3,15$ N.cm e nos blocos de baixa $29,38 \pm 3,08$ N.cm; no Grupo 9 (G9), os valores foram de $63,80 \pm 2,02$ N.cm em alta densidade e de $23,48 \pm 9,48$ N.cm em baixa densidade; e no Grupo 10 (G10) foram de $60,14 \pm 5,93$ N.cm em blocos de alta densidade e de $35,06 \pm 8,70$ N.cm em blocos de baixa densidade. Houve diferença estatisticamente significativa entre G6 *versus* G10, e G7 *versus* G10 em blocos de baixa densidade, mas não houve diferença estatística entre os grupos nos blocos de alta densidade (para as análises, *Kruskal Wallis + Dunn tests*, $p < 0.05$) (Gráfico 4).

Gráfico 4: Análise do Ensaio Biomecânico de Torque de Inserção em Blocos de Poliuretano –

Valores Médios $\pm$ DP. O sinal * representa diferença estatística significativa entre as médias dos valores de torques de Inserção (para todas as análises, o teste de *Kruskall-Wallis* foi utilizado, $p < 0,05$).

Os valores médios $\pm$ desvio-padrão de coeficiente de estabilidade do implante (ISQ) dos implantes inseridos em blocos de poliuretano no Grupo 6 (G6) foram de $74,90 \pm 0,54$ em alta densidade e de $68,75 \pm 0,39$ em baixa densidade; no Grupo 7 (G7) foram de $76,65 \pm 1,96$ na alta densidade e $69,68 \pm 1,98$ na baixa densidade; no Grupo 8 (G8) foram observados valores de $74,15 \pm 1,24$ nos blocos de alta densidade e nos de baixa valores de $68,95 \pm 2,27$; no Grupo 9 (G9) foram de $73,60 \pm 1,60$ nos de alta densidade e nos de baixa densidade de $69,40 \pm 0,72$, e no Grupo 10 (G10) foram de $74,45 \pm 1,22$ nos blocos de poliuretano de alta densidade e nos blocos de baixa $69,20 \pm 2,72$. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa entre os grupos de implantes inseridos em diferentes densidades (para as análises, *Kruskal Wallis + Dunn tests*, $p < 0,05$) (Gráfico 5).

Ensaio Biomecânico em Blocos de Poliuretano

Gráfico 5: Análise da frequência de ressonância. Média $\pm$ DP para G6, G7, G8, G9 e G10. Diferenças entre os grupos não foram estatisticamente significantes (*Kruskal Wallis + Dunn tests*, $p > 0,05$).

No ensaio de arrancamento, os valores médios $\pm$ desvio-padrão observados na força máxima de arrancamento (Newtons) dos implantes inseridos em blocos de poliuretano no Grupo 6 (G6) foram de $636,72 \pm 73,45$ Newtons em blocos de alta densidade e de $220,03 \pm 15,84$ Newtons em baixa densidade; no Grupo 7 (G7), de $710,73 \pm 76,04$ Newtons em alta densidade e em baixa densidade $240,64 \pm 4,53$ Newtons; no Grupo 8 (G8) foram de $944,34 \pm 36,81$ Newtons em blocos de alta densidade e $339,81 \pm 15,92$ Newtons em blocos de baixa densidade; no Grupo 9 (G9) foram de $858,21 \pm 46,44$ Newtons na alta densidade e na baixa densidade valores de $241,22 \pm 22,77$ Newtons; e no Grupo 10 (G10), foram observados valores de $525,24 \pm 55,93$ Newtons em implantes inseridos em blocos de poliuretano de alta densidade e de $328,21 \pm 23,53$ Newtons em blocos de baixa densidade. Houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos G6 *versus* G8, G7 *versus* G8 e G8 *versus* G10 em blocos de poliuretano de alta densidade, bem como entre G6 *versus* G8, G6 *versus* G10 e G7 *versus* G8 em baixa densidade (para as análises, *Kruskal Wallis + Dunn tests*, $p < 0.05$) (Gráfico 6).

Gráfico 6: Ensaio Biomecânico de Arrancamento em Blocos de Poliuretano. Valores Médios $\pm$ DP. O sinal * representa diferença estatística significativa entre as médias dos valores de força máxima de arrancamento (para todas as análises, o teste de *Kruskal-Wallis* foi utilizado, $p < 0,05$).

Discussão

Discussão

O sucesso da estabilidade primária após a instalação de um implante depende basicamente da interação entre os parâmetros de quantidade e qualidade da base óssea em que este é instalado, da macro-estrutura do implante e da técnica cirúrgica empregada^{5,6,12-14}.

Vários fabricantes têm se empenhado em desenvolver formatos diversos de implantes com a finalidade de proporcionar uma estabilidade primária mais previsível em condições ósseas adversas¹⁶. Dentro do nosso conhecimento, não existem estudos comparativos entre implantes controlando os fatores de variabilidade óssea, analisando e correlacionando testes por imagens (microtomográficas e histomorfométricas), a resultados de avaliações biomecânicas. Desse modo, o presente trabalho propôs-se a testar cinco tipos diferentes de implantes em um sistema de bases ósseas padronizadas de alta e baixa densidades

A macro-estrutura de um implante pode influenciar a interface osso-implante, sendo este um dos parâmetros importantes para se atingir a estabilidade primária^{15,18,73}. Implantes de desenhos variados, instalados em diferentes bases ósseas, atingem diferentes graus de estabilidade, o que pode determinar o seu desempenho clínico futuro^{6,28,59,70,73}. Vários estudos têm demonstrado relação entre o *design* do implante e a osseointegração^{21,33,34,74,75}. O formato cônico dos implantes foi originalmente destinado a aumentar o contato osso-implante (BIC), proporcionando uma maior compactação no tecido ósseo adjacente, maximizando o torque de inserção, frequência de ressonância e a sua resistência ao arrancamento^{5,20,22,32}. Neste estudo foram utilizados implantes auto-rosqueáveis de formato cônico (Drive), cilíndrico cônico (Alvim, Ankylos e Xive) e cilíndrico (Straumann Bone Level), com a finalidade de observar a compactação da estrutura óssea adjacente e a estabilidade primária obtida em diferentes densidades ósseas.

Os formatos das roscas dos implantes também influenciam na estabilidade primária, pelo aumento da área de contato osso-implante e pela distribuição das cargas biomecânicas^{18,22,74}. Encontram-se disponíveis no mercado os formatos de rosca triangular (“V”), quadrado, trapezoidal e suas variações. As roscas no formato triangular possuem um cisalhamento semelhante às de formato trapezoidal e 10 vezes superior em comparação com as roscas quadradas. A área de superfície otimizada que estas roscas de formato quadrado possuem é ótima para transmissão de cargas intrusivas e compressivas que resultam em tensão óssea menor. Já as roscas trapezoidais têm maior resistência à carga de tração^{69,76}. Chang et al.⁷⁷, avaliaram o padrão de

micromovimentos na interface do implante com o osso circundante, com diferentes *designs* de rosca (trapezoidal, quadrado e padrão de rosca -V) sob carga imediata axial de 300 N. Os resultados revelaram que todos os micromovimentos foram localizados perto da interface de osso-implante e o perfil de rosca quadrada obteve valores mais favoráveis aos micromovimentos, demonstrando assim a sua superioridade para estes casos. O presente estudo concorda com estes resultados, pois os implantes Alvim, Drive e Ankylos, que apresentam variações de roscas no formato quadrado, foram superiores em diversos parâmetros analisados para avaliar a estabilidade primária.

A variação de três parâmetros da geometria da rosca pode modificar a área de superfície funcional por unidade de comprimento do implante: a distância entre as roscas (passo de rosca), o formato e a profundidade das roscas⁶⁹. A distância entre as roscas, ou passo da rosca, é definida como a quantidade de roscas por unidade de comprimento. Quanto menor é o passo, maior é a quantidade de roscas no corpo de implante, o que significa uma maior área de contato osso-implante^{18,74}. Recentemente foram introduzidos no mercado os conceitos de “dupla-rosca” e “tripla-rosca”, que têm sido associados a uma maior rapidez e menor trauma na inserção. No presente estudo, os implantes Alvim CM apresentam roscas duplas, os implantes Ankylos apresentam roscas progressivas, e os implantes Drive CM, roscas duplas e progressivas.

Para avaliar a influência da biomecânica de implantes inseridos em tecido ósseo de diferentes densidades, métodos como torque de inserção, frequência de ressonância e teste de arrancamento são os mais utilizados nas áreas de cirurgia ortopédica e odontologia²². O valor do torque de inserção (IT) é o parâmetro clínico mais utilizado pelos cirurgiões para medir a estabilidade primária. Este IT é observado através da resistência de rotação entre o tecido ósseo e as roscas do implante durante a inserção, sendo recomendado para o uso de cargas imediatas um valor mínimo de 35 N.cm^{5,32}.

Com relação à análise de torque de inserção realizada no presente estudo, foram observadas diferenças estatisticamente significantes nas diferentes bases ósseas. Esses resultados corroboram com os achados na literatura, que enfatizam que diferentes áreas de contato entre o osso e o implante afetam a estabilidade primária, e esta área é influenciada por meio da macro-estrutura do implante e formato de suas roscas. Essa influência foi observada por Lozano-Carrascal et al.¹⁵, que avaliaram a relação da macro-estrutura dos implantes com a estabilidade primária por meio do torque de inserção (IT) e da análise de frequência de ressonância (RFA) em diferentes bases ósseas. Para isso, utilizaram um total de 47 implantes divididos em dois grupos: grupo teste (GT): 22

implantes cônicos Mis®Seven (MIS®, Medicalimplants System, Israel); grupo controle (GC): 25 implantes cilíndricos Astra® OsseoSpeed (Astra Tech Implant System, Dentsply, Mölndal, Suécia). A estabilidade primária do implante foi medida no momento da instalação do implante, registrando valores de IT e valores de RFA. Na mandíbula, no GT a média $\pm$ desvio padrão dos valores de ISQ foram de $71,67 \pm 5,16$, e para o GC de $57,15 \pm 4,83$ ($p = 0,01$). A média $\pm$ desvio padrão dos valores de IT foi de $46,67 \pm 6,85$ N.cm para GT e $35,77 \pm 6,72$ N.cm para o GC ($p = 0,01$). Na maxila, a média de ISQ foi de $67,2 \pm 4,42$ para os implantes cônicos (GT) e $49,17 \pm 15,30$ para implantes cilíndricos (GC) ($p = 0,01$). A média de IT no GT foi de $41,5 \pm 6,26$ N.cm e para o GC de $39,17 \pm 6,34$ N.cm ($p > 0,05$). Com isso, concluiu-se que: os implantes de formato cônico alcançaram maior estabilidade primária que os implantes cilíndricos; os implantes instalados em diferentes bases ósseas tiveram graus de estabilidade diferentes e os implantes cônicos instalados na mandíbula (osso de alta densidade) tiveram valores mais elevados de IT e RFA que os instalados na maxila (osso de baixa densidade). Dantas et al.⁷⁰, fazem uma análise comparativa da estabilidade inicial de dois diferentes tipos de implantes (e-Fix HE e e-Fix HE Silver), utilizando cilindros ósseos padronizados de origem suína, de alta e baixa densidades, em modelo *in vitro*, através de ensaios biomecânicos e de imagens. Os autores observaram, ao analisar o IT, que os grupos de alta densidade também apresentaram resultados numericamente superiores aos implantes instalados em bases ósseas de alta densidade. O presente estudo corrobora estas observações, pois os maiores valores de IT e de RFA foram encontrados em cilindros ósseos de alta densidade. Além disso, os formatos de implantes cônico e cilíndrico-cônico, ambos com roscas quadradas, foram superiores em relação a este quesito: os implantes do G4 (IT alta densidade: $38,18 \pm 2,75$ N.cm e IT baixa densidade: $21 \pm 9,43$ N.cm; RFA alta densidade: $69,75 \pm 1,78$ ISQ e RFA baixa densidade: $63,75 \pm 3,02$ ISQ) e os do G5 (IT alta densidade: $47,66 \pm 8,51$ N.cm e IT baixa densidade: $19,46 \pm 2,93$ N.cm; RFA alta densidade: $66,50 \pm 2,83$ ISQ e RFA baixa densidade: $61,20 \pm 3,18$ ISQ) apresentaram, em ambas as bases ósseas, valores estatisticamente superiores aos demais grupos.

A avaliação do coeficiente de estabilidade do implante (ISQ) através da análise de frequência de ressonância (RFA) é o método não invasivo mais utilizado para avaliar a estabilidade do conjunto implante/base óssea. Ramakrishna e Nayar⁷⁸ relataram que, em geral, valores de 50 a 60 ISQ são mais vistos em osso mais trabecular, e valores de 60 a 80 ISQ são típicos de osso mais denso. Javed e Romanos⁷⁹, entretanto, relatam que, até a data, não havia nenhum estudo clínico

que comprovasse qual seria o valor ideal de RFA no qual os implantes sobreviveriam a longo prazo, nem o valor de RFA mínimo necessário para que os implantes submetidos à carga imediata tivessem sucesso. No entanto, Rodrigo et al.⁸⁰, afirmaram que nenhum dos implantes com valores acima de 60 ISQ foram perdidos, enquanto que 19% dos implantes com valores menores que 60 ISQ tiveram falha no tratamento. Os resultados do presente estudo apresentaram valores de ISQ superiores a 60 para todos os grupos, em ambas as bases ósseas, sendo que o G4 ($69,75 \pm 1,78$ na alta densidade e na baixa densidade de $63,75 \pm 3,02$) apresentou resultados numéricos e estatisticamente superiores, tanto na alta como na baixa densidade.

Turkyilmaz et al.⁸¹, avaliaram a correlação entre a qualidade óssea e parâmetros de estabilidade de implantes por meio de tomografia computadorizada (CT), torque de inserção (IT) e frequência de ressonância (RFA). Observaram que os valores médios dos implantes nos parâmetros de densidade óssea, torque de inserção e RFA foram de 152 ± 264 HU, $41,7 \pm 6$ N.cm e $69,7 \pm 9$ ISQ, respectivamente. Estatisticamente foram encontradas correlações significativas entre a densidade óssea e valores de torque de inserção, densidade óssea e valores de ISQ e torque de inserção e os valores do ISQ. No entanto, Degidi et al.⁸², ao avaliar a correlação da estabilidade de implantes (Xive) nestes mesmos parâmetros, relataram não haver previsão de estabilidade suficiente para evitar erros ao usar uma técnica de carga imediata; além disso, observaram uma baixa correlação entre IT e a RFA (0,247, teste de Correlação de Spearman), mostrando assim que as duas variáveis são praticamente independentes, sugerindo que RFA e IT representam duas características diferentes de estabilidade primária, com a primeira indicando a resistência à carga de flexão, e a segundo indicando a resistência às forças de cisalhamento. Os resultados do presente trabalho, também analisando os parâmetros de RFA e IT em diferentes implantes instalados em bases ósseas de alta e baixa densidade, demonstraram melhores valores para os mesmos grupos (G4 IT alta densidade: $38,18 \pm 2,75$ N.cm e IT baixa densidade: $21 \pm 9,43$ N.cm; RFA alta densidade: $69,75 \pm 1,78$ ISQ e RFA baixa densidade: $63,75 \pm 3,02$ ISQ; e o G5 IT alta densidade: $47,66 \pm 8,51$ N.cm e IT baixa densidade: $19,46 \pm 2,93$ N.cm; RFA alta densidade: $66,50 \pm 2,83$ ISQ e RFA baixa densidade: $61,20 \pm 3,18$ ISQ) em ambos os testes nas duas bases ósseas. Assim, embora não tenham sido realizados testes de correlação, parece haver uma concordância de resultados para estes dois parâmetros.

Materiais ósseos artificiais sintéticos têm sido considerados boas alternativas para realização de testes mecânicos, especialmente para avaliação da estabilidade primária. No presente

estudo, um material sintético foi escolhido para ser avaliado comparativamente às bases ósseas padronizadas. De acordo com a *American Society for Testing and Materials* (ASTM)⁷², as propriedades de uniformidade e consistência do poliuretano rígido fazem deste um material ideal para realização de testes biomecânicos com implantes. Liu et al.⁵⁷, observaram uma correlação positiva entre os valores de IT com a densidade óssea e espessura do osso cortical, em osso artificial. Neste estudo, ao avaliar este mesmo teste nos blocos de poliuretano, observou-se diferença estatisticamente significativa nos Grupos: G6 ($25,06 \pm 3,12$ N.cm) e o G10 ($35,06 \pm 8,70$ N.cm); G7 ($21,55 \pm 1,83$ N.cm) e o G10 ($35,06 \pm 8,70$ N.cm), nos blocos de baixa densidade. Nos blocos de alta densidade não foi observada diferença estatística entre os grupos, apesar de valores elevados em todos eles (acima de 60 N.cm). Com relação aos grupos de baixa densidade, somente o G10 apresentou resultados superiores a 35 N.cm.

Com relação à análise de frequência de ressonância (RFA) realizada nos blocos de poliuretano no presente estudo, ambas as bases ósseas artificiais apresentaram valores de ISQ maiores que 60, com maiores valores nas bases de alta densidade. Os implantes tiveram resultados homogêneos na mesma base óssea, não sendo observada diferença estatisticamente significativa em nenhum dos grupos. Alguns autores observaram uma correlação positiva entre os valores de ISQ e IT com a densidade óssea e espessura do osso cortical⁴, porém em outros estudos essa correlação não foi observada, relatando ainda que o RFA não parece ser adequado como único método de avaliação da estabilidade^{6,47}. O presente trabalho corrobora estes achados, pois em blocos de poliuretano a RFA não foi capaz de apontar diferenças entre os grupos experimentais.

O ensaio de arrancamento (PS) é outra possibilidade de análise mecânica da estabilidade primária de implantes, comparando a resistência ao arrancamento de diferentes dos implantes^{6,57}. Kim et al.⁸³, estudaram a relação da resistência ao arrancamento de diferentes implantes inseridos em diferentes densidades ósseas. Para tal, utilizaram implantes cônico e cilíndrico e com diversas conformidades de roscas (triangular (“V”), quadrado, trapezoidal). Com isso, concluíram que os implantes de roscas quadradas tiveram menor resistência ao arrancamento que os implantes de roscas – V, independente da densidade óssea ($p < 0,5$). No presente estudo, os implantes Bone Level (G8), instalados em ambas as bases ósseas, apresentaram maior resistência ao arrancamento (G8 alta: $944,34 \pm 36,81$ Newtons; G8 baixa: $339,81 \pm 15,92$ Newtons). Este grupo apresentou diferenças estatisticamente significantes quando comparados os outros implantes na mesma base óssea de alta densidade (G10 alta: $525,04 \pm 55,93$; G7 alta: $710,73 \pm 76,04$ e G6: $636,72 \pm 73,45$)

e aos implantes em bases ósseas de baixa densidade (G6: $220,03 \pm 15,84$ e G7: $240,64 \pm 4,63$). Desse modo, provavelmente devido a sua conformidade de rosca (triangular - “V”), tenha ocasionado uma maior retenção no momento de arrancamento, quando comparado aos demais implantes.

Oliscovicz et al.²², avaliaram, através de ensaios biomecânicos (IT e PS), a influência da estabilidade primária de implantes de formatos e tratamentos diferentes (Master Porous, Master Screw, Conect AR, Conect Cônico) inseridos em diversos substratos ósseos. Com relação à resistência ao arrancamento (PS), os autores observaram que os implantes inseridos no osso suíno e no poliuretano Synbone não apresentaram diferença estatística entre todos os tipos de implantes, porém no poliuretano Nacional de 40 PCF (alta densidade), os implantes cônicos tiveram um resultado inferior aos outros ($491,68 \pm 75,91$ N), resultado este que concorda com os obtidos no presente estudo, no qual o G10 apresentou os menores valores nesta base. Na densidade de 20 PCF (baixa densidade), os implantes cônicos tiveram a segunda maior média ($206,57 \pm 31,51$ N), porém sem diferença estatística, o que também ocorreu no presente estudo.

A histomorfometria é um dos métodos para avaliar a arquitetura do osso cortical e trabecular, permitindo qualificar e quantificar de forma segura as estruturas ósseas, sendo esta técnica classificada por muito tempo como o “padrão-ouro”^{44,45,47}. No presente estudo, após preparo histológico, cada imagem do implante foi captada a partir das lâminas pré confeccionadas. A partir da captura das imagens foram determinados 4 níveis para a avaliação histomorfométrica: Nível 1) Densidade óssea entre as roscas; Nível 2) Densidade óssea das áreas imediatamente adjacentes as roscas; Nível 3) Densidade óssea distante aos implantes e Nível 4) Densidade óssea na região apical ao implante. Também foram determinadas as porcentagens de contato osso-implante (BIC). Em relação à análise da densidade óssea, foram avaliados os percentuais (%) de trabécula óssea e espaço medular nas áreas avaliadas. Constatou-se que entre as roscas (N1) houve um maior percentual de trabéculas quando comparadas às áreas distantes das roscas (N3) e apicalmente ao implante (N4), para todos os grupos de alta densidade, sendo estatisticamente significativa nos grupos G2, G3, G4 e G5. Na área imediatamente adjacente às roscas (N2) foi observado valores numéricos ligeiramente menores que no N1, demonstrando assim uma propagação da condensação óssea exercida pelo desenho do implante durante sua inserção, melhorando a densidade óssea entre as roscas na área imediatamente áreas adjacente, e consequentemente promovendo uma maior estabilidade inicial, o que concorda com o postulado

por Hsu et al.⁵⁸. Com relação aos achados no N3, provavelmente essa propagação da condensação não chegue à essas áreas, não afetando as trabéculas à distância. No osso de baixa densidade, também houve uma tendência à diminuição numérica, porém mais gradual que na base óssea de alta densidade, sendo esses resultados mais evidentes na comparação entre N4 (apical) e N1 (intra-rosca). Constatou-se ainda que no G1, G4 e G5 houve, numericamente, maior densidade na área logo após às roscas (N2), comparado aos valores entre as roscas (N1). Além disso, no G1, tanto na alta como na baixa densidade, foi observado esse aumento numérico no N2. Provavelmente isso se deveu ao fato de que, no osso de baixa densidade, durante a perfuração com a última broca e a inserção do implante, tenha havido uma desorganização das trabéculas, ocorrendo menor compactação na área intra-rosca.

A estabilidade do implante é teoricamente afetada pela área do contato osso-implante (BIC), havendo maior estabilidade quando há uma maior quantidade de osso em contato com o implante, resultando em uma maior resistência nesta interface⁵⁷. As variadas modificações no desenho do implante têm a finalidade de aumentar a área de superfície em contato com o osso¹⁵. Neste estudo foi verificado que o G2, tanto na alta densidade como na baixa densidade, demonstrou maior quantidade, numericamente e estatisticamente, de osso em contato com o implante. Estudos mostram uma correlação entre quantidade e profundidade das roscas com variáveis que afetam e maximizam o contato osso-implante^{22,23}. Outros estudos ainda afirmam que implantes com espiras menos profundas e menos espaço entre si podem interferir na estabilidade primária avaliada através do IT^{28,86}. No G4 foi observado um dos menores valores de contato osso-implante em ambas as bases ósseas achados estes que não corroboram os resultados dos ensaios biomecânicos, pois tanto o G4 como o G5 apresentaram maiores valores de IT e RFA, nos testes em osso suíno, quando comparados aos outros grupos. Desse modo, talvez o plano bidimensional da avaliação histomorfométrica não seja suficientemente preciso para avaliar a situação tridimensional do implante na base óssea.

A utilização de imagens de alta resolução, obtidas através de microtomografia computadorizada (Micro-CT), para avaliar a morfologia do osso trabecular e cortical em espécimes animais e humanos tem crescido imensamente. É uma técnica não destrutiva que reconstrói amostras na escala microtomográfica e obtém informações sobre sua geometria tridimensional e propriedades do material^{45,49}. No presente estudo a avaliação tomográfica tridimensional foi realizada em quatro níveis ósseos distintos (osso na região entre as roscas, imediatamente

adjacente a estas, distando de 0,5 a 1,5 mm destas e apicalmente ao implante), e em dois tempos (pré e pós-inserção do implante), objetivando avaliar o efeito da inserção dos cinco tipos de implantes nas bases ósseas de baixa e alta densidades.

A análise das diferenças pós - pré inserção dos implantes para o parâmetro de densidade óssea tridimensional (BV/TV) mostrou uma maior condensação entre as roscas (N1), comparada à área distante das roscas (N3), para todos os grupos em ambas as densidades ósseas. A análise entre grupos demonstrou que todos os implantes instalados nas bases ósseas de baixa densidade tiveram uma maior condensação percentual (aumento de BV/TV), numericamente e estatisticamente, que os implantes instalados na alta densidade, sendo este efeito mais evidente no N1 e havendo uma tendência de redução da condensação até o N3. Resultados semelhantes também foram observados em relação às reduções no parâmetro tomográfico de separação trabecular (Tb.Sp). Estes resultados concordam com os achados de Karg et al.⁴⁷, que ao analisar a relação entre a estabilidade primária, correlacionando com os parâmetros estruturais do osso trabecular por meio de tomografia computadorizada (CBCT), observaram que uma correlação positiva com os parâmetros estruturais do osso trabecular (BV/TV, BV, BS, BSD, Tb.Th, Tb.N, FD e BS/BV) ($p < 0,01$), e correlação negativas com outros parâmetros microestruturais (Tb.Sp, Tb.Pf e SMI). Há ainda concordância com os resultados de Dantas et al.⁷⁰, que avaliando os mesmos parâmetros estruturais do presente estudo, observaram a mesma tendência de condensação nos dois parâmetros correlacionados (evidenciada por aumento de BV/TV e diminuição de Th.Sp).

A avaliação da diferença da porosidade total, pós e pré-inserção dos implantes, mostrou que quanto maior foi a condensação pós-inserção dos implantes, houve maior quantidade de Poros Fechados (Po.Cl), menor quantidade de Poros Abertos (Po.Op), e uma redução na Porosidade Total (Po.Tot). Assim, para Po.Cl, os resultados mais significantes para alta densidade foram obtidos pelos G4 e G5, enquanto para baixa densidade G2 e G5 apresentaram melhores resultados. No parâmetro Po.Op a redução foi mais evidente nos grupos G4 e G5 na alta densidade, e no G3 na baixa densidade. Para o parâmetro Po.Tot os grupos foram o G4 e G5 mostraram as maiores reduções após a inserção do implante, tanto nas bases de alta e baixa densidades ósseas.

A análise dos parâmetros microtomográficos mostrou uma influência dos implantes na alteração da estrutura óssea até o nível 2 de avaliação (até 0,5 mm de distância do final das roscas), resultando em aumento da condensação óssea, diminuição da separação trabecular e da porosidade. A análise das áreas ósseas mais distantes ao implante (N3) mostrou uma baixa propagação da

condensação óssea quando comparada aos outros níveis (N1, N2 e N4). Além disso, houve aumento da densidade óssea na região apical (N4), o que pode ser devido à técnica de preparação do leito receptor, tendo havido a compressão da estrutura óssea pelo movimento axial do implante. Este achado pode ser particularmente importante para implantes instalados em bases ósseas de baixa densidade: a compactação óssea apical pode auxiliar na ancoragem dos implantes, aumentando a estabilidade inicial. Blitz et al.⁸⁴, demonstraram por meio de um estudo em tibia de ratos, que é possível visualizar e quantificar a porosidade da cortical óssea em ratos usando Micro-CT, e os autores puderam validar seus resultados comparando com a análise histológica convencional. O presente estudo corrobora este achado na literatura, observando relação entre histomorfometria 2D convencional e análise 3D por meio de Micro-CT, especialmente para os parâmetros BV/TV, Tb.SP, Po.Cl, Po.Op e Po.Tot.

Embora a estabilidade do implante primário tenha sido extensivamente investigada em relação à densidade óssea trabecular e espessura do osso cortical, poucos estudos examinaram a relação entre a estabilidade do implante e microestrutura do osso trabecular⁴⁷. Alguns estudos mostram que há correlação entre IT na instalação do implante, contato osso-implante (BIC) e qualidade óssea^{57,59}. A densidade óssea, de acordo com a CT, CBTC e Micro-CT, teve correlação significativa com os valores de IT e RFA^{81,85}. Quanto maior for o CBTC, maior é a força máxima de arrancamento⁶⁷. Foi observada também correlação entre a RFA e IT e parâmetros morfológicos⁵¹. Porém, Kang et al.⁴⁷, revelaram que não há correlação entre esses parâmetros, afirmando que a RFA, como único método de avaliação da estabilidade primária, não parece ser adequada. O presente estudo mostrou uma coerência dos resultados biomecânicos com as análises de imagem (subtração, histológica e microtomográfica), demonstrando melhores resultados nos implantes Alvim CM e Drive CM, em ambas as bases ósseas. Os resultados histológicos confirmaram os resultados obtidos por análise de microtomografia computadorizada, demonstrando assim a validade do método de análise por imagem.

Conclusão

Conclusão

De acordo com os resultados obtidos neste estudo, pode-se concluir que:

- A densidade óssea avaliada pelos métodos de imagem (radiografia convencional, subtração de imagem, microtomografia computadorizada e histomorfometria) correlacionaram-se aos valores de torque de inserção, frequência de ressonância e resistência ao arrancamento, demonstrando influência na estabilidade primária.
- Os resultados biomecânicos (IT, RFA e PS) demonstraram coerência com as análises de imagem, apresentando melhores resultados para os implantes Alvim e principalmente para o Drive CM, implantes segundo o fabricante desenhados e indicados para a maximização de estabilidade primária. Dentre os implantes de uso geral, indicados pelo fabricante para uso em todas as áreas/tipos de osso, o implante Ankylos apresentou melhores resultados.
- Os resultados histomorfométricos confirmaram os resultados obtidos pela análise microtomográfica, demonstrando assim a validade do método 3D de análise por imagem.
- A microtomografia computadorizada pode ser considerada como “padrão ouro”, por ser um método mais sensível para delinear novos parâmetros de quantificação da microestrutura trabecular, avaliando a interação osso-implante detalhadamente em três dimensões.

Referências Bibliográficas

Referências Bibliográficas

1. Brånemark P-I, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.
2. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52(2):155–170.
3. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(5):467-471.
4. Bayarchimeg D, Namgoong H, Kim MD, Kim S, Tim TI, Seol YJ, Lee YM, Ku Y, Rhyu IC, Lee EH, Koo KT. Evaluation of the correlation between insertion torque and primary stability of dental implants using a block bone test. *J Periodontal Implant Sci* 2013;43(1):30-6.
5. Anil S, Aldosari A. Impact of Bone Quality and Implant Type on the Primary Stability: An Experimental Study Using Bovine Bone. *J Oral Implantol* 2015;41(2):144-8.
6. Wang TM, Lee MS, Wang JS, Lin LD. The effect of implant design and bone quality on insertion torque, resonance frequency analysis, and insertion energy during implant placement in low or low- to medium-density bone. *Int J Prosthodont* 2015;28(1):40-7.
7. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res* 1998;43(2):192-203.
8. Elias Cn, Rocha FA, Nascimento AI, Coelho PG. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *J Mech Biomed Mater* 2012;16:169-80.
9. Karl M, Graef F, Winter W. Determination of Micromotion at the Implant Bone Interface – An In-Vitro Methodologic Study. *Dentistry* 2015;5(4):289.
10. Ericsson I, Nilson H, Lindh T, Nilner K, Randow K. Immediate functional loading of Brånemark single tooth implants. An 18 months' clinical pilot follow-up study. *Clin Oral Implants Res* 2000;11(1):26-33.
11. Radi IA, Elmahrouky N. Effect of two different soft liners and thickness mediating stress transfer for immediately loaded 2-implant supported mandibular overdentures: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent* 2016; Apr 14.
12. Attard NJ, Zarb GA. Immediate and early implant loading protocols: a literature review of clinical studies. *J Prosthet Dent*. 2005; 94: 242–258.

13. Östman PO, Hellman M, Sennerby L. Immediate occlusal loading of implants in the partially edentate mandible: a prospective 1-year radiographic and 4-year clinical study. *Int J Oral Maxillofac Impl.* 2008; 23: 315–322.
14. Park JH, Lim YJ, Kim MJ, Kwon HB. The effect of various thread designs on the initial stability of taper implants. *J Adv Prosthodont* 2009;1(1):19-25.
15. Lozano-Carrascal N, Salomó-Coll O, Gilabert-Cerdà M, Farré-Pagés N, Gargallo-Albiol J, Hernández-Alfaro F. Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2016;21(2):e214-21.
16. Aleo E, Varvara G, Scarano A, Sinjari B, Murmura G. Comparison of the primary stabilities of conical and cylindrical endosseous dental implants: an in-vitro study. *J Biol Regul Homeost Agents* 2012;26(1):89-96.
17. Chong L, Khocht A, Suzuki JB, Gaughan J. Effect of implant design on initial stability of tapered implants. *J Oral Implantol* 2009;35(3)130-5.
18. Yamaguchi Y, Shiota M, Munakata M, Kasugai S, Ozeki M. Effect of implant design on primary stability using torque-time curves in artificial bone. *International Journal of Implant Dentistry* 2015;1:21.
19. O’Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants *Clin Oral Implants Res* 2004;15(4):474-80.
20. Wu Sw, Lee CC, Fu PY, Lin SC. The effects of flute shape and thread profile on the insertion torque and primary stability of dental implants. *Med Eng Phys* 2012;34(7):797-805.
21. Orsini E, Giavaresi G, Trirè A, Ottani V, Salgarello S. Dental implant thread pitch and its influence on the osseointegration process: an in vivo comparison study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(2):383-92.
22. Oliscovicz NF, Shimano AC, Marcantonio Junior E, Lepri CP, Dos Reis AC. Analysis of primary stability of dental implants inserted in different substrates using the pullout test and insertion torque. *Int J Dent* 2013;2013:194987.
23. Inceoglu S, Ferrara L, McLain RF. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. *Spine J* 2004;4(5):513-8.
24. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):76-94.
25. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surfacetopographies: their effect on osseointegration. A literature review *Int. J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(6)675-90.

26. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res* 2010;21(2):129–36.
27. Ahn Su-Jin, Leesungbok R, Lee Suk-Won, Heo Young-Ku, Kang KL. Differences in implant stability associated with various methods of preparation of the implant bed: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2012;107(6):366-72.
28. Koticha T, Fu JH, Chan HL, Wang HL. Influence of Thread Design on Implant Positioning in Immediate Placement. *J Periodontol* 2012;83(11):1420-4.
29. Rokn A, Ghahroudi AR, Mesgarzadeh A, Miremadi A, Yaghoobi S. Evaluation of stability changes in tapered and parallel wall implants: a human clinical trial. *J Dent (Tehran)* 2011;8(4):186-200.
30. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. (ed.) Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago, Quintessence 1985: 199-209.
31. Sakka S, Coulthard P. Bone quality: A reality for the process of osseointegration. *Impl Dent*. 2009; 18: 480–485.
32. Marquezan M, Osório A, Sant'Anna E, Souza MM, Maia L. Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2012 Jul;23(7):767-74.
33. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res*. 2001; 12: 423-432
34. Çehreli S, Arman-Özçırpıcı A. Primary stability and histomorphometric bone-implant contact of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;141(2):187-95.
35. Turkyilmaz I. Clinical and radiological results of patients treated with two loading protocols for mandibular overdentures on Brånemark implants. *J Clin Periodontol* 2006;33(3):233–8.
36. De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L. Single-tooth replacement: is a 3-unit fixed partial denture still an option? A 20-year retrospective study *Int J Prosthodont* 2006;19(6):567–73.
37. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxilla: a five-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption *Int. J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):303–11.
38. Kaptein MCA, De Lange GL, Blijdorp PA. Peri-implant tissue health in reconstructed atrophic maxillae – report of 88 patients and 470 implants. *J Oral Rehabilitation* 1999;26(6):464–74.

39. Norton RM, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res*. 2001; 12, 79–84.
40. Glauser R, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, Hämmerle CH, Schärer P. Immediate occlusal loading of Branemark implants applied in various jawbone regions: a prospective, 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(4):204–213.
41. Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(2):124–135.
42. Lespessailles E, Chappard C, Bonnet N, Benhamou CL. Imaging techniques for evaluating bone microarchitecture. *Joint Bone Spine* 2006;73(3):254-61.
43. Arlot ME, Jiang Y, Genant HK, Zhao J, Burt-Pichat B, Roux JP, Delmas PD, Meunier PJ. Histomorphometric and μ CT analysis of bone biopsies from postmenopausal osteoporotic women treated with strontium ranelate. *J Bone Miner Res* 2008;23(2):215-22, 2008
44. Nogueira LP, Braz D, Barroso RC, Oliveira LF, Pinheiro CJ, Dreossi D, Tromba G. 3D histomorphometric quantification of trabecular bones by computed microtomography using synchrotronradiation. *Micron* 2010;41(8):990-6.
45. Bouxsein ML, Boyd SK, Christiansen BA, Guldberg RE, Jepsen KJ, Müller R. Guidelines for Assessment of Bone Microstructure in Rodents Using Micro–Computed Tomography. *J Bone Miner Res* 2010;25:1468-1486.
46. González-García R, Monje F. The reliability of cone-beam computed tomography to assess bone density at dental implant recipient sites: a histomorphometric analysis by micro-CT. *Clin Oral Implants Res* 2013;24(8):871-9.
47. Kang SR, Bok SC, Choi SC, Lee SS, Heo MS, Huh KH, Kim TI, Yi WJ. The relationship between dental implant stability and trabecular bone structure using cone-beam computed tomography. *J Periodontal Implant Sci* 2016;46(2):116-27.
48. Kasseck C, Kratz M, Torcasio A, Gerhardt NC, van Lenthe GH, Gambichler T, Hoffmann K, Jones DB, Hofmann MR. Comparison of optical coherence tomography, microcomputed tomography, and histology at a three-dimensionally imaged trabecular bone sample. *J Biomed*. 2010;15(4):046019.
49. Lussani FC, Vescovi RF, de Souza TD, Leite CA, Giles C. A versatile x-ray microtomography station for biomedical imaging and materials research. *Rev Sci Instrum* 2015;86(6):063705.
50. Huang HL, Hsu JT, Chen MY, Liu C, Chang CH, Li YF, Chen KT. Microcomputed tomography analysis of particular autogenous bone graft in sinus augmentation at 5 months: differences on bone mineral density and 3D trabecular structure. *Clin Oral Invest* 2013;17(5):535–542.

51. Howashi M, Tsukiyama Y, Ayukawa Y, Isoda-Akizuki K, Kihara M, Imai Y, Sogo M, Koyano K. Relationship between the CT Value and Cortical Bone Thickness at Implant Recipient Sites and Primary Implant Stability with Comparison of Different Implant Types. *Clin Oral Implants Research* 2016;18(1):107-16.
52. Johansson P, Strid KG. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1994;9:279-88.
53. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance and microradiography: an in vitro study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res.* 1995a;6(3):164–71.
54. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin Oral Implants Res* 1995b;6(4):213–9.
55. Çehreli MC, Kökat AM, Comert A, Akkocaoğlu M, Tekdemir I, Akça K. Implant stability and bone density: assessment of correlation in fresh cadavers using conventional and osteotome implant sockets *Clin. Oral Implants Res* 2009;20(10):1163–9.
56. Walker LR, Morris GA, Novotny PJ. Implant insertional torque values predict outcomes. *J Oral Maxillofac Surg* 2001;69(5):1344–9.
57. Liu C, Tsai MT, Huang HL, Chen MY, Hsu JT, Su KC, Chang CH, Wu AY. Relation between insertion torque and bone-implant contact percentage: an artificial bone study. *Clin Oral Investig* 2012;16(6):1679-84.
58. Hsu JT, Huang HL, Chang CH, Tsai MT, Hung WC, Fuh LJ. Relationship of three-dimensional bone-to implant contact to primary implant stability and peri-implant bonestrain in immediate loading: microcomputed tomographic and in vitro analyses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28(2):367-74.
59. da Cunha AC, Marquezan M, Lima I, Lopes RT, Nojima LI, Sant'Anna EF. Influence of bone architecture on the primary stability of different mini-implant designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2015;147(1):45-51.
60. Sennerby L, Andersson P, Pagliani L, Giani C, Moretti G, Molinari M, Motroni A. Evaluation of a Novel Cone Beam Computed Tomography Scanner for Bone Density Examinations in Preoperative 3D Reconstructions and Correlation with Primary Implant Stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17(5):844-53.
61. Soares PB, Moura CC, Claudino M, Carvalho VF, Rocha FS, Zanetta-Barbosa D. Influence of Implant Surfaces on Osseointegration: A Histomorphometric and Implant Stability Study in Rabbits. *Braz Dent J* 2015;26(5):451-7.

62. Gómez-Polo M, Ortega R, Gómez-Polo C, Martín C, Celemín A, Del Río J. Does Length, Diameter, or Bone Quality Affect Primary and Secondary Stability in Self-Tapping Dental Implants? *J Oral Maxillofac Surg* 2016;74(7):1344-53.
63. Hsu CC, Chao CK, Wang JL, Hou SM, Tsai YT, Lin J. Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conica core: biomechanical tests and finite element analyses. *J Orthop Res* 2005;23(4):788-94.
64. Salmória KK, Tanaka OM, Guariza-Filho O, Camargo ES, de Souza LT, Maruo H Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133(6):790.e15-22.
65. Valente ML, de Castro DT, Shimano AC, Lepri CP, dos Reis AC. Analyzing the Influence of New Dental Implant Design on Primary Stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016;18(1):168-73.
66. Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Condoor S, Kyung HM, Buschang PH. Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. *Angle Orthod* 2009;79(6):1156-61.
67. Meira TM, Tanaka OM, Ronsani MM, Maruo IT, Guariza-Filho O, Camargo ES, Maruo H. Insertion torque, pull-out strenght and cortical boné thickness in contact with orthodontic mini-implants at diferente insertion angles. *Eur J Orthod* 2013;35(6):766-71
68. Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res* 1999;10(6):429-44.
69. Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. *J Periodontol* 2001;72(9):1276-86.
70. Dantas CDFD, Reino DM, de Carvalho JP, Novaes Jr. AB, Taba Jr. M, Palioto DB, dos Reis AC, de Souza SLS. Evaluation of standardized porcine bone models to test primary stability of dental implants, using biomechanical tests and Micro-CT. An in vitro pilot study. *J Osseointegr* 2015;7(3):43-51.
71. Donath K, Breuner G. A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissue. *Journal of Oral Pathology* 1982;11:318-326.
72. American Society for Testing and Materials (2008) ASTM F1839- 08 standard specification for rigid polyurethane foam for use as a standard material for testing orthopedic devices and instruments. American Society for Testing and Materials, West Conshohocken.
73. Javed F, Ahmed HG, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci* 2013;5(4):162-7.

74. Ryu HS, Namgung C, Lee JH, Lim YJ. The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: a literature review. *J Adv Prosthodont* 2014;6(6):547-54.
75. Gehrke SA, Marin GW. Biomechanical evaluation of dental implants with three different designs: Removal torque and resonance frequency analysis in rabbits. *Ann Anat* 2015;199:30-5.
76. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FH Jr, Wang HL Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol* 2004;75(9):1233-41.
77. Chang PK, Chen YC, Huang CC, Lu WH, Chen YC, Tsai HH. Distribution of micromotion in implants and alveolar bone with different thread profiles in immediate loading: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(6):e96-101.
78. Ramakrishna R, Nayar S. Clinical assessment of primary stability of endosseous implants placed in the incisor region, using resonance frequency analysis methodology: an in vivo study. *Indian J Dent Res* 2007;18(4):168-72.
79. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent* 2010;38(8):612–620.
80. Rodrigo D, Aracil L, Martin C, Sanz M. Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival: A prospective case series study. *Clin Oral Implants Res* 2010;21(3):255-61.
81. Turkyilmaz I, Company AM. Sensitivity of resonance frequency analysis method to assess implant stability. *N Y State Dent J* 2011;77(5):44-9.
82. Degidi M, Perrotti V, Strocchi R, Piattelli A, Iezzi G. Is insertion torque correlated to bone–implant contact percentage in the early healing period? A histological and histomorphometrical evaluation of 17 human-retrieved dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(8):778–781.
83. Kim YY, Choi WS, Rhyu KW. Assessment of pedicle screw pullout strength based on various screw designs and bone densities-an ex vivo biomechanical study. *Spine J* 2012;12(2):164-8.
84. Britz HM, Jokihaara J, Leppänen OV, Järvinen T, Cooper DM. 3D visualization and quantification of rat cortical bone porosity using a desktop micro-ct system: a case study in the tibia. *J Microsc* 2010;240(1):32-7.
85. Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2012;23(7):832-6.
86. Freitas AC Jr, Bonfante EA, Giro G, Janal MN, Coelho PG. The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion. *Clin Oral Implants Res* 2012;23(1):113–118.

APÊNDICE

Apêndice - Artigo em Inglês I

Assessment of primary stability of five different implants inserted in standardized bone bases. Histomorphometric and Microtomographic analyses.

Carolina Delmondes Freitas Dantas, Graduate student of Periodontology *

Arthur Belém Novaes Jr, Chairman of Periodontology *

Adriana Almeida, Graduate student of Oral Biology

Danilo Maeda Reino, Graduate student of Periodontology *

Michel Messoria, Professor of Periodontology *

Sérgio Luis Scombatti de Souza, Professor of Periodontology *

* Department of Traumatology, Bucco-Maxillo-Facial Surgery and Periodontology, School of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brazil

** Department of Oral Rehabilitation, School of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brazil

Address for correspondence and reprints:

Sérgio Luis Scombatti de Souza

Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP, Departamento de CTBMF e Periodontia, Av. do Café s/n, 14040-904, Ribeirão Preto, SP, Brazil.

E-mail: scombati@forp.usp.br

Abstract

Primary stability, post-implant insertion, is key to the application of immediate load, and is an increasingly desirable clinical situation by professionals and patients. The aim of this study was to evaluate the primary stability of five different implants inserted in standardized bone bases of porcine bone and polyurethane blocks (*in vitro* models), by means of mechanical tests and image analysis (microtomographic e histomorphometric). Digital radiographs were taken in order to certify and standardize the porcine bone cylinders, determining high- and low-density bone cylinders. After the certification, computed microtomographies of the bone cylinders for the three-dimensional analysis of images prior to implant insertion were taken, assessing the following parameters: BV/TV; Tb.Sp and Po.Tot. in 3 bone levels (L1- bone volume internal to the threads; L2– 0 to 0.5mm from the end of threads; L3 - 0.5mm to 1.5mm from the end of threads, and L4 – 0 to 0.5mm apical to implant), post- and pre-implant insertion assessment. Subsequently, 50

implants of five different models were selected, divided in five groups with ten implants each: Group 1 (G1): Xive Plus implants inserted in bone cylinders of high density (n=5) and low density (n=5); Group 2 (G2): Ankylos implants inserted in bone cylinders of high density (n=5) and low density (n=5); Group 3 (G3): Bone Level implants inserted in bone cylinders of high density (n=5) and low density (n=5); Group 4 (G4): AlvimCM inserted in bone cylinders of high density (n=5) and low density (n=5); Group 5 (G5): DriveCM inserted in bone cylinders of high density (n=5) and low density (n=5). After implant insertion, they were analyzed as to insertion torque (IT) and resonance frequency (RFA). According to the post- and pre-implant insertion results for all the parameters assessed by MicroCT, there were statistically significant differences especially for G4 (AlvimCM) and G5 (DriveCM) when compared to the other groups. The histomorphometric analysis showed higher bone compression and Bone-Implant Contact (BIC) values for G2 (Ankylos), G4 (AlvimCM) and G5 (DriveCM).

Keywords: macro-structure of the implants, bone density, computed tomography, histomorphometry.

Introduction

The primary stability of implants remains the key point to accomplishing successful results in the long term. (Cunha et al., 2014). This stability can be defined as the close contact between the implant and the surrounding bone (Branemark et al., 1977; Albrektsson et al., 1981; Trisi et al., 2009; Bayarchimeg et al., 2013; Anil et al., 2015; Wang et al. 2015). In order for it to occur, it is necessary that micromotion rates are kept from 50 to 100 μm . In case these rates overcome 100 μm , fibrous capsules might be formed in the implant-bone interface causing damages to the desired osseointegration (Szmukler-Moncler et al., 1998; Elias et al., 2012; Cohen et al., 2015). Consequently the primary stability is seen as a prerequisite for favorable arrangements of implants with immediate loading (Hsu et al., 2013; Ryu et al., 2014).

The close adaptation of the bone and implant is important to allow undisturbed healing and occurrence of bone formation, thus, permitting optimal stress distribution from masticatory functional loading (Eraslan and Inan, 2010). During the initial healing of an immediately loaded implant, the implant and bone are merely in contact, with primary stability being determined largely by the contact area between the bone and the implant (Hsu et al., 2013). The success of this initial stability is achieved by reconciling specific determinants such as the quality and quantity of

the host bone, surgical technique, and implant design (length, diameter and shape, i.e., the implant macro-structure) (Blanco et al., 2011; Freitas et al., 2012; Anil et al; 2015; Wang et al., 2015). The interaction between the implant and the bone determines the implant initial stability, considering as the main parameters the bone quality and quantity and the macro-structure of the implants (Wang et al., 2015; Anil et al; 2015).

A major factor for achieving and maintaining the success of oral implants is the quality and quantity of the bone in the receptor site (Dantas et al., 2015). The most popular method of bone quality assessment is the one developed by Lekholm & Zarb (1985), who introduced a scale of I - IV, based on both the radiographic assessment and the sensation of resistance experienced by the surgeon when preparing the fixture site (Lekholm & Zarb et al., 1985; Howashi et al., 2016). Placing implants from bones type I (formed of homogenous cortical bone, high density bone) to type III (formed of a thin layer of cortical bone that surrounds a dense trabecular bone of favorable strength) leads to good clinical outcomes whereas bone type IV (formed of a thin layer of cortical bone that surrounds a low density trabecular bone) is linked to a lower success rate due to the lack of adequate primary stability of the implant in order to attain successful osseointegration (Martinez et al., 2001). Type IV bone is commonly found in posterior areas of the jaws (Lekholm & Zarb et al, 1985; Park et al; 2009).

Thin cortical and trabecular bones of low density characterize the posterior region of the maxilla (Ahn et al., 2012). Low density bones have been pointed out as the greatest potential risk factors for implant loss (Anil et al., 2015). Clinical studies with consecutively placed implants that were immediately loaded showed a higher failure rate in low density bone, reinforcing that primary stability is a major determinant in the success of immediately loaded implants (Molly et al., 2006; Ahn et al., 2012; Anil et al., 2015). The site-specific structural and mechanical properties of bone tissue can exhibit great variations, the thickness of the cortical bone, the density of the cancellous bone, the bone mineral content, and the histomorphometric bone-implant contact might affect primary stability (Chen et al., 2008; Cha et al., 2010; Çehreli et al. 2012).

Other important factors for a successful primary stability are the macrostructure and threads design of the implants (Cheng et al., 2010). Consequently, various implant designs have been proposed to improve long-term prognoses and to achieve better initial primary stability whenever poor quality bone with a thin cortical layer and cancellous bone is the selected implant site (Koticha et al., 2012; Wang et al., 2015). Studies found that the implant shape was an important determinant

of stress distribution and having a more pronounced effect than implant length or diameter (Eraslan and Inan, 2010; Hsu et al., 2013; Ryu et al., 2014). As for the bone surrounding the implant compaction, it has been noticed that tapered implants provide a greater bone compaction and a better force distribution if compared to parallel-walled implants. (O'Sullivan et al., 2004; Chong et al., 2009; Aleo et al., 2012; Wu et al., 2012; Dantas et al., 2015; Lozano-Carrascal et al., 2016).

Previous studies have reported that the total contact area between the implant and bone plays a significant role in the bone compaction and masticatory stress distribution, and this area is influenced by implant thread pitch, depth, and width (Eraslan and Inan, 2010; Lan et al., 2012; Ryu et al., 2014). Hence, manufacturers have developed alternative structures of implants with different thread conformations, emphasizing the importance of improving the functional surface area to maximized bone implant contact and promoting a more favorable dissipation of masticatory tensions and bone condensation (Eraslan and Inan, 2010; Herekar et al., 2014; Javed et al., 2013; Ryu et al., 2014). Lan et al. (2012) reported that a square thread shape have a better bone–implant contact and stress distribution in the surrounding bone compared with the V-shaped threads.

Some qualitative and objective methods have been introduced to measure the initial stability when the implants are inserted. The measurement methods include noninvasive clinical test methods (ie, insertion torque, radiographs and resonance frequency measurement) and invasive research test methods (ie, Pull Out Test) (Wu et al., 2012; Ahn et al., 2012; Aleo et al., 2012; Wang et al., 2015; Yamaguchi et al., 2015). Initial implant stability is often based on torque resistance measurements, which have been shown to reflect bone density, at implant placement. An insertion torque value from 30 to 40 N.cm before the implant is finally seated is considered sufficient to indicate stability (Östman et al., 2010; Oliscovicz et al., 2012; Yamaguchi et al., 2015). Friberg et al., (1995) demonstrated that insertion torque was correlated to bone-implant contact (histomorphometrically assessed). Other authors, however, were not able to reproduce the correlation between insertion torque and histologic bone-implant contact (Nkenke et al., 2003; Degidi et al., 2009; Jun et al., 2010).

Until present days, quantitative histological techniques have been considered the “golden standard” to evaluate the bone structure (Lespessailles et al., 2006; Arlot et al, 2008; Nogueira et al., 2010). Furthermore, these analyzes provide unique information about the cellularity and the dynamic indices of bone remodeling. Nevertheless this technique has limitations, such as clinical invasibility and the bone microarchitecture evaluation due to the fact that structure parameters are

limited to two-dimensional analysis (2D) (Bouxsein et al., 2010). Previous studies have found a correlation between the insertion torque value and bone-implant contact (BIC) based on 2D histomorphometric evaluations. Theoretically, the BIC area affects the implant stability, and the larger the amount of bone in contact with the implant, the higher the structural stiffness is, which results in higher interfacial strength (Liu et al., 2012; Cohen et al., 2015; Gramanzin et al., 2016). In addition, Javed et al. (2013) reported that the implant stability tends to increase with the maximization of bone contact. Therefore, the precise relationship of BIC with primary implant stability is worthy of detailed investigation.

With the advancement of technology it has been seen the need to quantify bone density in the region where the dental implants would be inserted, so computerized tomography (CT) was introduced in implant therapy therefore allowing a tridimensional visualization of bone (Schwarz et al. 1987a, 1987b). Misch 18 used computerized tomography (CT) to objectively classify bone density into five types based on Hounsfield units (HU). This classification makes an objective and precise assessment of bone quality possible. Thus, CT has been used for the objective quantification of the bone mineral density (González-García et al., 2012; Hawashi et al., 2016).

Micro-computerized tomography (micro-CT) is now widely used to observe and analyze the internal structure of hard tissue because it is rapid, reproducible, and nondestructive (Hsu et al., 2013; Cunha et al., 2015). Micro-CT enables the study of structures of a few micrometers such as bone trabecules. Measurements can be performed within a much shorter period than the typical histological analysis of histomorphometric parameters and allows the use of undecalcified bone sample (Bouxsein et al., 2010; Kasseck et al., 2010; Lussani et al., 2015). Evidences from previous studies have shown that cortical and trabecular bones significantly contribute to the primary stability of the implants, showing that bone morphometry assessed by micro-CT is a reliable method to evaluate bone tissue mechanics (Cunha et al., 2015; Howashi et al., 2016). It is possible to establish the correlation between bone architecture and structural properties of the implants to enhance the mechanical performance (González-García et al., 2012; Cunha et al., 2015).

The purpose of the present study is to determine the relation between the histomorphometric bone-implant contact and the initial stability of five different implant designs placed in controlled bone variability.

Materials and Methods

Preparation of Bone Cylinders

Fresh porcine bone was used in this study. Using an especially designed trephine burr, osteotomy was conducted and 50 bone cylinders with 15 mm in diameter and 18 mm in length were prepared from porcine bone, removed from the mandibular condyle (25 cylinders, low-density bone) or from the femur head (25 cylinders, high-density bone). The samples were kept frozen and stored at -20°C until performing the experiments (Figure 2).

Implant Selection

50 implants of five different types, 10 of each, were used for this study. Group 1: Xive[®] Plus implant with 3.4mm in diameter and 9.5mm in length (Dentsply Friadent, GmbH, Mannheim, German); Group 2: Ankylos[®] implant with 3.5mm in diameter and 9.5mm in length (Dentsply Friadent, GmbH, Mannheim, German); Group 3: Straumann Bone Level implant with 3.3mm in diameter and 10mm in length (Straumann, Basel, Swiss); Group 4: Neodent Alvim CM implant with 3.5mm in diameter and 10mm in length (Neodent, Curitiba, Brazil) and Group 5: Neodent Drive CM implant with 3.5mm in diameter and 10mm in length (Neodent, Curitiba, Brazil) (Figure 2).

Experimental Procedures of Bone Cylinders

The entire bone density standardization process was performed according to the protocol set by Dantas et al., 2015.

Standardization of Bone Cylinders - Two-Dimensional Radiographic Analysis (2D analysis).

Bone cylinders were prepared from porcine bone and divided into 2 groups: Group A, cylinders removed from the femur head (high bone density); and Group B, cylinders removed from the mandibular condyle (low bone density). Digital radiographs were taken from each cylinder, using a digital sensor (RVG Trophy, Eastman Kodak Company, Rochester, NY, USA) and the images had the gray levels calibrated with the use of specific software. Then, the radiographic density values were obtained by measuring the gray value of the pixels using the histogram command. Three standardized regions of interest (ROIs), which corresponded to 16 square pixels, were defined for each cylinder and all of them were situated in the central portion of the radiographic image: one coronal, one central and one apical. The radiographic density of each ROI

was calculated and the average of the three ROIs was assumed as the 2D radiographic density of the bone cylinder.

The cylinders were then grouped according to their 2D bone densities values: cylinders with values equal or greater than 110 were selected for Group A (high density bone), and with values equal or lower than 80 were selected for Group B (low density bone). All cylinders from Group A were originated from the femur head, and all from group B had origin in the mandible condyle. The cylinders with intermediate values were discharged, and at the end of this process, there were 50 bone cylinders left, 25 from group A and 25 from group B.

Standardization of Bone Cylinders -Three-Dimensional Radiographic Analysis (3D analysis).

Micro-CT scans of each bone cylinder were made for the evaluation of tomographic bone parameters. Three-dimensional analysis was performed using the Micro-Sky Scan 1172-160 (SkyScan, Kontich, Belgium). After image reconstruction, from the center of the bone cylinder, a tomographic cylinder measuring 7 mm in diameter and 5 mm in height, starting 2 mm below the top of the bone cylinder was defined, and Three-dimensional Bone Density (BV/TV, i.e., bone volume/total volume) was measured (Figure 3).

Insertion of implants

The bone cylinders were fixed in a specially designed basis to immobilize them, and the site was prepared with progressive drilling sequence at 800 rpm following the protocol the manufacturer recommends (Xive® e Ankylos® - Dentsply Friadent; Bone Level – Straumann; AlvimCM e DriveCM – Neodent) (Figure 5).

After site preparation, the implants were inserted into the bone cylinders (one implant in each cylinder) following a specific order, in which 10 implants were used for each group (from Group 1 to Group 5) in each experiment. Group 1 (G1): Xive Plus implants placed in high-density bone cylinders (n=5 implants) and Xive Plus implants placed in low-density bone cylinders (n=5 implants). Group 2 (G2): Ankylos implants placed in high-density bone cylinders (n=5 implants) and Ankylos implants placed in low-density bone cylinders (n=5 implants). Group 3 (G3): Bone Level implants placed in high-density bone cylinders (n=5 implants) and Bone Level implants placed in low-density bone cylinders (n=5 implants). Group 4 (G4): AlvimCM implants placed in

high-density bone cylinders (n=5 implants) and AlvimCM implants placed in low-density bone cylinders (n=5 implants). Group 5 (G5): DriveCM implants placed in high-density bone cylinders (n=5 implants) and DriveCM implants placed in low-density bone cylinders (n=5 implants).

Tomography after implant placement

After installation of the implants new Micro-CT scans and micro-tomographic reconstructions of the cylinders were performed. Using the analysis software (CTan Analyser) to quantify microstructures, the volume region of interest (VOI) was determined for 3D morphometric analysis. In order for it to occur, four new volumetric evaluation levels were determined in the bone cylinders (from Level 1 to Level 4). Level 1 post-implant: Morphometric analysis in the first area, corresponding to the bone volume internal to the threads. Level 2 post-implant: Morphometric analysis in the second area (0 to 0.5 mm from the end of threads) corresponding to the bone immediately adjacent to the end of the threads up to 0.5 mm. Level 3 post-implant: Morphometric analysis in the third area (0.5 to 1.5 mm from the end of threads), corresponding to the bone volume 0.5 mm to 1.5 mm distant to the end of the threads. Level 4 post-implant: Morphometric analysis in the fourth area (0 to 0.5 mm from the apical end of the implant), corresponding to the bone immediately adjacent to the apical end of the implant up to 0.5mm (Figure 6). For all the evaluation levels, the same tomographic parameters previously described were analyzed (Figure 7).

Histological processing and Histomorphometric analysis

After the micro-CT analysis, bone cylinders are prepared for histomorphometric analysis. Each specimen was dissected and fixed in 4% phosphate-buffered formalin pH 7 for 10 days and transferred to a solution of 70% ethanol until processing. The specimens were dehydrated in increasing concentrations of alcohol up to 100%, infiltrated and embedded in methylmethacrylate resin LR White (London Resin Company, Berkshire, England), and hard-sectioned using the technique described by Donath & Breuner (1982). The sections were prepared for histomorphometry and stained with *Stevenel's blue* and *Alizarin red S* for optic microscopic analysis.

Histomorphometry

Longitudinal histological sections 80-100µm from each implant were captured through a video camera Leica DC 300F (Leica Microsystems GmbH, Nussloch, Germany) joined to a

stereomicroscope Leica MZFL III (Leica Microsystems GmbH, Nussloch, Germany). The images were analyzed through the Image J program (National Institutes of Health, Bethesda, USA) and the percentages of density around implants and apically to the implants were determined.

The bone density was determined as the percentage of bone found within 4 squares measuring 0.5mm^2 each placed in the same regions where the percentages of MicroCT were measured. Three squares were placed from the first peak threads corresponding to levels 1, 2 and 3 (level 1: corresponding to the bone volume internal to the threads; level 2: the bone volume adjacent to the implant surface and level 3: placed in a mirror image of the second corresponding to the bone volume distant area) and one square was placed immediately adjacent to the apical end of the implant corresponding to level 4 (volume of the apical bone to the implant). With the images the percentages of bone-implant contact (BIC) were also determined.

The regions of trabecula bone-implant contact (BIC) along the implant perimeter were subtracted from the total implant perimeter and calculations were performed to determine the BIC. The bone area in close contact with the threads was measured by means of computer software (Image J program). The areas occupied by bone were subtracted from the implant total area and calculations were performed to determine the trabecula bone-implant contact (reported in percentage values of bone area) (Figure 7).

Statistical analysis

The Anova One Way Subtest Bonferronit test was used for intra and between-groups comparisons for three-dimensional analysis and BIC. The Kruskal Wallis test for was used for comparisons intra and between groups for the histomorphometry

Results

Standardization Analysis (2D and 3D analyses)

Two- and three-dimensional analyses prior to implant insertion in the bone cylinders were performed for bone bases standardization. The 2D analysis mean of the gray-level values were $114,64 \pm 7,65$ for Group A and $79,56 \pm 5,61$ for Group B, statistically significant differences. In the three-dimensional bone density (TBD), the values were $27,00 \pm 1,28$ for Group A and $16,22 \pm 2,15$ for Group B, also presenting statistical differences (Student's t test).

Three-dimensional Analysis

Three-dimensional Bone density (BV/TV)

During the assessment of the Post- and Pre-implant differences, in the intra-group Three-dimensional Bone-density parameter (BV/TV), in the high-density cylinders, statistically significant differences were observed in Group 1 (G1) for levels 2 (N2: $4,11 \pm 1,48$) and 3 (N3: $1,56 \pm 0,69$). In Group 2 (G2), they were statistically significant for levels 1 (N1: $7,64 \pm 1,61$) and 4 (N4: $34,54 \pm 6,14$); as well as for levels 2 (N2: $7,26 \pm 0,51$) and 4 (N4: $34,54 \pm 6,14$). In Group 3 (G3), it was observed statistical differences for levels 1 (N1: $2,29 \pm 1,52$) and 4 (N4: $10,48 \pm 5,49$); 2 (N2: $3,82 \pm 2,09$) and 4 (N4: $10,48 \pm 5,49$); and for levels 3 (N3: $1,07 \pm 0,55$) and 4 (N4: $10,48 \pm 5,49$). In Group 4 (G4), for levels 1 (N1: $7,66 \pm 0,44$) and 3 (N3: $3,41 \pm 0,53$); 2 (N2: $7,32 \pm 0,54$) and 3 (N3: $3,41 \pm 0,53$). In Group 5 (G5), statistically significant differences were found for almost all the levels, Level 1 (N1: $8,01 \pm 0,40$) and Level 3 (N3: $1,43 \pm 0,46$); Level 1 (N1: $8,01 \pm 0,40$) and Level 4 (N4: $19,04 \pm 5,11$); Level 2 (N2: $7,59 \pm 1,28$) and Level 3 (N3: $1,43 \pm 0,46$); Level 2 (N2: $7,59 \pm 1,28$) and Level 4 (N4: $19,04 \pm 5,11$); Level 3 (N3: $1,43 \pm 0,46$) and Level 4 (N4: $19,04 \pm 5,11$). During the assessment of the differences (Post vs Pre) of the implants inserted in the low-density cylinders, it could be noted that in Group 1 (G1) there were no statistical differences for its different levels. In Group 2 (G2), there were statistical differences for levels 1 (N1: $8,79 \pm 1,62$) and 3 (N3: $3,58 \pm 0,80$); also for levels 2 (N2: $8,31 \pm 1,76$) and 3 (N3: $3,58 \pm 0,80$). In Group 3 (G3), it was noted statistical differences for levels 3 (N3: $1,54 \pm 1,12$) and 4 (N4: $11,42 \pm 9,56$). When analyzing Group 4 (G4), statistically significant differences were found for almost all the levels, N1 ($7,89 \pm 1,24$) and N3 ($1,89 \pm 0,38$); N1 ($7,89 \pm 1,24$) and N4 ($16,19 \pm 1,11$); N2 ($7,03 \pm 1,40$) and N3 ($1,89 \pm 0,38$); N2 ($7,03 \pm 1,40$) and N4 ($16,19 \pm 1,11$). These differences could also be noted in Group 5 (G5), N1 ($8,42 \pm 1,45$) and N3 ($1,14 \pm 0,26$); N1 ($8,42 \pm 1,45$) and N4 ($22,50 \pm 4,48$); N2 ($7,79 \pm 1,69$) and N3 ($1,14 \pm 0,26$); N2 ($7,79 \pm 1,69$) and N4 ($22,50 \pm 4,48$); N3 ($1,14 \pm 0,26$) and N4 ($22,50 \pm 4,48$) (for all the analyses, One-Way ANOVA with Bonferroni Subtest, $p < 0,05$).

In the results of the Post- and Pre-implant differences among the experimental groups (G1, G2, G3, G4 and G5) with the same bone density, in the high-density cylinders, statistically significant differences were observed between G1 and G2, G1 and G4, G1 and G5, G2 and G3, G3 and G4, G3 and G5 in Levels 1 (G1 Level 1: $3,26 \pm 0,82$ and G2 Level 1: $7,64 \pm 1,61$; G1 Level 1: $3,26 \pm 0,82$ and G4 Level 1: $7,66 \pm 0,44$; G1 Level 1: $3,26 \pm 0,82$ and G5 Level 1: $8,01 \pm$

0,40; G2 Level 1: $7,64 \pm 1,61$ and G3 Level 1: $2,29 \pm 1,52$; G3 Level 1: $2,29 \pm 1,52$ and G4 Level 1: $7,66 \pm 0,44$; G3 Level 1: $2,29 \pm 1,52$ and G5 Level 1: $8,01 \pm 0,40$); and 2 (G1 Level 2: $4,11 \pm 1,48$ and G2 Level 2: $7,26 \pm 0,51$; G1 Level 2: $4,11 \pm 1,48$ and G4 Level 2: $7,32 \pm 0,54$; G1 Level 2: $4,11 \pm 1,48$ and G5 Level 2: $7,59 \pm 1,28$; G2 Level 2: $7,26 \pm 0,51$ and G3 Level 2: $3,82 \pm 2,09$; G3 Level 2: $3,82 \pm 2,09$ and G4 Level 2: $7,32 \pm 0,54$; G3 Level 2: $3,82 \pm 2,09$ and G5 Level 2: $7,59 \pm 1,28$). In Level 3, differences were observed between Groups G1 ($1,56 \pm 0,69$) and G2 ($3,25 \pm 0,63$); G1 ($1,56 \pm 0,69$) and G4 ($3,41 \pm 0,53$); G2 ($3,25 \pm 0,63$) and G3 ($1,07 \pm 0,55$); G2 ($3,25 \pm 0,63$) and G5 ($1,43 \pm 0,46$); G3 ($1,07 \pm 0,55$) and G4 ($3,41 \pm 0,53$). In Level 4, there were statistically significant differences between Groups G1 ($24,40 \pm 1,33$) and G2 ($34,54 \pm 6,14$); G1 ($24,40 \pm 1,33$) and G3 ($10,48 \pm 5,49$); G2 ($34,54 \pm 6,14$) and G3 ($10,48 \pm 5,49$); G2 ($34,54 \pm 6,14$) and G4 ($20,29 \pm 1,92$); G2 ($34,54 \pm 6,14$) and G5 ($19,04 \pm 5,11$); G3 ($10,48 \pm 5,49$) and G4 ($20,29 \pm 1,92$). During the evaluation of the differences of the implants inserted in low-density bone bases, statistically significant differences were observed between G1 and G3, G2 and G3, G3 and G4, G3 and G5 in Levels 1 (G1 Level 1: $7,15 \pm 0,84$ and G3 Level 1: $2,77 \pm 1,08$; G2 Level 1: $8,79 \pm 1,62$ and G3 Level 1: $2,77 \pm 1,08$; G3 Level 1: $2,77 \pm 1,08$ and G4 Level 1: $7,89 \pm 1,24$; G3 Level 1: $2,77 \pm 1,08$ and G5 Level 1: $8,42 \pm 1,45$); and 2 (G1 Level 2: $7,04 \pm 1,30$ and G3 Level 2: $2,91 \pm 1,50$; G2 Level 2: $8,31 \pm 1,76$ and G3 Level 2: $2,91 \pm 1,50$; G3 Level 2: $2,91 \pm 1,50$ and G4 Level 2: $7,03 \pm 1,40$; G3 Level 2: $2,91 \pm 1,50$ and G5 Level 2: $7,79 \pm 1,69$). In Level 3, the variation was statistically significant among almost all the groups, G1 ($4,52 \pm 1,05$) and G3 ($1,54 \pm 1,12$); G1 ($4,52 \pm 1,05$) and G4 ($1,89 \pm 0,38$); G1 ($4,52 \pm 1,05$) and G5; G2 ($3,58 \pm 0,80$) and G3 ($1,54 \pm 1,12$); G2 ($3,58 \pm 0,80$) and G4 ($1,89 \pm 0,38$); G2 ($3,58 \pm 0,80$) and G5 ($1,14 \pm 0,26$). In Level 4, statistical differences were also observed in almost all the Groups, G1 ($27,26 \pm 2,07$) and G3 ($11,42 \pm 9,56$); G1 ($27,26 \pm 2,07$) and G4 ($16,19 \pm 1,11$); G2 ($34,78 \pm 2,71$) and G3 ($11,42 \pm 9,56$); G2 ($34,78 \pm 2,71$) and G4 ($16,19 \pm 1,11$); G2 ($34,78 \pm 2,71$) and G5 ($22,50 \pm 4,48$); G3 ($11,42 \pm 9,56$) and G5 ($22,50 \pm 4,48$).

Among the different bone-basis groups (High vs Low Density), statistically significant differences were observed in Level 1 (N1) in Groups 1 (G1 high density: $3,26 \pm 0,82$ vs G1 low density: $7,15 \pm 0,84$). The same results were found in Level 2 (G1 high density: $4,11 \pm 1,48$ and G1 low density: $7,04 \pm 1,30$); in Level 3 (G1 high density: $1,56 \pm 0,69$ vs G1 low density: $4,52 \pm 1,05$), as well as in Groups 4 (G4 high density: $3,41 \pm 0,53$ vs G4 low density: $1,89 \pm 0,38$). In Level 4, statistical differences could also be observed in Groups 1 (G1 high density: $24,40 \pm 1,33$

vs G1 low density: $27,26 \pm 2,07$) in different bone bases, as well as in Groups 4 (G4 high density: $20,29 \pm 1,92$ vs G4 low density: $16,19 \pm 1,11$) (for all the analyses, One-Way ANOVA with Bonferroni Subtest, $p < 0,05$) (Tables).

Trabecular Separation (Tb.Sp)

The assessment of the Post- and Pre-implant differences in the intra-group Trabecular Separation (Tb.Sp) parameter has shown a tendency to value reduction in all bone levels evaluated.

In the intra-group assessment of the high-density cylinders, there were statistically significant differences in G1 for N1 ($-1,20 \pm 0,06$) and N2 ($-0,76 \pm 0,03$), and for N2 ($-0,76 \pm 0,03$) and N3 ($-1,08 \pm 0,13$). In G3, differences were observed in N1 ($-1,27 \pm 0,12$) and N2 ($-0,77 \pm 0,07$); N1 ($-1,27 \pm 0,12$) and N3 ($-0,94 \pm 0,08$); N2 ($-0,77 \pm 0,07$) and N3 ($-0,94 \pm 0,08$); as well as in N2 ($-0,77 \pm 0,07$) and N4 ($-0,07 \pm 0,03$). In G5, differences were for N1 ($-1,18 \pm 0,04$) and N2 ($-0,95 \pm 0,09$); and for N1 ($-1,18 \pm 0,04$) and N3 ($-1,04 \pm 0,03$). When evaluating the post- and pre-differences of the implants inserted in the low-density bone cylinders, it could be observed that G1 presented statistically significant differences in N1 ($-1,08 \pm 0,12$) with N2 ($-0,85 \pm 0,06$); and in N2 ($-0,85 \pm 0,06$) with N4 ($-0,01 \pm 0,01$). In G3, differences were found in N1 ($-1,17 \pm 0,03$) with N3 ($-0,83 \pm 0,03$); and N2 ($-0,67 \pm 0,08$) with N3 ($-0,83 \pm 0,03$). In G5, differences were found in N1 ($-1,16 \pm 0,13$) with N2 ($-0,78 \pm 0,11$); N1 ($-1,16 \pm 0,13$) with N3 ($-0,94 \pm 0,09$); N2 ($-0,78 \pm 0,11$) with N4 ($-0,10 \pm 0,04$); as well as in N3 ($-0,94 \pm 0,09$) with N4 ($-0,10 \pm 0,04$). Groups 2 (G2) and 4 (G4) did not present statistical differences for any comparisons performed in both densities (for all the analyses, One-Way ANOVA with Bonferroni Subtest, $p < 0,05$).

In the results between same bone density experimental groups, it could be observed that the high-density bone cylinders presented statistical differences in Level 2 between almost all the Groups, G1 ($-0,76 \pm 0,03$) and G2 ($-1,22 \pm 0,03$); G1 ($-0,76 \pm 0,03$) and G4 ($-1,28 \pm 0,06$); G1 ($-0,76 \pm 0,03$) and G5 ($-0,95 \pm 0,09$); G2 ($-1,22 \pm 0,03$) and G3 ($-0,77 \pm 0,07$); G2 ($-1,22 \pm 0,03$) and G5 ($-0,95 \pm 0,09$); G3 ($-0,77 \pm 0,07$) and G4 ($-1,28 \pm 0,06$); G3 ($-0,77 \pm 0,07$) and G5 ($-0,95 \pm 0,09$); G4 ($-1,28 \pm 0,06$) and G5 ($-0,95 \pm 0,09$). In Level 3, it was observed differences between Groups G2 ($-1,24 \pm 0,12$) and G3 ($-0,94 \pm 0,08$); G2 ($-1,24 \pm 0,12$) and G5 ($-1,04 \pm 0,03$); G3 ($-0,94 \pm 0,08$) and G4 ($-1,18 \pm 0,07$). In Level 4, Groups G1 ($-0,02 \pm 0,01$) and G2 ($-0,14 \pm 0,02$); G1 ($-0,02 \pm 0,01$) and G3 ($-0,07 \pm 0,03$); G2 ($-0,14 \pm 0,02$) and G3 ($-0,07 \pm 0,03$); G2 ($-0,14 \pm 0,02$) e G4 ($-0,01 \pm 0,01$); G2 ($-0,14 \pm 0,02$) and G5 ($-0,02 \pm 0,01$); G3 ($-0,07 \pm 0,03$) and G4 (-

0,01 $\pm$ 0,01); G3 (-0,07 $\pm$ 0,03) and G5 (-0,02 $\pm$ 0,01) were statistically different. Level 1 did not present statistical differences for this assessment. In low-density bone basis, it was found statistical differences in Level 3 between G1 (-1,00 $\pm$ 0,14) and G4 (-1,23 $\pm$ 0,02); G2 (-1,13 $\pm$ 0,13) and G3 (-0,83 $\pm$ 0,03); G2 (-1,13 $\pm$ 0,13) and G5 (-0,94 $\pm$ 0,09); G3 (-0,83 $\pm$ 0,03) and G4 (-1,23 $\pm$ 0,02); G4 (-1,23 $\pm$ 0,02) and G5 (-0,94 $\pm$ 0,09). In Level 4, statistical differences were observed between Groups G1 (-0,01 $\pm$ 0,01) and G2 (-0,10 $\pm$ 0,05); G1 (-0,01 $\pm$ 0,01) and G5 (-0,10 $\pm$ 0,04); G2 (-0,10 $\pm$ 0,05) and G3 (-0,02 $\pm$ 0,01); G3 (-0,02 $\pm$ 0,01) and G5 (-0,10 $\pm$ 0,04). Levels 1 and 2 did not present statistical differences for this assessment (for all the analyses, One-Way ANOVA with Bonferroni Subtest, $p < 0,05$).

Between different bone-basis groups (High vs Low Density), statistically significant differences were observed for N1 in G3 (G3 high density: -1,27 $\pm$ 0,12 and G3 low density: -1,17 $\pm$ 0,03). In N2, between G1 (G1 high density: -0,76 $\pm$ 0,03 and G1 low density: -0,85 $\pm$ 0,06); G3 (G3 high density: -0,77 $\pm$ 0,07 and G3 low density: -0,67 $\pm$ 0,08); and G5 (G5 high density: -0,95 $\pm$ 0,09 and G5 low density: -0,78 $\pm$ 0,11). N3 presented statistical differences between G3 (G3 high density: -0,94 $\pm$ 0,08 and G3 low density: -0,83 $\pm$ 0,03); and between G5 (G5 high density: -1,04 $\pm$ 0,03 and G5 low density: -0,94 $\pm$ 0,09). In N4, differences were found between Groups 3 (G3 high density: -0,07 $\pm$ 0,03 and G3 low density: -0,02 $\pm$ 0,01) and 4 (G4 high density: -0,01 $\pm$ 0,01 and G4 low density: -0,05 $\pm$ 0,03); as well as in G5 (G5 high density: -0,02 $\pm$ 0,01 and G5 low density: -0,10 $\pm$ 0,04) (Tables).

Total porosity percentage (Po.ToT)

In the assessment of the Post- and Pre-implants differences in the intra-group Total Porosity Percentage (Po.Tot) parameter, in the high-density cylinders, statistically significant differences were observed in G1 for levels N1 (-1,90 $\pm$ 0,39) and N4 (-26,62 $\pm$ 5,01); N2 (-4,12 $\pm$ 1,48) and N4 (-26,62 $\pm$ 5,01). In G2, there were statistical differences for N1 (-1,84 $\pm$ 1,06) and N2 (-7,26 $\pm$ 0,51); N2 (-7,26 $\pm$ 0,51) and N3 (-1,00 $\pm$ 0,45); N2 (-7,26 $\pm$ 0,51) and N4 (-27,16 $\pm$ 4,94). In G3, for levels N1 (-2,28 $\pm$ 1,19) and N4 (-9,71 $\pm$ 5,91); N2 (-7,79 $\pm$ 2,51) and N3 (-0,62 $\pm$ 0,30); N3 (-0,62 $\pm$ 0,30) and N4 (-9,71 $\pm$ 5,91). In G4, statistically significant differences for almost all the levels were found, N1(-1,53 $\pm$ 0,11) and N2 (-7,32 $\pm$ 0,55); N1 (-1,53 $\pm$ 0,11) and N4 (-14,30 $\pm$ 5,79); N2 (-7,32 $\pm$ 0,55) and N3(-1,56 $\pm$ 0,99); N2 (-7,32 $\pm$ 0,55) and N4 (-14,30 $\pm$ 5,79); N3 (-1,56 $\pm$ 0,99) and N4 (-14,30 $\pm$ 5,79). In G5, there were differences for levels N1 (-11,47 $\pm$ 1,26)

and N3 ($-0,58 \pm 0,48$); N2 ($-7,58 \pm 1,28$) and N3 ($-0,58 \pm 0,48$); N2 ($-7,58 \pm 1,28$) and N4 ($-13,76 \pm 5,91$); N3 ($-0,58 \pm 0,48$) and N4 ($-13,76 \pm 5,91$). When evaluating low-density bone cylinders, it could be observed that, in G1, there were statistical differences for levels N1 ($-1,87 \pm 0,64$) and N2 ($-7,06 \pm 1,31$); N2 ($-7,06 \pm 1,31$) and N3 ($-0,10 \pm 0,00$); N2 ($-7,06 \pm 1,31$) and N4 ($-23,12 \pm 3,59$). In G2, there were differences for N1 ($-2,47 \pm 1,28$) and N2 ($-8,32 \pm 1,73$); N2 ($-8,32 \pm 1,73$) and N3 ($-2,16 \pm 0,50$). In G3, there were differences for N1 ($-3,94 \pm 0,56$), N4 ($-15,15 \pm 9,63$); N2 ($-3,45 \pm 0,72$), N4 ($-15,15 \pm 9,63$); N3 ($-3,58 \pm 0,82$), N4 ($-15,15 \pm 9,63$). G4 presented statistically significant results for levels N1 ($-2,70 \pm 0,77$) and N4 ($-14,72 \pm 4,64$); N2 ($-7,04 \pm 1,38$) and N3 ($-1,74 \pm 1,06$); N2 ($-7,04 \pm 1,38$) and N4 ($-14,72 \pm 4,64$); N3 ($-1,74 \pm 1,06$) and N4 ($-14,72 \pm 4,64$); as well as in G5 for levels: N1 ($-2,69 \pm 0,74$) and N4 ($-23,66 \pm 5,36$); N2 ($-7,80 \pm 1,71$) and N3 ($-0,98 \pm 0,19$); N2 ($-7,80 \pm 1,71$) and N4 ($-23,66 \pm 5,36$); N3 ($-0,98 \pm 0,19$) and N4 ($-23,66 \pm 5,36$) (for all the analyses, One-Way ANOVA with Bonferroni Subtest, $p < 0,05$).

In the results between the same bone-basis experimental groups, statistically significant differences in the high-density bone cylinders could be observed between Groups G1 and G2, G1 and G3, G1 and G4, G1 and G5 (G1: $-4,12 \pm 1,48$ and G2: $-7,26 \pm 0,51$; G1: $-4,12 \pm 1,48$ and G3: $-7,79 \pm 2,51$; G1: $-4,12 \pm 1,48$ and G4: $-7,32 \pm 0,55$; G1: $-4,12 \pm 1,48$ and G5: $-7,58 \pm 1,28$) in Level 2. In N4, statistical differences for most analyses between Groups were found, G1 ($-26,62 \pm 5,01$) and G3 ($-9,71 \pm 5,91$); G1 ($-26,62 \pm 5,01$) and G4 ($-14,30 \pm 5,79$); G1 ($-26,62 \pm 5,01$) and G5 ($-13,76 \pm 5,91$); G2 ($-27,16 \pm 4,94$) and G3 ($-9,71 \pm 5,91$); G2 ($-27,16 \pm 4,94$) and G4 ($-14,30 \pm 5,79$); G2 ($-27,16 \pm 4,94$) and G5 ($-13,76 \pm 5,91$). Levels 1 and 3 did not present statistically significant results for the bone basis evaluated. The assessment of the Post- and Pre-implants differences inserted in low-density bone basis have shown that in N1 they were statistically significant between G1 ($-1,87 \pm 0,64$) and G3 ($-3,94 \pm 0,56$). In N2, differences between the same groups G1 ($-7,06 \pm 1,31$) and G3 ($-3,45 \pm 0,72$) were observed; as well as between Groups G2 ($-8,32 \pm 1,73$) and G3 ($-3,45 \pm 0,72$); G3 ($-3,45 \pm 0,72$) and G4 ($-7,04 \pm 1,38$); G3 ($-3,45 \pm 0,72$) and G5 ($-7,80 \pm 1,71$). In N3, there were differences between G1 ($-0,10 \pm 0,00$) and G2 ($-2,16 \pm 0,50$); G1 ($-0,10 \pm 0,00$) and G3 ($-3,58 \pm 0,82$); G1 ($-0,10 \pm 0,00$) and G4 ($-1,74 \pm 1,06$); G2 ($-2,16 \pm 0,50$) and G3 ($-3,58 \pm 0,82$); G3 ($-3,58 \pm 0,82$) and G4 ($-1,74 \pm 1,06$); G3 ($-3,58 \pm 0,82$) and G5 ($-0,98 \pm 0,19$). N4 presented statistical differences in Groups G2 ($-29,22 \pm 2,73$) and G3 ($-15,15 \pm 9,63$); G2 ($-29,22 \pm 2,73$) and G4 ($-23,66 \pm 5,36$).

Between different bone-basis groups (High vs Low Density), statistically significant differences were found in N1 between G3 (G3 high density: $-2,28 \pm 1,19$ and G3 low density: $-3,94 \pm 0,56$); G5 (G5 high density: $-11,47 \pm 1,26$ and G5 low density: $-2,69 \pm 0,74$). In N2, between G1 (G1 high density: $-4,12 \pm 1,48$ and G1 low density: $-7,06 \pm 1,31$); and G3 (G3 high density: $-7,79 \pm 2,51$ and G3 low density: $-3,45 \pm 0,72$). In N3, there were statistical differences in G1 (G1 high density: $-1,52 \pm 0,49$ and G1 low density: $-0,10 \pm 0,00$); in G2 (G2 high density: $-1,00 \pm 0,45$ and G2 low density: $-2,16 \pm 0,50$); and in G3 (G3 high density: $-0,62 \pm 0,30$ and G3 low density: $-3,58 \pm 0,82$). N4 presented statistical differences in G5 (G5 high density: $-0,58 \pm 0,48$ and G5 low density: $-0,98 \pm 0,19$) (for all the analyses, One-Way ANOVA with Bonferroni Subtest, $p < 0,05$) (Tables).

Histomorphometric Analysis

Histologic analyses were performed aiming at assessing the Bone Density (comprising the trabecular bone and the marrow space) and Bone-Implant Contact (BIC) parameters inter- and intra-groups.

Bone Density

Trabecular Bone (%)

In the intra-group high-density cylinders analyses, there were statistically significant differences in Group 1 between Level 2 (L2: $54,21 \pm 7,62$) vs Level 4 (L4: $39,40 \pm 6,69$). G2 showed statistical differences between Level 1 (L1: $74,27 \pm 7,18$) vs Level 3 (L3: $41,93 \pm 13,57$) as well as between Level 1 vs Level 4 (L4: $43,33 \pm 7,13$). The same result was observed in G4 (L1: $78,75 \pm 11,36$ vs L3: $46,35 \pm 9,66$ and in L1 vs L4: $40,36 \pm 8,90$). In G3, statistical differences were found only between L1 ($67,26 \pm 12,76$) vs L4 ($26,29 \pm 4,29$). When evaluating the low-density bone cylinders, G1 presented statistically significant differences between L2 ($54,21 \pm 7,62$) vs L4 ($39,40 \pm 6,69$). G2 presented statistical differences between L1 ($86,27 \pm 11,16$) vs L4 ($34,27 \pm 8,29$), as well as G3 (L1 $61,53 \pm 7,16$ vs L4 $33,43 \pm 13,02$), which has also presented statistical differences between levels L1 vs L3 ($35,68 \pm 11,70$) (Kruskal Wallis test, $p < 0,05$) (Table).

In the results between the same bone-density experimental groups, high-density bone cylinders presented statistical differences in L4 between G3 ($26,29 \pm 4,29$) vs G5 ($59,37 \pm 12,86$);

the other levels did not show statistical differences for this assessment. In the low-density bone basis, statistically significant differences were found in Level 1 between G2 ($86,27 \pm 11,16$) vs G4 ($46,36 \pm 26,96$); and in Level 2 between G2 ($75,68 \pm 14,81$) vs G3 ($46,44 \pm 6,70$). In Level 3, there were no statistical differences between groups, whereas in Level 4, there were statistical differences between G3 ($26,29 \pm 4,29$) and G5 ($59,37 \pm 12,86$) in the high-density cylinders. When evaluating the differences between High- and Low-density groups in the same levels and groups, the results were statistically significant for G2 in Level 2 (G2 Level 2 high density: $70,13 \pm 10,65$ vs G2 Level 2 low density: $75,68 \pm 14,81$), also found in G3 (G3 Level 2 high density: $56,12 \pm 16,04$ vs G3 Level 2 low density: $46,44 \pm 6,70$). (Kruskal Wallis test, $p < 0,05$) (Table).

Marrow Space

In the intra-group high-density cylinders analyses, statistical differences were found in Group 1 (G1) between levels 3 (L3: $56,53 \pm 12,93$) vs L4 (L4: $25,81 \pm 13,31$). The same result was also found in G2 (L3: $58,07 \pm 13,57$ vs L4: $24,04 \pm 12,80$), where statistical differences were also found between L1: $25,73 \pm 7,18$ vs L3: $58,07 \pm 13,57$. Group 3 (G3) did not present statistically significant differences in this bone density. In Group 4 (G4), differences were observed between levels 1 (L1: $21,25 \pm 11,36$) vs 3 (L3: $53,65 \pm 9,66$). In Group 5, there were differences between L1: $24,55 \pm 13,61$ vs L3: $56,17 \pm 5,97$; and between L1 (N1: $24,55 \pm 13,61$) vs L4 (N4: $17,34 \pm 8,67$). In the low-density analysis, G1, G2 and G4 did not present statistically significant differences. In G3, differences were observed between levels 1 (L1: $38,47 \pm 7,16$) vs 3 (L3: $64,32 \pm 11,70$); and between 3 (L3: $64,32 \pm 11,70$) vs L4 (L4: $30,64 \pm 13,66$). In G5, differences were also found between L1 (L1: $46,54 \pm 15,85$) vs 3 (L3: $50,17 \pm 17,31$) (Table).

When analyzing the same bone-basis groups, no statistically significant differences were found in high-density cylinders. In the low-density bone basis, there were differences in Level 1 between Groups 2 (G2: $13,73 \pm 11,16$) vs G4 (G4: $53,64 \pm 26,96$); and in Level 2 between Groups 2 (G2: $24,32 \pm 14,81$) vs 3 (G3: $53,56 \pm 6,70$). In the different bone-basis groups (High vs Low Density), statistically significant differences were observed in Level 1 (L1) between all the groups: Group 1 (G1 high density: $47,12 \pm 18,04$ vs G1 low density: $41,65 \pm 17,02$), Group 2 (G2 high density: $25,73 \pm 7,18$ vs G2 low density: $13,73 \pm 11,16$), Group 3 (G3 high density: $32,74 \pm 12,76$ vs G3 low density: $38,47 \pm 7,16$), Group 4 (G4 high density: $21,25 \pm 11,36$ vs G4 low density: $53,64 \pm 26,96$) and Group 5 (G5 high density: $24,55 \pm 13,61$ vs G5 low density: $46,54 \pm 15,85$).

Group 3 presented differences in L2 (G3 high density: $43,88 \pm 16,04$ vs G3 low density: $53,56 \pm 6,70$); as well as in Level 3 (L3) (G3 high density: $49,23 \pm 15,68$ vs G3 low density: $64,32 \pm 11,70$). Level 4 (L4) presented statistical differences in Group 4 (G4 high density: $22,89 \pm 9,92$ vs G4 low density: $35,37 \pm 8,77$) and Group 5 (G5 high density: $17,34 \pm 8,67$ vs G5 low density: $30,34 \pm 11,23$) (Table).

Bone-Implant Contact (BIC)

When evaluating bone-to-implant contact length, it could be observed that the high-density bone cylinders did not present significant statistical differences. In the low-density bone basis, it could be observed statistical differences between Groups 2 (G2: $1,82 \pm 0,51$) vs 3 (G3: $0,81 \pm 0,21$); and between Groups 4 (G4: $0,44 \pm 0,30$) vs 5 (G5: $1,17 \pm 0,33$). When evaluating the different bone-basis groups (High vs Low Density), there were statistically significant differences between Groups 3 (G3 high density: $1,23 \pm 0,47$ vs G3 low density: $0,81 \pm 0,21$), 4 (G4 high density: $1,10 \pm 0,12$ vs G4 low density: $0,44 \pm 0,30$) and 5 (G5 high density: $1,65 \pm 0,56$ vs G5 low density: $1,17 \pm 0,33$) (Table).

When verifying the percentage values of the bone-implant contact (BIC) between the same bone-basis groups, no statistical differences between high-density groups were found. In the low-density groups, statistically significant differences were found between Groups 1 (G1: $34,62 \pm 9,13$) vs 2 (G2: $62,11 \pm 17,16$); 2 (G2: $62,11 \pm 17,16$) vs 3 (G3: $29,89 \pm 7,45$); 2 (G2: $62,11 \pm 17,16$) vs 4 (G4: $16,04 \pm 10,89$); 2 (G2: $62,11 \pm 17,16$) vs 5 (G5: $32,89 \pm 12,43$); as well as between 4 (G4: $16,04 \pm 10,89$) vs 5 ($32,89 \pm 12,43$).

When evaluating different bone-basis groups (High vs Low Density), for the same group, there were statistically significant differences between Groups 3 (G3 high density: $47,16 \pm 18,02$ vs G3 low density: $29,89 \pm 7,45$); 4 (G4 high density: $42,19 \pm 3,23$ vs G4 low density: $16,04 \pm 10,89$); and 5 (G5 high density: $45,21 \pm 16,44$ vs G5 low density: $32,89 \pm 12,43$) (Table).

Discussion

Histomorphometry is one of the methods used to evaluate the cortical and trabecular bone architecture, enabling a safe qualification and quantification of bone structures, such technique has long been classified as “gold standard” (Nogueira et al., 2010; Bouxsein et al., 2010; Kang et al., 2016). In this study, after histological preparation, each implant image was captured from pre-

prepared plates. Four levels for histomorphometric analysis were determined from the image capture: Level 1) Bone density between threads; Level 2) Bone density of the areas immediately adjacent to the threads; Level 3) Bone density distant to the implants and Level 4) Bone density apical to the implant. The bone-implant contact (BIC) percentages were also determined. As for the bone-density analysis, the trabecular bone and marrow space percentages were evaluated for the areas investigated. A greater percentage of trabecular bone was found between the threads (L1), when compared to the areas distant to the threads (L3) and apical to the implant (L4), for all the high-density groups, with statistically significant differences in groups G2, G3, G4 and G5. In the area immediately adjacent to the threads (L2), numerical values slightly lower than in N1 were observed, thus, exhibiting a bone condensation growth caused by the implant design during its insertion, improving bone density between threads in the immediately adjacent areas. Consequently, promoting a greater initial stability, thus, corroborating Hsu et al, 2013's postulate. Regarding the findings in N3, probably this bone condensation growth does not reach these areas, not affecting the trabecular bones at distance. In the low-density bone, there was also a tendency to numeral decrease, yet, more gradual than in the high-density bone basis, and these results were more evident in the comparison between L4 (apical) and L1 (intra-thread). In addition, in G1, G4 and G5, there were greater density values, in the area immediately adjacent to the threads (L2), when compared to the values between threads (L1). Also, in G1, both in high and low densities, this numerical increase was observed in N2. This was probably due to a trabecular bone disruption that might have occurred, in the low-density bone, during the last drilling followed by implant placement, leading to lesser intra-thread area compaction.

In theory, implant stability is affected by the bone-implant contact area (BIC). The greater the bone-to-implant contact, the greater the stability, thus, resulting in higher resistance in this interface (Liu et al., 2012). The varied implant design modifications are designed to increase the bone-implant contact area (Lozano-Carrascal et al., 2016). In this study, G2, both in high and low densities, presented more results, numerically and statistically, for bone-implant contact area. Studies have shown a correlation between thread quantity and depth with variables that affect and maximize the bone-implant contact (Inceoglu et al., 2009; Oliscovicz et al., 2012). According to other studies, implants with shallower tapers and less space between them may interfere in primary stability assessed by means of IT (Bezerra et al., 2010; Rocha et al., 2010). In G4, the lowest bone-implant contact values were observed, in both bone bases; such findings do not corroborate the

mechanical tests results, for both G4 and G5 presented the highest IT and RFA values, in the tests in porcine bone, when compared to the other groups. Hence, the histomorphometric analysis two-dimensional plan might not be sufficiently accurate to assess the implant three-dimensional situation in the bone basis.

The use of high-resolution images obtained by means of computed microtomography (Micro-CT) to evaluate the morphology of the trabecular and cortical bones in animals and humans has grown vastly. It is a nondestructive technique that reconstructs samples in the microtomographic scale and obtains information on their three-dimensional geometry and material properties (Bouxsein et al., 2010; Lussani et al., 2015). In this study, the three-dimensional tomographic evaluation was performed in four different bone levels (bone in the area between threads, immediately adjacent to the threads, at a distance of approximately 0.5-1.5 mm from them and apical to the implant), and at two moments (post- and pre-implant insertion), aiming at evaluating the effect of the insertion of five implant types in high- and low-densities bone bases.

The assessment of the post- and pre-implant insertion differences in the three-dimensional bone density (BV/TV) parameter showed a greater condensation between threads (N1), when compared to the area distant to the threads (N3), for all the groups in both bone densities. The analysis between groups revealed that all the implants inserted in the low-density bone bases had a greater percentage of condensation (increase in BV/TV), numerically and statistically, than the implants inserted in high density. This effect was more evident in N1, and there was a tendency to reduction in condensation up to N3. Similar results were also observed regarding the reductions in the tomographic parameter of Trabecular Separation (Tb.Sp). These results corroborate the findings by Karg et al., 2016. When analyzing the relation between primary stability and the structural parameters of the trabecular bone by means of computed tomography (CBCT), they observed a positive correlation to structural parameters of the trabecular bone (BV/TV, BV, BS, BSD, Tb.Th, Tb.N, FD e BS/BV) ($p < 0,01$), and negative correlations to other microstructural parameters (Tb.Sp, Tb.Pf e SMI). Their results are also in consistency with the findings by Dantas et al., 2015, who during the evaluation of the same structural parameters in the current study, observed the same tendency to condensation in the two correlated parameters (evidenced by the increase in BV/TV and the decrease in Th.Sp). The assessment of the post- and pre-implant insertion differences in the total porosity parameter showed that for the increase in the post-implant insertion condensation, there was a decrease in Total Porosity (Po.Tot). Thus, for this parameter,

groups G4 and G5 presented the highest post-implant insertion reductions, in both high- and low-density bone bases.

The microtomographic parameter analysis presented an influence of the implants in the modification of the bone structure up to level 2 of evaluation, (up to 0.5 mm distance of the thread tips), resulting in increase of bone condensation, and decrease of trabecular separation and porosity. The analysis of the bone areas that are more distant to the implant (N3) revealed a low bone condensation growth when compared to the other levels (N1, N2 e N4). In addition, there was an increase of bone density in the apical area (N4), which might be due to the implant-bed preparation technique, for the compression of the bone structure caused by the implant axial movement. This finding might be especially important to implants inserted in low-density bone bases: the compression of the apical bone might aid during implant placement, increasing the initial stability. Blitz et al., 2010, used a study in tibia of rats to show that it is possible to visualize and quantify the porosity of the cortical bone in rats by means of Micro-CT. The authors were able to validate their results by means of comparison to the conventional histologic analysis. This study corroborates this finding in literature, by observing the relation between conventional 2D histomorphometry and 3D analysis through Micro-CT, especially for the BV/TV, Tb.SP, Po.Cl, Po.Op and Po.Tot parameters.

Although implant primary stability has been widely investigated regarding trabecular bone density and cortical bone thickness, few studies have investigated the relation between implant stability and trabecular bone microstructure (Kang et al., 2016). Some studies have shown a correlation between IT during implant placement, bone-implant contact (BIC) and bone quality (Liu et al., 2012; Cunha et al., 2014). Bone density, according to CT, CBTC and Micro-CT, presented significant correlation to IT and RFA values (Turkyilmaz et al., 2011; Isoda et al., 2012). The greater the CBTC value, the higher the maximum pullout strength (Meira et al., 2013). A correlation between RFA and TI and morphological parameters were also observed (Howashi, et al., 2015). Yet, Kang et al., 2015, revealed no correlation between these parameters, claiming that the RFA does not seem appropriate as a sole evaluation method of primary stability. The biomechanical and image analyses (subtraction, histologic and microtomographic) in this study presented consistent results and were better in Group 4 (implant Alvim CM) and Group 5 (implant Drive CM), in both bone bases. The histologic results confirmed the results obtained by means of computed microtomography analysis, thus, validating the image analysis method.

As a result, according to the results for all the parameters evaluated post- and pre-implant insertion, by means of MicroCT, there were statistically significant differences mainly for G4 (AlvimCM) and G5 (DriveCM) when compared to the other groups. The histomorphometric analysis presented higher values of bone compaction and Bone-implant contact (BIC) for G2 (Ankylos), G4 (AlvimCM) and G5 (DriveCM).

References

- Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52(2):155–170.
- Aleo E, Varvara G, Scarano A, Sinjari B, Murmura G. Comparison of the primary stabilities of conical and cylindrical endosseous dental implants: an in-vitro study. *J Biol Regul Homeost Agents* 2012;26(1):89-96.
- Anil S, Aldosari A. Impact of Bone Quality and Implant Type on the Primary Stability: An Experimental Study Using Bovine Bone. *J Oral Implantol* 2015;41(2):144-8.
- Attard NJ, Zarb GA. Immediate and early implant loading protocols: a literature review of clinical studies. *J Prosthet Dent*. 2005; 94: 242–258.
- Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res* 2010;21(2):129–36.
- Ahn Su-Jin, Leesungbok R, Lee Suk-Won, Heo Young-Ku, Kang KL. Differences in implant stability associated with various methods of preparation of the implant bed: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2012;107(6):366-72.
- Arlot ME, Jiang Y, Genant HK, Zhao J, Burt-Pichat B, Roux JP, Delmas PD, Meunier PJ. Histomorphometric and μ CT analysis of bone biopsies from postmenopausal osteoporotic women treated with strontium ranelate. *J Bone Miner Res* 2008;23(2):215-22, 2008
- American Society for Testing and Materials (2008) ASTM F1839- 08 standard specification for rigid polyurethane foam for use as a standard material for testing orthopedic devices and instruments. American Society for Testing and Materials, West Conshohocken.
- Bayarchimeg D, Namgoong H, Kim MD, Kim S, Tim TI, Seol YJ, Lee YM, Ku Y, Rhyu IC, Lee EH, Koo KT. Evaluation of the correlation between insertion torque and primary stability of dental implants using a block bone test. *J Periodontal Implant Sci* 2013;43(1):30-6.
- Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):76-94

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

Britz HM, Jokihaara J, Leppänen OV, Järvinen T, Cooper DM. 3D visualization and quantification of rat cortical bone porosity using a desktop micro-ct system: a case study in the tibia. *J Microsc* 2010;240(1):32-7.

Bouxsein ML, Boyd SK, Christiansen BA, Guldberg RE, Jepsen KJ, Müller R. Guidelines for Assessment of Bone Microstructure in Rodents Using Micro-Computed Tomography. *J Bone Miner Res* 2010;25:1468-1486.

Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Condoor S, Kyung HM, Buschang PH. Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. *Angle Orthod* 2009;79(6):1156-61.

Çehreli MC, Kökat AM, Comert A, Akkocaoğlu M, Tekdemir I, Akça K. Implant stability and bone density: assessment of correlation in fresh cadavers using conventional and osteotome implant sockets *Clin. Oral Implants Res* 2009;20(10):1163–9.

Çehreli S, Arman-Özçırpıcı A. Primary stability and histomorphometric bone-implant contact of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;141(2):187-95.

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

Chang PK, Chen YC, Huang CC, Lu WH, Chen YC, Tsai HH. Distribution of micromotion in implants and alveolar bone with different thread profiles in immediate loading: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(6):e96-101.

da Cunha AC, Markezan M, Lima I, Lopes RT, Nojima LI, Sant'Anna EF. Influence of bone architecture on the primary stability of different mini-implant designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2015;147(1):45-51.

Dantas CDFD, Reino DM, de Carvalho JP, Novaes Jr. AB, Taba Jr. M, Palioto DB, dos Reis AC, de Souza SLS. Evaluation of standardized porcine bone models to test primary stability of dental implants, using biomechanical tests and Micro-CT. An in vitro pilot study. *J Osseointegr* 2015;7(3):43-51.

Donath K, Breuner G. A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissue. *Journal of Oral Pathology* 1982;11:318-326.

Degidi M, Perrotti V, Strocchi R, Piattelli A, Iezzi G. Is insertion torque correlated to bone-implant contact percentage in the early healing period? A histological and histomorphometrical evaluation of 17 human-retrieved dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(8):778–781.

De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L. Single-tooth replacement: is a 3-unit fixed partial denture still an option? A 20-year retrospective study *Int J Prosthodont* 2006;19(6):567–73.

Elias Cn, Rocha FA, Nascimento Al, Coelho PG. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *J Mech Biomed Mater* 2012;16:169-80.

Ericsson I, Nilson H, Lindh T, Nilner K, Randow K. Immediate functional loading of Brånemark single tooth implants. An 18 months' clinical pilot follow-up study. *Clin Oral Implants Res* 2000;11(1):26-33.

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

Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin Oral Implants Res* 1995b;6(4):213–9.

Freitas AC Jr, Bonfante EA, Giro G, Janal MN, Coelho PG. The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion. *Clin Oral Implants Res* 2012;23(1):113–118.

González-García R, Monje F. The reliability of cone-beam computed tomography to assess bone density at dental implant recipient sites: a histomorphometric analysis by micro-CT. *Clin Oral Implants Res* 2013;24(8):871-9.

Glauser R, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, Hämmerle CH, Schärer P. Immediate occlusal loading of Branemark implants applied in various jawbone regions: a prospective, 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(4):204–213.

Gómez-Polo M, Ortega R, Gómez-Polo C, Martín C, Celemín A, Del Río J. Does Length, Diameter, or Bone Quality Affect Primary and Secondary Stability in Self-Tapping Dental Implants? *J Oral Maxillofac Surg* 2016;74(7):1344-53.

Gehrke SA, Marin GW. Biomechanical evaluation of dental implants with three different designs: Removal torque and resonance frequency analysis in rabbits. *Ann Anat* 2015;199:30-5.

Huang HL, Hsu JT, Chen MY, Liu C, Chang CH, Li YF, Chen KT. Microcomputed tomography analysis of particulate autogenous bone graft in sinus augmentation at 5 months: differences on bone mineral density and 3D trabecular structure. *Clin Oral Invest* 2013;17(5):535– 542.

Howashi M, Tsukiyama Y, Ayukawa Y, Isoda-Akizuki K, Kihara M, Imai Y, Sogo M, Koyano K. Relationship between the CT Value and Cortical Bone Thickness at Implant Recipient Sites and

Primary Implant Stability with Comparison of Different Implant Types. *Clin Oral Implants Research* 2016;18(1):107-16.

Hsu CC, Chao CK, Wang JL, Hou SM, Tsai YT, Lin J. Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses. *J Orthop Res* 2005;23(4):788-94.

Hsu JT, Huang HL, Chang CH, Tsai MT, Hung WC, Fuh LJ. Relationship of three-dimensional bone-to implant contact to primary implant stability and peri-implant bone strain in immediate loading: microcomputed tomographic and in vitro analyses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28(2):367-74.

Inceoglu S, Ferrara L, McLain RF. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. *Spine J* 2004;4(5):513-8.

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

Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxilla: a five-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int. J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):303-11.

Johansson P, Strid KG. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1994;9:279-88.

Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent* 2010;38(8):612-620.

Javed F, Ahmed HG, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci* 2013;5(4):162-7.

Karl M, Graef F, Winter W. Determination of Micromotion at the Implant Bone Interface – An In-Vitro Methodologic Study. *Dentistry* 2015;5(4):289.

Kaptein MCA, De Lange GL, Blijdorp PA. Peri-implant tissue health in reconstructed atrophic maxillae – report of 88 patients and 470 implants. *J Oral Rehabilitation* 1999;26(6):464-74.

Kang SR, Bok SC, Choi SC, Lee SS, Heo MS, Huh KH, Kim TI, Yi WJ. The relationship between dental implant stability and trabecular bone structure using cone-beam computed tomography. *J Periodontal Implant Sci* 2016;46(2):116-27.

Kasseck C, Kratz M, Torcasio A, Gerhardt NC, van Lenthe GH, Gambichler T, Hoffmann K, Jones DB, Hofmann MR. Comparison of optical coherence tomography, microcomputed tomography,

and histology at a three-dimensionally imaged trabecular bone sample. *J Biomed.* 2010;15(4):046019.

Kim YY, Choi WS, Rhyu KW. Assessment of pedicle screw pullout strength based on various screw designs and bone densities-an ex vivo biomechanical study. *Spine J* 2012;12(2):164-8.

Koticha T, Fu JH, Chan HL, Wang HL. Influence of Thread Design on Implant Positioning in Immediate Placement. *J Periodontol* 2012;83(11):1420-4.

Liu C, Tsai MT, Huang HL, Chen MY, Hsu JT, Su KC, Chang CH, Wu AY. Relation between insertion torque and bone-implant contact percentage: an artificial bone study. *Clin Oral Investig* 2012;16(6):1679-84.

Lussani FC, Vescovi RF, de Souza TD, Leite CA, Giles C. A versatile x-ray microtomography station for biomedical imaging and materials research. *Rev Sci Instrum* 2015;86(6):063705.

Lozano-Carrascal N, Salomó-Coll O, Gilabert-Cerdà M, Farré-Pagés N, Gargallo-Albiol J, Hernández-Alfaro F. Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2016;21(2):e214-21

Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. (ed.) Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago, Quintessence 1985: 199-209.

Lespessailles E, Chappard C, Bonnet N, Benhamou CL. Imaging techniques for evaluating bone microarchitecture. *Joint Bone Spine* 2006;73(3):254-61.

Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(2):124–135.

Marquezan M, Osório A, Sant'Anna E, Souza MM, Maia L. Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2012 Jul;23(7):767-74.

Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res.* 2001; 12: 423-432

Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. *J Periodontol* 2001;72(9):1276-86.

Meira TM, Tanaka OM, Ronsani MM, Maruo IT, Guariza-Filho O, Camargo ES, Maruo H. Insertion torque, pull-out strenght and cortical boné thickness in contact with orthodontic mini-implants at diferente insertion angles. *Eur J Orthod* 2013;35(6):766-71

Nogueira LP, Braz D, Barroso RC, Oliveira LF, Pinheiro CJ, Dreossi D, Tromba G. 3D histomorphometric quantification of trabecular bones by computed microtomography using synchrotron radiation. *Micron* 2010;41(8):990-6.

Norton RM, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res*. 2001; 12, 79–84.

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

Orsini E, Giavaresi G, Trirè A, Ottani V, Salgarello S. Dental implant thread pitch and its influence on the osseointegration process: an in vivo comparison study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(2):383-92.

Östman PO, Hellman M, Sennerby L. Immediate occlusal loading of implants in the partially edentate mandible: a prospective 1-year radiographic and 4-year clinical study. *Int J Oral Maxillofac Impl*. 2008; 23: 315–322.

O’Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants *Clin Oral Implants Res* 2004;15(4):474-80.

Park JH, Lim YJ, Kim MJ, Kwon HB. The effect of various thread designs on the initial stability of taper implants. *J Adv Prosthodont* 2009;1(1):19-25.

Radi IA, Elmahrouky N. Effect of two different soft liners and thickness mediating stress transfer for immediately loaded 2-implant supported mandibular overdentures: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent* 2016; Apr 14.

Ramakrishna R, Nayar S. Clinical assessment of primary stability of endosseous implants placed in the incisor region, using resonance frequency analysis methodology: an in vivo study. *Indian J Dent Res* 2007;18(4):168-72.

Rokn A, Ghahroudi AR, Mesgarzadeh A, Miremadi A, Yaghoobi S. Evaluation of stability changes in tapered and parallel wall implants: a human clinical trial. *J Dent (Tehran)* 2011;8(4):186-200.

Rodrigo D, Aracil L, Martin C, Sanz M. Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival: A prospective case series study. *Clin Oral Implants Res* 2010;21(3):255-61.

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

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

Sennerby L, Andersson P, Pagliani L, Giani C, Moretti G, Molinari M, Motroni A. Evaluation of a Novel Cone Beam Computed Tomography Scanner for Bone Density Examinations in Preoperative 3D Reconstructions and Correlation with Primary Implant Stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17(5):844-53.

Soares PB, Moura CC, Claudino M, Carvalho VF, Rocha FS, Zanetta-Barbosa D. Influence of Implant Surfaces on Osseointegration: A Histomorphometric and Implant Stability Study in Rabbits. *Braz Dent J* 2015;26(5):451-7.

Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surfacetopographies: their effect on osseointegration. A literature review *Int. J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(6):675-90.

Sakka S, Coulthard P. Bone quality: A reality for the process of osseointegration. *Impl Dent*. 2009; 18: 480–485.

Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FH Jr, Wang HL Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol* 2004;75(9):1233-41.

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

Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(5):467-471.

Turkyilmaz I. Clinical and radiological results of patients treated with two loading protocols for mandibular overdentures on Brånemark implants. *J Clin Periodontol* 2006;33(3):233–8

Turkyilmaz I, Company AM. Sensitivity of resonance frequency analysis method to assess implant stability. *N Y State Dent J* 2011;77(5):44-9.

Valente ML, de Castro DT, Shimano AC, Lepri CP, dos Reis AC. Analyzing the Influence of New Dental Implant Design on Primary Stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016;18(1):168-73.

Wang TM, Lee MS, Wang JS, Lin LD. The effect of implant design and bone quality on insertion torque, resonance frequency analysis, and insertion energy during implant placement in low or low- to medium-density bone. *Int J Prosthodont* 2015;28(1):40-7.

Wu Sw, Lee CC, Fu PY, Lin SC. The effects of flute shape and thread profile on the insertion torque and primary stability of dental implants. *Med Eng Phys* 2012;34(7):797-805.

Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res* 1999;10(6):429-44.

Walker LR, Morris GA, Novotny PJ. Implant insertional torque values predict outcomes. *J Oral Maxillofac Surg* 2001;69(5):1344–9.

Yamaguchi Y, Shiota M, Munakata M, Kasugai S, Ozeki M. Effect of implant design on primary stability using torque-time curves in artificial bone. *International Journal of Implant Dentistry* 2015;1:21.

Apêndice - Artigo em Inglês II

Mechanical assessment of primary stability of five different implants inserted in standardized artificial bone bases.

Carolina Delmondes Freitas Dantas, Graduate student of Periodontology *

Arthur Belém Novaes Jr, Chairman of Periodontology *

Mário Taba Jr, Professor of Periodontology *

Daniela Bazan Palioto, Professor of Periodontology

Adriana Almeida, Graduate student of Oral Biology

Sérgio Luis Scombatti de Souza, Professor of Periodontology *

* Department of Traumatology, Bucco-Maxillo-Facial Surgery and Periodontology, School of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brazil

** Department of Oral Rehabilitation, School of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brazil

Address for correspondence and reprints:

Sérgio Luis Scombatti de Souza

Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP, Departamento de CTBMF e Periodontia, Av. do Café s/n, 14040-904, Ribeirão Preto, SP, Brazil.

E-mail: scombati@forp.usp.br

Abstract

Primary stability is associated with the mechanical engagement of an implant with the surrounding bone. The aim of this study was to evaluate the primary stability of five different implants inserted in standardized bone bases of porcine bone and polyurethane blocks (*in vitro* models), by means of mechanical tests and image analysis (subtraction). For the analyses in the polyurethane blocks, 50 high- and low-density blocks (D1 and D3, respectively) were sectioned, and 50 implants were inserted individually in the blocks, using ten of each, then were divided in five groups: Group 6 (G6): Xive Plus implants inserted in high-density polyurethane blocks - D1 (n=5) and in low-density blocks - D3 (n=5); Group 7 (G7): Ankylos implants inserted in high-density polyurethane blocks - D1 (n=5) and in low-density blocks - D3 (n=5); Group 8 (G8): Bone Level implants inserted in high-density polyurethane blocks - D1 (n=5) and in low-density blocks

- D3 (n=5); Group 9 (G9): AlvimCM implants inserted in high-density polyurethane blocks - D1 (n=5) and in low-density blocks- D3 (n=5); Group 9 (G9): DriveCM implants inserted in high-density polyurethane blocks - D1 (n=5) and in low-density blocks - D3 (n=5). After implant insertion, they were analyzed as to insertion torque (IT), resonance frequency (RFA) and by means of pullout strength test (PS). According to image methods, AlvimCM and DriveCM implants presented the best results in the mechanical tests, and concerning the increase of bone density surrounding the implant.

Keywords: macro-structure of the implants, bone density, biomechanical test.

Introduction

Primary stability following implant placement is an essential condition for osseointegration, especially when early or immediate loading protocols are considered as treatment modalities in dental implantology (Ahn et al., 2012; Ryu et al., 2014). Primary stability is associated with the mechanical engagement of an implant with the surrounding bone (Javed et al., 2013; Anil et al., 2015; Wang et al. 2015). This imbrication is crucial to assure the resistance of the implant to micromovements, thus it may lead to fibrous encapsulation of the implant once a threshold displacement of 50-150µm is surpassed (Szmukler-Moncleretal, 1998; Elias et al., 2012; Karl et al., 2015).

It is important for the implant to have appropriate stability in order to supply undisturbed healing and bone formation, thereby allowing optimal stress distribution from masticatory and occlusal functional loads (Eraslan and Inan, 2010). However, this stability process may be affected by many factors, including the quantity and density of bone available at the implant site (Alghamadi et al., 2011; Wang et al., 2015; Anil et al., 2015), implant design (length, diameter and shape, i.e., the implant macro-structure) (Chong et al., 2009; Koticha et al., 2012; Elias et al., 2012) and by the surgical technique (e.g., the relation between drilling and implant sizes) (Kim et al., 2011).

The most important parameters for the initial stability are the quality and quantity of the bone as well as the macro-structure of the implants (Wang et al., 2015; Anil et al; 2015). In implant dentistry, the most accepted classification of bone quality has been the one proposed by Lekholm & Zarb (1985), based on both the amount of cortical and trabecular bone shown in preoperative radiographs and the sensation of resistance experienced by the surgeon when preparing the fixture

site generating four scores (I-IV). Using this system, the surgeon grades the bone from type 1 (high density bone) to type 4 (low density bone) the way it feels during drilling (Lekholm & Zarb et al., 1985; Markezan et al., 2012; Hawashi et al., 2016).

The effective bond between an implant and its surrounding bone is created by various mechanical factors. The macrostructure and threads design of the implants are some of these key factors since they determine the primary stability and stress distribution during osseointegration (Çehreli et al., 2012; Ruy et al., 2014). Nowadays, manufacturers produce dental implants in order to guarantee and provide good primary stability even with poor bone quality (Aleo et al., 2012; Wu et al., 2012; Yamaguchi et al., 2015; Lozano-Carrascal et al., 2016). The design of an implant plays an essential role in the osseointegration process, particularly in low-density bone (Chong et al., 2009; Wu et al., 2012; Jimbo et al., 2014). Studies have consistently reported that the initial stability in the tapered implant is significantly higher than that for the cylindrical one (Koticha et al., 2012; Dantas et al., 2015; Wang et al., 2015; Lozano-Carrascal et al., 2016). This may be due to the compression provided by tapered implants on the cortical bone and the balanced distribution of forces into the surrounding bone. When inserted it creates a lateral compaction of the bone particularly in a poor bone implant site (Bilhan et al., 2010; Dos Santos et al., 2011; Ruy et al., 2014; Lozano-Carrascal et al., 2016).

In order to maximize the surface area available for contact and improve mechanical anchorage and primary stability in cancellous bone (Orsini et al., 2012), threads have been incorporated into implants to improve initial stability (Wu et al., 2012; Chang et al., 2012), enlarge implant surface area, and distribute stress favorably (Eraslan and Inan, 2010). Recent studies have focused on the influence and sensitivity of the implant features, such as thread pitch, depth, width and angle. Understanding these factors and applying them appropriately to the design of dental implants could help reduce the potential for implant failure (Abuhussein et al., 2010; Wu et al., 2012; Gehrke et al., 2015). Studies evaluating the stability of implants with different thread designs (trapezoidal, buttress, square, and standard V-thread) observed that implants with square thread profile were more stable in comparison to other designs, which may happen due to the increased bone condensation these square threads promote (Rokn et al., 2011; Ahn et al., 2012; Chang et al., 2012; Koticha et al., 2012).

Numerous methods have been used to assess the primary stability of the dental implant. They include biomechanical tests, which are measured by noninvasive and invasive tests.

Noninvasive tests (such as Insertion Torque and Resonance Frequency Analysis) are clinically relevant to assess implant stability during surgery whereas invasive test methods (ie, Pull-out) evaluate the stability of the implant more precisely (Wu et al., 2012; Ahn et al., 2012; Aleo et al., 2012; Wang et al., 2015; Yamaguchi et al., 2015). The insertion torque measured through surgical hand-pieces during implant placement provides real-time feedback that can be used to predict implant survival and to estimate healing time before loading (Walker et al., 2011; Elias et al., 2012). Some authors have found that insertion torque values above 32 N.cm are an indication of adequate primary stability (Dos Santos et al., 2011; Lozano-Carrascal et al., 2016). The amount of insertion torque is based on density of the bone and macro-design of the implant (Çehreli et al., 2012). The resonance frequency analysis (RFA) measures implant-bone interface through the reaction to oscillations exerted to the implant. The result is expressed as the implant stability quotient (ISQ), units ranging from 0 to 100, with higher values implying greater stability (Meredith et al., 1999; Wang et al., 2015; Anil et al., 2015). The value produced is a combination of bone implant contact and bone density around the implants (Wang et al., 2015; Lozano-Carrascal et al., 2016).

One method for evaluating the biomechanical performance of implants is the axial pull-out test. It verifies the maximum pull-out strength of implants inserted in bone samples. The greater the strength is, the larger the bone-implant contact and consequently the larger the primary stability (Lima et al., 2010; Barbosa et al., 2012; Oliscovicz et al., 2013). The resistance to pulling out the screws is multifactorial and is related to the bone density, with the implant design and the preparation of the bone site. Studies have shown the correlation between insertion torque (IT), resonance frequency (RF) and axial pullout strength (PS), determining that the greater the resistance greater bone-implant contact (Oliscovicz et al., 2013; Dantas et al., 2015; Wang et al., 2015).

There is therefore enough evidence that the primary stability is strongly affected by the bone quality and the implant macrostructure. This is the reason why numerous manufactures have been releasing implants for areas of low bone quality. The aim of this *in vitro* study was to evaluate the primary stability through biomechanical tests and image subtraction in five different implants designs placed in artificial as well as standardized porcine bones blocks, with high and low density.

Materials and Methods

For this study were used fresh porcine bones, acquired from slaughterhouses of Ribeirão Preto -SP and region, as well as artificial bones (polyurethane blocks).

Implant Selection

100 implants of five different types (20 of each) were used for this study. The experiments were primarily divided into 5 groups: Group I - Xive® Plus implant with 3.4mm in diameter and 9.5mm in length (Dentsply Friadent, GmbH, Mannheim, German); Group II - Ankylos® implant with 3.5mm in diameter and 9.5mm in length (Dentsply Friadent, GmbH, Mannheim, German); Group III - Straumann Bone Level implant with 3.3mm in diameter and 10mm in length (Straumann, Basel, Swiss); Group IV - Neodent Alvim CM implant with 3.5mm in diameter and 10mm in length (Neodent, Curitiba, Brazil) and Group V - Neodent Drive CM implant with 3.5mm in diameter and 10mm in length (Neodent, Curitiba, Brazil) (Figure 1).

50 implants were inserted on the porcine bones and the other 50 were inserted in the polyurethane blocks. All of them have gone through common steps: preparation, insertion, mechanical tests and evaluation. Obviously, in order for these steps to be performed, both the porcine and the artificial bones' characteristics have been taken into account.

Preparation of Bone Cylinders

Fresh porcine bone was used in this study. Using an especially designed trephine burr, osteotomy was conducted and 50 bone cylinders with 15 mm in diameter and 18 mm in length were prepared from porcine bone, removed from the mandibular condyle (25 cylinders, low-density bone) or from the femur head (25 cylinders, high-density bone). The samples were kept frozen and stored at -20°C until performing the experiments (Figure 2). The entire bone density standardization process was performed according to the protocol set by Dantas et al., 2015.

Insertion of implants

The bone cylinders were fixed in a specially designed basis to immobilize them, and the site was prepared with progressive drilling sequence at 800 rpm following the protocol the manufacturer recommends (Xive® e Ankylos® - Dentsply Friadent; Bone Level – Straumann; AlvimCM e DriveCM – Neodent) (Figure 5).

After site preparation, the implants were inserted into the bone cylinders (one implant in each cylinder) following a specific order, in which 10 implants were used for each group (from Group 1 to Group 5) in each experiment. Group 1 (G1): Xive Plus implants placed in high-density

bone cylinders (n=5 implants) and Xive Plus implants placed in low-density bone cylinders (n=5 implants). Group 2 (G2): Ankylos implants placed in high-density bone cylinders (n=5 implants) and Ankylos implants placed in low-density bone cylinders (n=5 implants). Group 3 (G3): Bone Level implants placed in high-density bone cylinders (n=5 implants) and Bone Level implants placed in low-density bone cylinders (n=5 implants). Group 4 (G4): Alvim CM implants placed in high-density bone cylinders (n=5 implants) and Alvim CM implants placed in low-density bone cylinders (n=5 implants). Group 5 (G5): Drive CM implants placed in high-density bone cylinders (n=5 implants) and Drive CM implants placed in low-density bone cylinders (n=5 implants).

Implants Insertion Torque

As for the implants insertion it was used the IChiropro motor, which has a torque and speed electronic control, which are shown in real time, during the implants insertion, through a tablet (IPad) and automatically storing the data in a file.

A contra-angle 20:1 was also attached to the motor with internal irrigation and LED lightning for the insertion of the implants in the bone cylinders. All insertions were initiated with a 10 N.cm torque until reaching their completeness and were interrupted at the exact moment when the implant was totally inserted and positioned to the bone level. The last registered value was considered the insertion torque of each implant (Figure 6).

Resonance Frequency Analysis (RFA)

Once installation was complete, the implants were subjected to resonance frequency analysis (RFA), which was represented in a quantitative scale from 1 to 100. The interpretation of these values yields the implant stability quotient (ISQ). The stability of each implant was mensurated using the Osstell® Mentor (Osstell AB, Göteborg, Sweden). This device uses a wireless transducer with a magnetic post (Smartpeg type 16; Osstell AB) connected to the implant. The measurements were performed in four different perpendicular directions of the implant, with 90 degrees intervals among them, and the values were selected to determine the final ISQ of each implant, as indicated by the manufacturer (Figure 7).

Preparation of Artificial Bone

In this study, we used homogeneous artificial model-based polyurethane, which has uniform elastic property (isotropic) and modulated elasticity similar to human bone marrow. This

material is appropriate for studies aimed at simulating human bone - polyurethane is considered the standard material for the mechanical testing of orthopedic implants. Thus, 50 polyurethane blocks (Nacional Ossos, Jaú, Brazil) of 2 cm in length, 2 cm in height and 2 cm in width were used in two different densities: using the Misch bone density classification, D1 bone (high density bone – 25 blocks) was simulated in polyurethane blocks of 40g/cm³ (40 PCF) and D3 bone (low density bone – 25 blocks) was simulated in polyurethane blocks of 20g/cm³ (20 PCF). The blocks were of the same batch and properly weighed for its uniformity.

Experimental Procedures of Artificial Blocks

The 50 implants placed in artificial blocks (ten from each group, G6, G7, G8, G9 and G10) were individually inserted into the blocks following a specific order. Group 6 (G6): Xive Plus implants placed in D1 polyurethane blocks (n=5 implants) and Xive Plus implants placed in D3 polyurethane blocks (n=5 implants). Group 7 (G7): Ankylos implants placed in D1 polyurethane blocks (n=5 implants) and Ankylos implants placed in D3 polyurethane blocks (n=5 implants). Group 8 (G8): Bone Level implants placed in D1 polyurethane blocks (n=5 implants) and Bone Level implants placed in D3 polyurethane blocks (n=5 implants). Group 9 (G9): Alvim CM implants placed in D1 polyurethane blocks (n=5 implants) and Alvim CM implants placed in D3 polyurethane blocks (n=5 implants). Group 10 (G10): Drive CM implants placed in D1 polyurethane blocks (n=5 implants) and Drive CM implants placed in D3 polyurethane blocks (n=5 implants) (Figure 8).

These implants in artificial blocks were submitted to the same insertion procedures as the implants in porcine bone. As for the insertion torque and resonance frequency the implants placed in polyurethane blocks were also assessed the same way as the ones placed in bone cylinders. After the resonance frequency analysis, the biomechanical pull-out test was performed in each implant placed in the polyurethane blocks.

Pullout test

The main goal of this test is to evaluate the resistance force of the bone-implant interface. It was conducted at the Bioengineering Laboratory of the Faculty of Medicine of Ribeirão Preto, according to the technical standard ASTM F543.

The 50 implants placed in individual blocks (ten from each group, G6, G7, G8, G9 and G10) were examined. The block with the implant was positioned in the Universal Testing Machine

and connected to a mobile base through a specially designed and screwed to the implant device. Posteriorly, a load cell of 200kg was adjusted and after a pre-load of 10N for 30 seconds, an axial tensile strength with constant speed of 2mm/min was applied (Figure 9). The load versus deformation curve was evaluated using the software Tesc 1.13: the highest value in this curve was considered the Pullout force.

Statistical analysis

The *Kruskal Wallis + Dunn tests* was used for between-groups comparisons for the averages of insertion torque, resonance frequency analysis and pullout test.

Results

Subtraction Analysis (2D analysis)

The mean values $\pm$ standard deviation percentage variation in the subtraction analysis between the 2D images, before and after implant insertion, in Group 1 (G1) were $123,80 \pm 11$ % for high density and $129,00 \pm 3$ % for low density; in Group 2 (G2), $128,40 \pm 7$ % for high density and $135,40 \pm 11$ % for low density; in Group 3 (G3), $127,60 \pm 12$ % for high density, and $154,00 \pm 11$ % for low density; in Group 4 (G4), $168,40 \pm 7$ % for high density, and $177,20 \pm 22$ % for low density; in Group 5 (G5), $170,00 \pm 21$ % and $219,00 \pm 19$ % for high- and low-density bone bases, respectively. There were statistically significant differences between G1 and G5; G1 and G4; G2 and G4; G3 and G4 in the high-density bone cylinders; and in the low-density cylinders, statistical differences between G1 and G5; G2 and G5 were noted (for all the analyses, Kruskal-Wallis test, $p < 0,05$) (Graph 1).

Biomechanical Tests

Porcine Bone

The mean values $\pm$ standard deviation of insertion torque (N.cm) of the implants inserted in Group 1 (G1) were $23,88 \pm 3,95$ N.cm in the high-density bone cylinders, and $18,46 \pm 4,23$ N.cm in the low density; for Group 2 (G2), they were $30,52 \pm 1,99$ N.cm in high density, and $14,34 \pm 2,68$ N.cm in the low-density bone cylinders; in Group 3 (G3), they were $24,32 \pm 3,60$ N.cm in the high density and $16,24 \pm 1,10$ N.cm in low density; in Group 4 (G4), the implants inserted in the high-density cylinders presented values of $38,18 \pm 2,75$ N.cm, and the low density, $21 \pm 9,43$ N.cm; and, in Group 5 (G5), they presented values of $47,66 \pm 8,51$ N.cm and $19,46 \pm 2,93$ N.cm,

in high and low density bone cylinders, respectively. There were statistically significant differences between groups G1 and G5, G3 and G4, G3 and G5 in high-density bone cylinders, as well as between groups G2 and G5, G4 and G5 in low density (for the analyses, *Kruskal Wallis + Dunn tests*, $p < 0.05$) (Graph).

The mean values $\pm$ standard deviation of resonance frequency (ISQ) of the implants inserted in Group 1 (G1) were $68,05 \pm 2,13$ ISQ in high-density bone cylinders and $63,70 \pm 2,90$ ISQ in low density; in Group 2 (G2), they were $64,80 \pm 3,88$ ISQ in high density and $63,55 \pm 1,38$ ISQ in low density; in Group 3(G3), it could be observed values of $64,60 \pm 4,35$ ISQ in the high-density cylinders, and values of $62,25 \pm 4,17$ ISQ in low density; in Group 4 (G4), they were $69,75 \pm 1,78$ ISQ in high density, and $63,75 \pm 3,02$ ISQ in low density; and in Group 5 (G5), they were $66,50 \pm 2,83$ ISQ in high-density cylinders, and $61,20 \pm 3,18$ ISQ in low density. There were statistically significant differences between groups G1 and G5, G3 and G4, G3 and G5 in high-density bone cylinders, as well as between G2 and G5, G4 and G5 in low density (for the analyses, *Kruskal Wallis + Dunn tests*, $p < 0.05$) (Graph).

Artificial Bone

The mean values $\pm$ standard deviation of insertion torque (N.cm) of the implants inserted in polyurethane blocks in Group 1 (G1) were $62,78 \pm 1,10$ N.cm in high density, and $25,06 \pm 3,12$ N.cm in low density; for Group 2 (G2), the following values could be observed $64,46 \pm 4,89$ N.cm in high-density blocks, and $21,54 \pm 1,83$ N.cm in low density; in Group 3 (G3), the implants inserted in the high-density polyurethane blocks presented values of $65,22 \pm 3,15$ N.cm, and in the low-density blocks, $29,38 \pm 3,08$ N.cm; in Group 4 (G4), they were $63,80 \pm 2,02$ N.cm in high density, and $23,48 \pm 9,48$ N.cm in low density; and in Group 5 (G5), they were $60,14 \pm 5,93$ N.cm in high-density blocks, and $35,06 \pm 8,70$ N.cm in low-density blocks. There were statistically significant differences between groups G1 and G5, G2 and G5 in low-density blocks, however, there were no statistical differences between the high-density blocks (for the analyses, *Kruskal Wallis + Dunn tests*, $p < 0.05$) (Graph).

The mean values $\pm$ standard deviation of resonance frequency (ISQ) of the implants inserted in polyurethane blocks in Group 1 (G1) were $74,90 \pm 0,54$ ISQ in high density, and $63,70 \pm 2,90$ ISQ in low density; in Group 2 (G2), they were $76,65 \pm 1,96$ ISQ in high density, and $69,68 \pm 1,98$ ISQ in low density; in Group 3(G3), the following values were observed: $74,15 \pm 1,24$ ISQ

in the high-density blocks, and $69,95 \pm 2,27$ ISQ in the low-density blocks; in Group 4 (G4), they were $73,60 \pm 1,60$ ISQ in high density, and $69,40 \pm 0,72$ ISQ in low density; finally, in Group 5 (G5), $74,45 \pm 1,22$ ISQ in the high-density polyurethane blocks, and $69,20 \pm 2,72$ ISQ in the low-density blocks. No statistically significant differences between groups of implants inserted in different densities were found (for the analyses, *Kruskal Wallis + Dunn tests*, $p < 0.05$) (Graph).

In the pullout test, the mean values $\pm$ standard deviation observed in the maximum pullout strength (Newtons) of the implants inserted in polyurethane blocks in Group 1 (G1) were $636,72 \pm 73,45$ Newtons in high-density blocks, and $220,03 \pm 15,84$ Newtons in low density; in Group 2 (G2), they were $710,73 \pm 76,04$ Newtons in high density, and $240,64 \pm 4,53$ Newtons in low density; in Group 3, they were $944,34 \pm 36,81$ Newtons in high-density blocks, and $339,81 \pm 15,92$ Newtons in low-density blocks; in Group 4 (G4), they were $858,21 \pm 46,44$ Newtons in high density, and $241,22 \pm 22,77$ Newtons low density; and in Group 5 (G5), the following values were observed: $525,24 \pm 55,93$ Newtons in implants inserted in high-density polyurethane blocks, and $328,21 \pm 23,53$ Newtons in low-density blocks. There were statistically significant differences between groups G1 and G3, G2 and G3, G3 and G5 in high-density polyurethane blocks, as well as between G1 and G3, G1 and G5, G2 and G3 in low density (for the analyses, *Kruskal Wallis + Dunn tests*, $p < 0.05$) (Graph).

Discussion

Implant primary stability is one of the requirements for osseointegration attainment and maintenance (Branemark et al., 1977; Albrektsson et al. 1981; Anil et al., 2015; Wang et al. 2015). For such, a mechanical threshold between implant and surrounding bone is required, preventing excessive micromotions, for they could lead to clinical failures (Szmukler-Moncler et al., 1998; Elias et al, 2012; Javed et al, 2013; Anil et al, 2015; Wang et al 2015).

Hence, the aim of this study was to evaluate five different implants inserted in well-standardized bone bases (porcine bone and polyurethane bone), of high and low densities, by means of mechanical tests. First, the identification of the bone cylinders obtained from the femoral head and from the porcine mandible ramus was performed, according to the protocol pre-established by Dantas et al, 2015, obtaining standardized high-and low-density bone bases (Group A: $114,64 \pm 7,65$; Group B: $79,56 \pm 5,61$).

Radiographic assessments have been used to promote accurate diagnosis and treatment planning of oral implants. Thus, if well- standardized, it is possible to use them in linear or in digital subtraction analyses, aiming at observing bone-quality parameters through the analysis of the grey-level changes (De Moraes et al., 2009). For the Subtraction Analysis (2D) in this study, three adjoining areas to the implant insertion site were pre-established (middle third by the implant site; middle third across from the site and apical to the implant site), and these were the areas assessed in the radiographs after the implant insertion. Hence, it could be observed that all groups presented high bone compression during insertion, (the increase in radiographic bone density after insertion was greater than 100%). The increase in the radiographic density might be a result of the trabecular bone compression at the implant insertion moment or of the implant bed preparation. Being a cancellous bone, it is possible to promote a greater compaction in the adjacent bone structure. This is more numerically evident in groups G4 and G5, in both bone bases.

This analysis is a practical resource for clinicians to promote a diagnosis of bone changes before and after implant insertions. However, this technique is very susceptible to the deviation of projection geometry and alignment (De Moraes et al., 2009). In the current study, geometric standardization was obtained by means of a combination of a printing registration with molding material attached to the radiographic positioner.

Implants of assorted designs, inserted in different bone bases, reach different levels of stability, which can determine their future clinical performance (Koticha et al., 2012; Javed et al., 2013; Cunha et al., 2015; Wang, et al., 2015; Dantas et al., 2015). Several studies have shown the relation between implant design and osseointegration (Martinez et al., 2001; Çehreli et al., 2012; Orsini et al., 2012; Ryu et al., 2014; Gehrke et al., 2015). The conical shape of implants originally aimed at increasing the bone-implant contact (BIC), promoting a greater compaction at the adjacent bone tissue, thus, maximizing the insertion torque (IT), resonance frequency (RFA) and their pullout resistance (PS) (Wu et al., 2012; Oliscovicz et al., 2012; Marquezan et al., 2012; Anil et al., 2015). Self-threading conical-shaped implants, threads of assorted designs, were used in this study, aiming at observing the adjacent bone structure compaction and the stability in different bone densities.

The implant thread geometries also have an influence on primary stability, for the increase of bone-implant contact area and for the distribution of biomechanical loading (Oliscovicz et al., 2012; Ryu et al., 2014; Yamaguchi et al., 2015). The following thread geometries are available in

the market: triangular (“V-shaped”), square, trapezoidal, and their variations. The V-shaped threads have a similar shearing to the trapezoidal threads and are ten times superior when compared to the square threads. The square threads provide an optimized surface area that is excellent for intrusive and compressive load transmission resulting in decreased bone stress. The trapezoidal threads, on the other hand, present greater resistance to tensile load/force (Misch, 2000; Steigenga et al, 2004; Misch et al, 2008). Chang et al., 2012, showed that the bone-implant interface and the square-thread design have obtained values that are more favorable to micromotions, evidencing superiority in such cases.

The variation of three parameters of thread geometry might modify the functional surface area by implant length unit. These parameters are: the distance between the threads (thread pitch), the shape and the depth of the threads (Misch, 2000). Recently, two new concepts have been introduced in the market, “double-thread” and “triple-thread”. They have been linked to increased speed and reduced trauma in implants, promoting an increase in primary stability, for they require a greater insertion torque. In this study, implants Alvim CM and Drive CM were used. They present progressive and double-threads and are both from Neodent. The implants Drive CM also present reverse cutting threads, whose objective is to cut the bone in reverse and to throw it into the threads, thus, optimizing the adjacent bone compaction.

TI, RFA and PS are the most applied methods in orthopedic surgery and dentistry in order to assess the influence of biomechanics of implants inserted in bone tissue of different densities (Oliscovicz et al., 2012). The TI value is the most used parameter to measure the primary stability and it can be noted through the rotation resistance between bone tissue and implant threads during insertion (minimum value of 35 N.cm for immediate loads) (Marquezan et al., 2012; Anil et al., 2015).

As to the IT analysis performed, statistically significant differences in the different bone bases were found. In the high-density bone basis groups, G1 ($23,88 \pm 3,95$) and G5 ($45,66 \pm 8,51$); G3 ($24,32 \pm 3,60$) and G4 ($38,18 \pm 2,75$); G3 ($24,32 \pm 3,60$) and G5 ($45,66 \pm 8,51$), presented statistically significant difference. In the low-density bone basis groups, G2 ($14,34 \pm 2,68$) and G5 ($19,46 \pm 2,93$); G4 ($21,00 \pm 9,43$) and G5 ($19,46 \pm 2,93$), also presented statistical difference, $p < 0.05$. These results confirm the findings in the literature that emphasize that different bone-to-implant contact areas have an effect on primary stability, and these areas are influenced by the implant macro-structure and its thread shapes.

This influence was identified by Lozano-Carrascal et al., 2016, who evaluated the relation between the macro-structure of different implants and the primary stability by means of IT and RFA in different bone bases. They concluded that the conical-shaped implants reached greater primary stability than the cylindrical implants; the implants inserted in different bone bases had different degrees of stability and the conical implants inserted in the mandible (high-density bone) had higher IT and RFA values than the ones inserted in the maxilla (low-density bone). This study corroborates these findings, for the groups that presented higher IT and RFA values were the high-density ones. The G4's implants (IT high density: $38,18 \pm 2,75$ N.cm and IT low density: $21 \pm 9,43$ N.cm; RFA high density: $69,75 \pm 1,78$ ISQ and RFA low density: $63,75 \pm 3,02$ ISQ) and the G5's implants (IT high density: $47,66 \pm 8,51$ N.cm and IT low density: $19,46 \pm 2,93$ N.cm; RFA high density: $66,50 \pm 2,83$ ISQ and RFA low density: $61,20 \pm 3,18$ ISQ) presented values statistically superior to the other groups, in both bone bases.

Dantas et al., 2015, made a comparative analysis of the initial stability of two different types of implants (e-Fix HE and e-Fix HE Silver), using standardized porcine bone cylinders, of high and low densities, in *in vitro* model, by means of mechanical tests and images. When analyzing the IT, the authors observed that the high-density groups also presented results numerically superior to the implants inserted in high-density bone bases. However, there were no statistical differences between the two models of implants

when assessed in the same bone basis. Nevertheless, these results are not in agreement with the findings of this study, for there were statistical differences among most of the several implants (G1 - $23,88 \pm 3,95$ N.cm x G5 - $47,66 \pm 8,51$ N.cm; G3 - $24,32 \pm 3,60$ N.cm x G4 - $38,18 \pm 2,75$ N.cm; G3 - $24,32 \pm 3,60$ N.cm x G5 - $47,66 \pm 8,51$ N.cm, in high-density bone cylinders, as well as between groups G2 - $14,34 \pm 2,68$ N.cm x G5 - $19,46 \pm 2,93$ N.cm; G4 - $21 \pm 9,43$ N.cm x G5 - $19,46 \pm 2,93$ N.cm, in low density) inserted in the same bone basis.

Vibrational methods were developed aiming at a better case predictability. The evaluation of the implant stability quotient (ISQ) by means of RFA being the most used (Meredith et al., 1998). The higher the ISQ value (scale 1-100), the greater the implant stability. In the current study, statistically significant differences were observed in both bone bases (high and low density). In the high-density bone basis: G5 ($66,5 \pm 2,83$ ISQ) and G1 ($68,05 \pm 2,13$ ISQ); G5 ($66,5 \pm 2,83$ ISQ) and G3 ($64,60 \pm 4,35$ ISQ); G4 ($69,75 \pm 1,78$ ISQ) and G3 ($64,60 \pm 4,35$ ISQ). In the low

density: G5 ($61,20 \pm 3,18$ ISQ) and G2 ($63,55 \pm 1,38$ ISQ); G5 ($61,20 \pm 3,18$ ISQ) and G4 ($63,55 \pm 3,02$ ISQ).

Rodrigo et al., 2010, claimed that none of the implants with values higher than 60 ISQ were lost, while 19% of the implants with values lower than 60 ISQ had treatment failure. The results in the present study presented values higher than 60 ISQ for all the groups, in both bone bases, where G4 ($69,75 \pm 1,78$ ISQ in high density, and $63,75 \pm 3,02$ ISQ in low density) presented numerical results statistically superior to the other groups, in both high and low densities.

Turkyilmaz et al., 2011, assessed the correlation between bone quality and implant stability parameters by means of computed tomography (CT), insertion torque (IT) and resonance frequency analysis (RFA). Thus, they could observe a significant correlation between bone density and implant stability parameters, and a linear relation between peri-implant bone levels and RFA value. However, when evaluating the correlation of implant stability (Xive) in these same parameters, Degidi et al., 2010, reported not having enough stability prediction to prevent mistakes when using an immediate load technique. In addition, they noted little correlation between IT and RFA (0,247, Spearman's Correlation Test), thus, evidencing that the two variables are practically independent.

Also aiming at analyze the RFA and IT parameters in different implants inserted in high- and low-density bone bases, the results of the current study have presented better values for the same groups (G4 IT high density: $38,18 \pm 2,75$ N.cm and IT low density: $21 \pm 9,43$ N.cm; RFA high density: $69,75 \pm 1,78$ ISQ and RFA low density: $63,75 \pm 3,02$ ISQ; and G5 IT high density: $47,66 \pm 8,51$ N.cm and IT low density: $19,46 \pm 2,93$ N.cm; RFA high density: $66,50 \pm 2,83$ ISQ and RFA low density: $61,20 \pm 3,18$ ISQ) in both tests, in both bone bases. One of the implants assessed here was the Xive (G1), achieving better results when assessed in relation to RFA (G1 RFA high density: $68,05 \pm 2,13$ ISQ and RFA low density: $63,70 \pm 2,90$ ISQ) and statistically significant, however, when assessed in relation to IT (G1 IT high density: $23,88 \pm 3,95$ N.cm; IT low density: $18,46 \pm 4,23$ N.cm), lower insertion torque values were observed when compared to the other groups, where IT was lower than 35 N.cm. In general, the interrelation between the two methods of implant stability assessment in porcine bone could be found, except for G1.

Synthetic artificial bones have been considered good alternatives to the mechanical tests, especially for the assessment of the primary stability by means of IT, RFA and PS. Here, a synthetic material was chosen to assure that the variables of the natural bone would not have an

influence on the results. Thus, for this study, polyurethane blocks (Nacional Ossos) with standardized bone densities were used: bone D1 of 40g/cm^3 (High-density bone – 25 blocks) and bone D3 of 20g/cm^3 (Low-density bone – 25 blocks). After implant insertion, they were assessed with relation to primary stability by means of IT, RFA and PS.

In this study, when assessing this same test in the polyurethane blocks, statistically significant differences in the groups were observed: G1 ($25,06 \pm 3,12$ N.cm) and G5 ($35,06 \pm 8,70$ N.cm); G2 ($21,55 \pm 1,83$ N.cm) and G5 ($35,06 \pm 8,70$ N.cm), in the low-density blocks. In the high-density blocks, no statistical differences between groups were observed, despite the high values in all of them (higher than 60 N.cm). As for the low-density groups, only G5 presented results superior to 35 N.cm. When assessing the results, regardless the implant thread shapes, results numerically higher were obtained when the bone density was greater, corroborating the conclusion that the insertion of screws in the bone of greater density results in higher stability values (Marquezan et al, 2012; Yamaguchi et al., 2015). The high torque obtained in a bone replacement of greater density tends to be significantly inferior in the human bone, yet, superior to physiological limit, thus, further studies are required (O’Sullivan et al., 2000).

As to the resonance frequency analysis (RFA) performed in the polyurethane blocks in this study, it could be observed that both bone bases presented ISQ values higher than 60, being clearer in the high-density bone bases. The implants presented high and homogeneous values in the same bone basis, which might be due to the use of an artificial bone (Nacional Ossos) produced with densities and thickness similar to the cortical bone thickness and greater than the bone marrow.

As IT and RFA, PS has been widely investigated aiming at studying primary stability, comparing bone-implant contact and PS in different implant shapes (Liu et al., 2012; Wang et al. 2015). Kim et al, 2012, studied the PS relation of different implants inserted in different bone densities. For such, conical and cylindrical implants and several thread geometries (triangular (“V-shaped”), square, trapezoidal) were used. As a result, they concluded that the squared-shaped thread implants presented lower pullout resistance than the V-shaped implants, regardless the bone density ($p < 0,5$). In this study, the Bone Level implants (G3), inserted in both bone bases, presented greater PS (G3 high: $944,34 \pm 36,81$ N; G3 low: $339,81 \pm 15,92$ N). This group presented statistically significant differences when compared to the other implants in the same high-density bone basis (G5 high: $525,04 \pm 55,93$ N x G2 high: $710,73 \pm 76,04$ N x G1: $636,72 \pm 73,45$ N) and to the implants in low density bone bases (G1: $220,03 \pm 15,84$ N x G2: $240,64 \pm 4,63$ N). Hence,

probably due to the thread geometry (triangular - “V”), it has caused a greater retention at pullout, when compared to the other implants.

Using IT and OS, Oliscovicz et al., 2012, assessed the influence of primary stability of implants of different shapes and treatments inserted in several bone substrates. For the IT analysis, it could be observed that, when inserted in porcine rib bone, the conical implants presented greater IT means ($12,35 \pm 2,74$) when compared to the other implants. However, when inserted in Synbone polyurethane artificial bone, these conical implants presented lower means ($4,45 \pm 0,82$), when compared to other different shape implants. These results were also found in polyurethanes blocks from Nacional Ossos (densities of 40 PCF and 20 PCF) with lower IT means ($10,23 \pm 1,81$), when compared to the other groups. As to PS, the implants inserted in porcine bone and in Synbone polyurethane did not present statistical difference among the implant types, yet, in the Nacional polyurethane of 40 PCF (high density), the conical implants presented a result inferior to the others ($491,68 \pm 75,91$ N). In the density of 20 PCF (low density), the conical implants presented the second greatest mean ($206,57 \pm 31,51$ N), yet, no statistical difference. In this study, a coincidence of results for insertion torque and pullout strength analyses could be observed: the highest values for both tests were found for G3. As a result, this study corroborates the literature that demonstrates the correlation between IT and PS in polyurethane blocks. However, when evaluating the porcine bone, the groups that had the best IT results were G4 and G5, in high and low density.

Hence, it can be observed that there is a correlation among IT, RFA, PS, implant structure, bone-implant contact (BIC) and bone quality (Liu et al., 2012; Bayarchimeg1, et al., 2013; Cunha et al., 2015; Howashi, et al., 2015). The greater the density, the greater the PS (Meira et al., 2013). In this study, a consistency in biomechanical results and image analyses (subtraction) could be seen, with better results in Group 4 (implant Alvim CM) and Group 5 (implant Drive CM) in both bone bases.

References

Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52(2):155–170.

Aleo E, Varvara G, Scarano A, Sinjari B, Murmura G. Comparison of the primary stabilities of conical and cylindrical endosseous dental implants: an in-vitro study. *J Biol Regul Homeost Agents* 2012;26(1):89-96.

Anil S, Aldosari A. Impact of Bone Quality and Implant Type on the Primary Stability: An Experimental Study Using Bovine Bone. *J Oral Implantol* 2015;41(2):144-8.

Attard NJ, Zarb GA. Immediate and early implant loading protocols: a literature review of clinical studies. *J Prosthet Dent*. 2005; 94: 242–258.

Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res* 2010;21(2):129–36.

Ahn Su-Jin, Leesungbok R, Lee Suk-Won, Heo Young-Ku, Kang KL. Differences in implant stability associated with various methods of preparation of the implant bed: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2012;107(6):366-72.

Arlot ME, Jiang Y, Genant HK, Zhao J, Burt-Pichat B, Roux JP, Delmas PD, Meunier PJ. Histomorphometric and μ CT analysis of bone biopsies from postmenopausal osteoporotic women treated with strontium ranelate. *J Bone Miner Res* 2008;23(2):215-22, 2008

American Society for Testing and Materials (2008) ASTM F1839- 08 standard specification for rigid polyurethane foam for use as a standard material for testing orthopedic devices and instruments. American Society for Testing and Materials, West Conshohocken.

Bayarchimeg D, Namgoong H, Kim MD, Kim S, Tim TI, Seol YJ, Lee YM, Ku Y, Rhyu IC, Lee EH, Koo KT. Evaluation of the correlation between insertion torque and primary stability of dental implants using a block bone test. *J Periodontal Implant Sci* 2013;43(1):30-6.

Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):76-94

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

Britz HM, Jokihaara J, Leppänen OV, Järvinen T, Cooper DM. 3D visualization and quantification of rat cortical bone porosity using a desktop micro-ct system: a case study in the tibia. *J Microsc* 2010;240(1):32-7.

Bouxsein ML, Boyd SK, Christiansen BA, Guldberg RE, Jepsen KJ, Müller R. Guidelines for Assessment of Bone Microstructure in Rodents Using Micro-Computed Tomography. *J Bone Miner Res* 2010;25:1468-1486.

Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Condoor S, Kyung HM, Buschang PH. Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. *Angle Orthod* 2009;79(6):1156-61.

Çehreli MC, Kökat AM, Comert A, Akkocaoğlu M, Tekdemir I, Akça K. Implant stability and bone density: assessment of correlation in fresh cadavers using conventional and osteotome implant sockets *Clin. Oral Implants Res* 2009;20(10):1163–9.

Çehreli S, Arman-Özçırpıcı A. Primary stability and histomorphometric bone-implant contact of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;141(2):187-95.

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

Chang PK, Chen YC, Huang CC, Lu WH, Chen YC, Tsai HH. Distribution of micromotion in implants and alveolar bone with different thread profiles in immediate loading: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(6):e96-101.

da Cunha AC, Marquezan M, Lima I, Lopes RT, Nojima LI, Sant'Anna EF. Influence of bone architecture on the primary stability of different mini-implant designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2015;147(1):45-51.

Dantas CDFD, Reino DM, de Carvalho JP, Novaes Jr. AB, Taba Jr. M, Palioto DB, dos Reis AC, de Souza SLS. Evaluation of standardized porcine bone models to test primary stability of dental implants, using biomechanical tests and Micro-CT. An in vitro pilot study. *J Osseointegr* 2015;7(3):43-51.

Donath K, Breuner G. A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissue. *Journal of Oral Pathology* 1982;11:318-326.

Degidi M, Perrotti V, Strocchi R, Piattelli A, Iezzi G. Is insertion torque correlated to bone–implant contact percentage in the early healing period? A histological and histomorphometrical evaluation of 17 human-retrieved dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(8):778–781.

De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L. Single-tooth replacement: is a 3-unit fixed partial denture still an option? A 20-year retrospective study *Int J Prosthodont* 2006;19(6):567–73.

Elias Cn, Rocha FA, Nascimento AI, Coelho PG. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *J Mech Biomed Mater* 2012;16:169-80.

Ericsson I, Nilson H, Lindh T, Nilner K, Randow K. Immediate functional loading of Brånemark single tooth implants. An 18 months' clinical pilot follow-up study. *Clin Oral Implants Res* 2000;11(1):26-33.

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

Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin Oral Implants Res* 1995b;6(4):213–9.

Freitas AC Jr, Bonfante EA, Giro G, Janal MN, Coelho PG. The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion. *Clin Oral Implants Res* 2012;23(1):113–118.

González-García R, Monje F. The reliability of cone-beam computed tomography to assess bone density at dental implant recipient sites: a histomorphometric analysis by micro-CT. *Clin Oral Implants Res* 2013;24(8):871–9.

Glauser R, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, Hämmerle CH, Schärer P. Immediate occlusal loading of Branemark implants applied in various jawbone regions: a prospective, 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(4):204–213.

Gómez-Polo M, Ortega R, Gómez-Polo C, Martín C, Celemín A, Del Río J. Does Length, Diameter, or Bone Quality Affect Primary and Secondary Stability in Self-Tapping Dental Implants? *J Oral Maxillofac Surg* 2016;74(7):1344–53.

Gehrke SA, Marin GW. Biomechanical evaluation of dental implants with three different designs: Removal torque and resonance frequency analysis in rabbits. *Ann Anat* 2015;199:30–5.

Huang HL, Hsu JT, Chen MY, Liu C, Chang CH, Li YF, Chen KT. Microcomputed tomography analysis of particulate autogenous bone graft in sinus augmentation at 5 months: differences on bone mineral density and 3D trabecular structure. *Clin Oral Invest* 2013;17(5):535–542.

Howashi M, Tsukiyama Y, Ayukawa Y, Isoda-Akizuki K, Kihara M, Imai Y, Sogo M, Koyano K. Relationship between the CT Value and Cortical Bone Thickness at Implant Recipient Sites and Primary Implant Stability with Comparison of Different Implant Types. *Clin Oral Implants Research* 2016;18(1):107–16.

Hsu CC, Chao CK, Wang JL, Hou SM, Tsai YT, Lin J. Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses. *J Orthop Res* 2005;23(4):788–94.

Hsu JT, Huang HL, Chang CH, Tsai MT, Hung WC, Fuh LJ. Relationship of three-dimensional bone-to implant contact to primary implant stability and peri-implant bone strain in immediate loading: microcomputed tomographic and in vitro analyses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28(2):367–74.

Inceoglu S, Ferrara L, McLain RF. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. *Spine J* 2004;4(5):513–8.

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

Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxilla: a five-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int. J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):303-11.

Johansson P, Strid KG. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1994;9:279-88.

Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent* 2010;38(8):612-620.

Javed F, Ahmed HG, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci* 2013;5(4):162-7.

Karl M, Graef F, Winter W. Determination of Micromotion at the Implant Bone Interface – An In-Vitro Methodologic Study. *Dentistry* 2015;5(4):289.

Kaptein MCA, De Lange GL, Blijdorp PA. Peri-implant tissue health in reconstructed atrophic maxillae – report of 88 patients and 470 implants. *J Oral Rehabilitation* 1999;26(6):464-74.

Kang SR, Bok SC, Choi SC, Lee SS, Heo MS, Huh KH, Kim TI, Yi WJ. The relationship between dental implant stability and trabecular bone structure using cone-beam computed tomography. *J Periodontal Implant Sci* 2016;46(2):116-27.

Kasseck C, Kratz M, Torcasio A, Gerhardt NC, van Lenthe GH, Gambichler T, Hoffmann K, Jones DB, Hofmann MR. Comparison of optical coherence tomography, microcomputed tomography, and histology at a three-dimensionally imaged trabecular bone sample. *J Biomed.* 2010;15(4):046019.

Kim YY, Choi WS, Rhyu KW. Assessment of pedicle screw pullout strength based on various screw designs and bone densities-an ex vivo biomechanical study. *Spine J* 2012;12(2):164-8.

Koticha T, Fu JH, Chan HL, Wang HL. Influence of Thread Design on Implant Positioning in Immediate Placement. *J Periodontol* 2012;83(11):1420-4.

Liu C, Tsai MT, Huang HL, Chen MY, Hsu JT, Su KC, Chang CH, Wu AY. Relation between insertion torque and bone-implant contact percentage: an artificial bone study. *Clin Oral Investig* 2012;16(6):1679-84.

Lussani FC, Vescovi RF, de Souza TD, Leite CA, Giles C. A versatile x-ray microtomography station for biomedical imaging and materials research. *Rev Sci Instrum* 2015;86(6):063705.

Lozano-Carrascal N, Salomó-Coll O, Gilabert-Cerdà M, Farré-Pagés N, Gargallo-Albiol J, Hernández-Alfaro F. Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2016;21(2):e214-21

Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. (ed.) *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago, Quintessence 1985: 199-209.

Lespessailles E, Chappard C, Bonnet N, Benhamou CL. Imaging techniques for evaluating bone microarchitecture. *Joint Bone Spine* 2006;73(3):254-61.

Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(2):124–135.

Marquezan M, Osório A, Sant'Anna E, Souza MM, Maia L. Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2012 Jul;23(7):767-74.

Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res*. 2001; 12: 423-432

Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. *J Periodontol* 2001;72(9):1276-86.

Meira TM, Tanaka OM, Ronsani MM, Maruo IT, Guariza-Filho O, Camargo ES, Maruo H. Insertion torque, pull-out strenght and cortical boné thickness in contact with orthodontic mini-implants at diferente insertion angles. *Eur J Orthod* 2013;35(6):766-71

Nogueira LP, Braz D, Barroso RC, Oliveira LF, Pinheiro CJ, Dreossi D, Tromba G. 3D histomorphometric quantification of trabecular bones by computed microtomography using synchrotronradiation. *Micron* 2010;41(8):990-6.

Norton RM, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res*. 2001; 12, 79–84.

Oliscovicz NF, Shimano AC, Marcantonio Junior E, Lepri CP, Dos Reis AC. Analysis of primary stability of dental implants inserted in different substrates using the pullout test andinsertion torque. *Int J Dent* 2013;2013:194987.

Orsini E, Giavaresi G, Trirè A, Ottani V, Salgarello S. Dental implant thread pitch and its influence on the osseointegration process: an in vivo comparison study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(2):383-92.

Östman PO, Hellman M, Sennerby L. Immediate occlusal loading of implants in the partially edentate mandible: a prospective 1-year radiographic and 4-year clinical study. *Int J Oral Maxillofac Impl.* 2008; 23: 315–322.

O’Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants *Clin Oral Implants Res* 2004;15(4):474-80.

Park JH, Lim YJ, Kim MJ, Kwon HB. The effect of various thread designs on the initial stability of taper implants. *J Adv Prosthodont* 2009;1(1):19-25.

Radi IA, Elmahrouky N. Effect of two different soft liners and thickness mediating stress transfer for immediately loaded 2-implant supported mandibular overdentures: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent* 2016; Apr 14.

Ramakrishna R, Nayar S. Clinical assessment of primary stability of endosseous implants placed in the incisor region, using resonance frequency analysis methodology: an in vivo study. *Indian J Dent Res* 2007;18(4):168-72.

Rokn A, Ghahroudi AR, Mesgarzadeh A, Miremadi A, Yaghoobi S. Evaluation of stability changes in tapered and parallel wall implants: a human clinical trial. *J Dent (Tehran)* 2011;8(4):186-200.

Rodrigo D, Aracil L, Martin C, Sanz M. Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival: A prospective case series study. *Clin Oral Implants Res* 2010;21(3):255-61.

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

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

Sennerby L, Andersson P, Pagliani L, Giani C, Moretti G, Molinari M, Motroni A. Evaluation of a Novel Cone Beam Computed Tomography Scanner for Bone Density Examinations in Preoperative 3D Reconstructions and Correlation with Primary Implant Stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17(5):844-53.

Soares PB, Moura CC, Claudino M, Carvalho VF, Rocha FS, Zanetta-Barbosa D. Influence of Implant Surfaces on Osseointegration: A Histomorphometric and Implant Stability Study in Rabbits. *Braz Dent J* 2015;26(5):451-7.

Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surfacetopographies: their effect on osseointegration. A literature review *Int. J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(6):675-90.

Sakka S, Coulthard P. Bone quality: A reality for the process of osseointegration. *Impl Dent*. 2009; 18: 480–485.

Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FH Jr, Wang HL Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol* 2004;75(9):1233-41.

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

Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(5):467-471.

Turkyilmaz I. Clinical and radiological results of patients treated with two loading protocols for mandibular overdentures on Brånemark implants. *J Clin Periodontol* 2006;33(3):233–8

Turkyilmaz I, Company AM. Sensitivity of resonance frequency analysis method to assess implant stability. *N Y State Dent J* 2011;77(5):44-9.

Valente ML, de Castro DT, Shimano AC, Lepri CP, dos Reis AC. Analyzing the Influence of New Dental Implant Design on Primary Stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016;18(1):168-73.

Wang TM, Lee MS, Wang JS, Lin LD. The effect of implant design and bone quality on insertion torque, resonance frequency analysis, and insertion energy during implant placement in low or low- to medium-density bone. *Int J Prosthodont* 2015;28(1):40-7.

Wu Sw, Lee CC, Fu PY, Lin SC. The effects of flute shape and thread profile on the insertion torque and primary stability of dental implants. *Med Eng Phys* 2012;34(7):797-805.

Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res* 1999;10(6):429-44.

Walker LR, Morris GA, Novotny PJ. Implant insertional torque values predict outcomes. *J Oral Maxillofac Surg* 2001;69(5):1344–9.

Yamaguchi Y, Shiota M, Munakata M, Kasugai S, Ozeki M. Effect of implant design on primary stability using torque-time curves in artificial bone. *International Journal of Implant Dentistry* 2015;1:21.