UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

Nathalia Ferraz Oliscovicz

**INFLUÊNCIA DO DESIGN, TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE E DENSIDADE DO
SUBSTRATO NA ESTABILIDADE PRIMÁRIA DE IMPLANTES ODONTOLÓGICOS.**

**ANÁLISE POR MEIO DE TORQUE DE INSERÇÃO, RESISTÊNCIA AO ARRANCAMENTO
E FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA**

Ribeirão Preto

2011

NATHALIA FERRAZ OLISCOVICZ

**INFLUÊNCIA DO DESIGN, TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE E DENSIDADE DO
SUBSTRATO NA ESTABILIDADE PRIMÁRIA DE IMPLANTES ODONTOLÓGICOS.
ANÁLISE POR MEIO DE TORQUE DE INSERÇÃO, RESISTÊNCIA AO ARRANCAMENTO
E FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA**

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

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Profa. Dra. Andréa Candido dos Reis

VERSÃO CORRIGIDA

Ribeirão Preto

2011

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

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central do Campus USP - Ribeirão Preto

Oliscovicz, Nathalia Ferraz

Influência do design, tratamento de superfície e densidade do substrato na estabilidade primária de implantes odontológicos. Análise por meio de torque de inserção, resistência ao arrancamento e frequência de ressonância.

154 p: il. ; 30 cm

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Reis, Andréa Candido.

1. Implantes dentais. 2. Biomecânica 3. Substitutos ósseos

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nathalia Ferraz Oliscovicz

INFLUÊNCIA DO DESIGN, TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE E DENSIDADE DO SUBSTRATO NA ESTABILIDADE PRIMÁRIA DE IMPLANTES ODONTOLÓGICOS. ANÁLISE POR MEIO DO TORQUE DE INSERÇÃO, RESISTÊNCIA AO ARRANCAMENTO E FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA

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

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora:

1) Prof.(a). Dr.(a).: _Andréa Candido dos Reis_____

Instituição: _Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo ____

Julgamento: _____Assinatura: _____

2) Prof.(a). Dr.(a).: _Antônio Carlos Shimano_____

Instituição: _Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo_____

Julgamento: _____Assinatura: _____

3) Prof.(a). Dr.(a).: _Ivo Carlos Correa _____

Instituição: _Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio de Janeiro_____

Julgamento: _____Assinatura: _____

*Ao meu pai, **Carlos Oliscovicz**, pelo exemplo de perseverança que me deu desde criança com suas filosofias de otimismo, fé, e o poder do “acreditar”; que se tornaram ainda mais fortes e influentes na minha vida nos últimos anos. Obrigada pelos ensinamentos os quais aplico constantemente em minha vida, e pela semente de determinação plantada em meus sonhos.*

*À minha mãe, **Jucicleide Ferraz Oliscovicz**, pela amizade, incentivo e compreensão. Pela presença tão real, apesar da distância. Pelas palavras tão sinceras, responsáveis pelo meu auto-conhecimento e reflexão, e tão aconchegantes, semeadoras de paz interior. Pela alegria sempre presente e energia contagiante, que independente das dificuldades ou das saudades, me presenteava sorrisos e força.*

*Ao meu irmão, **Alexandre Ferraz Oliscovicz**, pelo companherismo, carinho e pela cumplicidade. Pelo fato de existir e me fazer uma criança, e hoje uma pessoa, mais feliz por ter como melhor amigo meu irmão.*

*Ao **Hugo Faizano Rollo**, por nunca deixar uma lágrima minha cair, por sempre me fazer sorrir. Por me escutar, me dar o valor necessário para ter forças numa estrada tão íngreme, e proteção para tornar as quedas aprendizados e as vitórias inesquecíveis.*

DEDICO

AGRADECIMENTOS

*Á **Deus**, por iluminar meu caminho e me dar forças para concluir mais uma etapa da minha vida.*

*À minha orientadora de mestrado, de carreira acadêmica e de vida, **Profa. Dra. Andréa Candido dos Reis**. Pelas suas filosofias de vida, pelas suas palavras tão sábias. Por me ensinar o caminho, me dar as setas, me guiar, mas não o fazer por mim. Por me levar ao aprendizado pela experiência, por tornar tão harmoniosa a convivência. Pelos ensinamentos sobre a aplicabilidade que a pesquisa pode ter como benefício para população. Muitas vezes me emocionei e os momentos não esquecerei, seja como aprendizagem ou como sinal de amizade.*

*Ao **Prof Dr. Antônio Carlos Shimano**, por desenvolver o papel em meu mestrado de um co-orientador de consideração. Pela sabedoria, pelos ensinamentos de engenharia que me permitiram a visão ampla dos materiais dentários, aumentando assim, a aplicabilidade e a compreensão destes. Obrigada pela paciência e eterna disposição.*

*Ao **Prof. Dr. Ivo Correa**, por desenvolver em mim, a curiosidade científica dentro dos materiais dentários e por fazer eu me encantar pela carreira acadêmica dentro dos seus vários campos de visão. Obrigada pelo incentivo, pelos conselhos, pela amizade.*

*A **Profa. Dra. Camila Tirapelli** pela sua orientação dentro do Programa de Aperfeiçoamento ao Ensino (PAE). Pela sua compreensão e pelos seus ensinamentos.*

*A **Profa. Dra. Cláudia Helena Lovato**, pela sua orientação, dedicação e paciência na assistência clínicas aos pacientes do DAPE (Desmistificando o Atendimento Odontológico a Pacientes com Necessidades Especiais).*

*A **Profa. Dra. Fernada Panzeri Pires de Souza**, por sempre estar tão disposta a escutar, pelo seu trabalho honesto e digno de orgulho na coordenação do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral do Departamento de Materias Dentários e Prótese da FORP.*

*Ao **César Penazzo Lepri**, por todo o desenvolvimento da estatística dos resultados de minha pesquisa, sempre prestativo a ensinar e enriquecer meu conhecimento nessa área.*

*Aos alunos de iniciação científica, **Carla Mazzo, Mariana Valente, Vitor Correa, Mariana Daltoé, Ana Beatriz Teixeira, Gabriela Beja**; por tornarem o grupo de pesquisa tão harmonioso, e serem reflexo de que a “união faz a força”. Obrigada, pelos auxílios e por cada braço articulado influenciar na conquista dos objetivos de cada trabalho.*

*Aos amigos da minha **turma de mestrado em Reabilitação Oral da FORP – 2010/I**, pelo companheirismo, por mostrarem que é possível que pessoas da mesma área e com os mesmos objetivos podem viver em paz e ainda, ajudar um ao outro nos mais variados assuntos, desde seminários a dilemas pessoais. Obrigado por fazerem meu curso mais prazeroso de ser vivido, devido à harmonia sempre reinante, e aos elogios e críticas mútuos, incentivadores e enriquecedores nas nossas carreiras.*

*A **Adriana de Souza Freitas**, por se tornar uma irmã para mim, por ceder espaço, por abrir a casa, a vida, o coração. Por me permitir abrir o meu coração. Por me escutar domingo de manhã, terça à noite, qualquer dia, qualquer horário, sempre disposta. Obrigada por me por pra cima, por me fazer me sentir capaz, pelas palavras sábias e esclarecedoras. Obrigada pela amizade, pelo companheirismo, por ter entrado em minha vida ao acaso, mas não por acaso.*

*A **Shirley Regina Fabro Bertolini**, pela presença tão constante durante todos os dias, pelos conselhos, por me escutar. Pelas reflexões sobre a vida, que nos abrem os olhos para a realidade e para o quão uma amizade como esta é rara e uma*

dádiva. Obrigada por ser minha companheira, por me acolher. Por me deixar mais feliz longe da família, por desenvolver parte do papel dela.

*À minha tia **Juliana Ferraz**, por ser sempre tão presente, apesar da distância; se mostrar uma grande amiga, onde me deu votos de confiança e com sua experiência, me ensinou a ter força e determinação, independente dos obstáculos e desvios. Obrigada por sempre me fazer me sentir uma pessoa melhor.*

*Às minhas duas avós, **Joana Oliscovicz e Zenir Ferraz**, por rezarem para o alcance das minhas conquistas e me passarem tanta sabedoria vinda com a idade e a vivência.*

*Ao **Ronaldo Silva** e sua assistente **Lilian**, pela colaboração, empréstimo dos equipamentos utilizados para análise de frequência de ressonância, e por cederem o precioso tempo exigido numa clínica de reabilitação oral.*

*Á secretária do Departamento de Biomecânica, Medicina, e Reabilitação do Aparelho Locomotor, **Maria Teresinha de Moraes**, pela sua prestatividade, disposição e simpatia.*

*Á secretárias do Departamento Materiais Dentários e Protése, **Regiane de Cássia Tirado Damasceno, Fernanda Talita de Freitas**, e **Ana Paula Xavier**, por sempre esclarecerem minhas dúvidas e me concederem atenção durante o curso.*

*Ao **Rodrigo Okubo**, pela sua disposição e paciência no corte de osso para o desenvolvimento do trabalho.*

*Ao **Rodrigo Rosa**, pela suas idéias e ensinamentos, mesmo que em poucos encontros, mas tão enriquecedores.*

A engenheira **Ana Paula Macedo**, do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, por seus esclarecimentos, sua paciência e contribuição no esclarecimento de dúvidas relacionadas ao trabalho.

Ao **Luiz Antônio Pitangui**, representante da marca do motor elétrico cirúrgico Destscler, pela constatação e compreensão no seu empréstimo.

Ao **Luiz Sérgio Soares**, pela atenção e prestatividade na Oficina do Departamento de Materiais Dentários e Prótese.

Ao **Edson Volta** e ao **Ricardo de Souza Antunes**, pela paciência, compreensão e assistência com a utilização do espaço no Laboratório do LIPEM.

Ao **Frigorífico Silfrigo**, pelo fornecimento dos ossos suínos.

Ao açougue **A. Rodrigues Carnes Nobres**, pelo separação dos ossos suínos.

À **Nacional Ossos**, pelo fornecimento de poliuretanas para o desenvolvimento da pesquisa.

A **Conexão Sistema de Próteses**, pelo fornecimento de kits para instalação e perfuração dos implantes, e pelos esclarecimentos quando houveram as dúvidas.

Ao **CNPq**, Conselho Nacional de Pesquisa, pela bolsa de mestrado concedida.

O Conhecer
Busca incansável do porquê
O Buscar
A procura do alcançar
O Procurar
Aprendizado do meio de encontrar
O Aprender
Interminável fim de saber
A Sabedoria
Finalidade deste dia
O Finalizar
Novo passo a começar.

Nathalia Ferraz Oliscovicz

RESUMO

OLISCOVICZ, N.F. INFLUÊNCIA DO DESIGN, TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE E DENSIDADE DO SUBSTRATO NA ESTABILIDADE PRIMÁRIA DE IMPLANTES ODONTOLÓGICOS. ANÁLISE POR MEIO DE TORQUE DE INSERÇÃO, RESISTÊNCIA AO ARRANCAMENTO E FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA. Ribeirão Preto, 2011. 154p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

A grande variedade de *designs* de implantes disponíveis no mercado, assim como a variabilidade óssea nos pacientes, torna cada vez mais difícil a seleção do implante que permita obter uma maior estabilidade primária, fator essencial para osseointegração. O objetivo desse trabalho foi avaliar a influência do formato e tratamento de superfície de implantes, assim como do substrato utilizado, na estabilidade primária; aferida por meio de ensaios de desempenho e frequência de ressonância. Foram utilizados 32 implantes Conexão®: 8 implantes cilíndricos hexágono externo sem tratamento de superfície (MS), 8 cilíndricos hexágono externo com tratamento Porous duplo (MP), 8 cilíndricos hexágono interno com tratamento Porous (CA), 8 cônicos sem tratamento (CC); todos com 11,5 mm de comprimento, e 3,75 mm de diâmetro para cilíndricos e 3,5 mm para os cônicos. Foram inseridos em diferentes substratos: osso de costela suína; osso artificial de poliuretana Synbone®; poliuretana Nacional® em três densidades - 15, 20 e 40 PCF; e madeira pinus. Para o ensaio de desempenho foi quantificado o torque de inserção com o torquímetro digital Kratos®, e a força de arrancamento por meio de força axial de tração com célula de carga de 200 kg, realizada na Máquina Universal de Ensaio Emic® DL-10000, e Software Tesc 3.13. A análise da frequência de ressonância foi realizada com o aparelho Osstell Mentor®. Para obtenção dos resultados estes receberam tratamento estatístico ANOVA e Teste de Tukey com nível de significância a 5%. Ao analisar o torque de inserção, implantes com tratamento de superfície não foram diferentes estatisticamente dos usinados, assim como os implantes cilíndricos não tiveram diferença estatística com os cônicos em todos os substratos ($p > 0,05$), com exceção da poliuretana Synbone®, onde os cônicos apresentaram a menor média ($4,45 \pm 0,82$) e tiveram diferença estatística com os cilíndricos, hexágono externo ($MP = 11,39 \pm 0,76$; $MS = 10,34 \pm 1,68$), e interno ($12,18 \pm 3,78$). No osso suíno, na poliuretana Nacional® de 15 PCF e na madeira, os implantes cônicos mostraram um melhor desempenho que nos outros substratos. Da mesma forma que no torque de inserção, em relação à força máxima de arrancamento, implantes tratados e usinados, assim como cônicos e cilíndricos, não tiveram diferença estatística ($p > 0,05$), em todos os substratos; implantes cônicos só não apresentaram menores médias de força de arrancamento em matérias menos densas - osso suíno ($138,19 \pm 57,41$ N), poliuretana Nacional® de 15 ($209,57 \pm 9,60$ N) e 20 PCF ($206,57 \pm 31,51$ N). Os valores de frequência de ressonância mostraram que, apesar dos implantes com tratamento de superfície apresentarem maior média de ISQ que os implantes usinados em todos os substratos, estes não apresentaram diferença estatística entre si ($p > 0,05$), com exceção da inserção na poliuretana Nacional de 20 PCF. Pôde-se concluir que, tanto o formato, como o tratamento de superfície dos implantes não influenciaram nas análises realizadas, entretanto, o substrato utilizado e sua densidade tiveram uma maior influência nos resultados obtidos.

Palavras-Chave: Implantes Dentários, Biomecânica, Substitutos ósseos.

ABSTRACT

OLISCOVICZ, N.F. INFLUENCE OF THE DESIGN, SURFACE TREATMENT AND SUBSTRATE DENSITY ON THE PRIMARY STABILITY OF DENTAL IMPLANTS. ANALYSIS USING INSERTION TORQUE, PULL-OUT STRENGTH AND RESONANCE FREQUENCY. Ribeirão Preto, 2011. 154p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

The great variety of implant types available in the market, as well as the variability of patients' bones, makes the selection of the implant that allows greatest primary stability, an essential factor for osseointegration, increasingly difficult. The aim of this study was to evaluate the influence of the format and surface treatment of implants, as well as the substrate used in primary stability; verified through resonance frequency and performance tests. 32 Conexão[®] implants were used: 8 cylindrical external hexagon implants without surface treatment (MS), 8 cylindrical external hexagon implants with double Porous treatment (MP), 8 cylindrical internal hexagon implants with Porous treatment (CA), and 8 tapered implants without treatment (CC). All had a length of 11.5 mm, while the cylindrical ones had a diameter of 3.75 mm compared with 3.5 mm for the tapered ones. They were inserted in different substrates: pig rib bone; artificial bone made from polyurethane Synbone[®]; Nacional[®] polyurethane in three densities - 15, 20 and 40 PCF; and pinus wood. For the performance test the insertion torque (N.cm) was quantified using the digital Kratos[®] torque meter, and the pull-out force (N) by means of axial traction force with a 200 kg load cell, carried out in the Emic[®] DL-10000 Universal Test Machine and the Tesc 3.13 software. The analysis of the resonance frequency (ISQ) was carried out with the Osstell Mentor[®] device. To obtain the results the ANOVA and Tukey statistical tests were used with a level of significance 5%. When analyzing the insertion torque, implants with surface treatment were not statistically different from the machined ones, nor did the cylindrical implants have any statistical difference from the tapered ones in all the substrates ($p > 0.05$), with exception of polyurethane Synbone[®], where the tapered ones had a lower average (4.45 ± 0.82) and a statistical difference from the external hexagon ($MP = 11.39 \pm 0.76$; $10.34 MS = \pm 1.68$), and internal hexagon (12.18 ± 3.78) cylindrical ones. In the pig bone, the 15 PCF Nacional[®] polyurethane and the wood tapered implants had a better performance than in the other substrate. Similar to the insertion torque, treated and machined implants, and tapered and cylindrical, did not have any statistical difference ($p > 0.05$) in all the substrates; tapered implants only did not have a lower average of pull-out except in less dense substrates – pig bone (138.19 ± 57.41 N), 15 Nacional[®] polyurethane (209.57 ± 9.60 N) and 20 PCF (206.57 ± 31.51 N). Internal cylindrical hexagon implants had the highest numerical average of all the inserted materials. The resonance frequency values showed that although the implants with surface treatment had a greater average ISQ than the machined implants in all the substrates, there was no statistical difference between them ($p > 0.05$), with the exception of the insertion of 20 PCF Nacional[®] polyurethane. It can be concluded that both the format and surface treatment of implants did not influence the analyses, however, the substrate used and their densities had a bigger influence on the results obtained.

Keywords: Dental implants, Biomechanics, Bone substitutes.

LISTA DE FIGURAS

Figura 01	Implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico Conexão®	55
Figura 02	Cilindro de PVC.....	56
Figura 03	Contra-ângulo e motor elétrico Dentscler®	58
Figura 04	Kit cirúrgico Master Conexão®	58
Figura 05	Monta-implante de implante hexágono externo cilíndrico.....	58
Figura 06	Monta-implante acoplado no Master Screw.....	58
Figura 07	Chave de inserção do implante hexágono interno.....	58
Figura 08	Catraca cirúrgica manual Conexão®.....	58
Figura 09	Torquímetro digital Mackena®	59
Figura 10	Máquina Universal de Ensaios EMIC®	60
Figura 11	Acessórios para conexão do implante a máquina de ensaios.....	60
Figura 12	Dispositivo para ensaio de arrancamento.....	60
Figura 13	Osstell™ Mentor.....	60
Figura 14	Segmento ósseo de costela suína	62
Figura 15	Corpo de prova de osso suíno em cilindro de resina acrílica.....	63
Figura 16	Corpo de prova de madeira.....	64
Figura 17	Corpo de prova de poliuretano Nacional®	65
Figura 18	Osso de fêmur artificial Synbone®	66
Figura 19	Corpo de prova Synbone®	66
Figura 20	Morsa para perfuração e instalação de implantes.....	67
Figura 21	Perfuração de orifício na madeira para instalação de implante.....	67
Figura 22	Inserção do implante com catraca manual.....	68
Figura 23	Corpo de prova de costela suína com perfuração	69

Figura 24	Corpo de prova de costela suína com implante inserido.....	69
Figura 25	Corpo de prova de madeira com perfuração.....	69
Figura 26	Corpo de prova de poliuretana Nacional [®] com perfurações e implante	70
Figura 27	Corpo de prova de poliuretana Synbone [®] com perfurações.....	70
Figura 28	Corpo de prova de poliuretana Synbone [®] com implantes inseridos.....	70
Figura 29	Análise do torque de inserção de implante inserido no Synbone [®]	72
Figura 30	Ensaio de arrancamento no osso suíno	73
Figura 31	Ensaio de arrancamento na madeira.....	73
Figura 32	Ensaio de arrancamento na poliuretana Nacional [®]	73
Figura 33	Ensaio de arrancamento na poliuretana Synbone [®]	73
Figura 34	Análise da frequência de ressonância de implante em osso suíno.....	75
Figura 35	Análise da frequência de ressonância de implante inserido na poliuretana Nacional [®]	75

LISTA DE TABELAS

Tabela 01	Grupos de implantes divididos de acordo com o formato, tratamento de superfície e conexão protética.....	66
Tabela 02	Média e desvio-padrão do torque de inserção (N.cm) dos implantes MasterPorous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos nos diferentes substratos.....	77
Tabela 03	Média e desvio-padrão da força máxima de arrancamento (N) dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos nos diferentes substratos.....	83
Tabela 04	Média e desvios-padrão do quociente de estabilidade primária (ISQ) dos implantes Master Porous e Master Screw inseridos nos diferentes substratos.....	88

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 Força x deslocamento do ensaio de arrancamento do implante Conect Cônico inserido na poliuretana Nacional [®] 15 PCF.....	74
Gráfico 2 Gráfico ilustrando o torque de inserção dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos no osso de costela suína.....	78
Gráfico 3 Gráfico ilustrando o torque de inserção dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos no osso artificial de poliuretana Synbone [®]	79
Gráfico 4 Gráfico ilustrando o torque de inserção dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos no osso artificial de poliuretana Nacional [®]	80
Gráfico 5 Gráfico ilustrando o torque de inserção dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos na madeira.....	81
Gráfico 6 Gráfico ilustrando o torque de inserção dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos no osso suíno, Synbone [®] , poliuretana Nacional [®] nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, e na madeira.....	82
Gráfico 7 Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos no osso de costela suína.....	83
Gráfico 8 Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos no osso artificial de poliuretana Synbone [®]	84
Gráfico 9 Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos no osso artificial de poliuretana Nacional [®]	85
Gráfico 10 Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos na madeira.....	86
Gráfico 11 Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos no osso suíno, Synbone [®] , poliuretana Nacional [®] nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, e na madeira.....	87

Gráfico 12 Gráfico ilustrando o quociente de estabilidade primária (ISQ) dos implantes Master Porous e Master Screw inseridos no osso suíno, Synbone®, poliuretana Nacional® nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, e na madeira.....	88
Gráfico 13 Gráfico ilustrando o torque de inserção do implante Master Porous inserido em osso suíno, poliuretana da marca Nacional® nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, poliuretana da marca Synbone®, e madeira.....	90
Gráfico 14 Gráfico ilustrando o torque de inserção do implante Master Screw inserido em osso suíno, poliuretana da marca Nacional® nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, poliuretana da marca Synbone®, e madeira.....	91
Gráfico 15 Gráfico ilustrando o torque de inserção do implante Conect AR inserido em osso suíno, poliuretana da marca Nacional® nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, poliuretana da marca Synbone®, e madeira.....	92
Gráfico 16 Gráfico ilustrando o torque de inserção do implante Conect Cônico inserido em osso suíno, poliuretana da marca Nacional® nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, poliuretana da marca Synbone®, e madeira.....	93
Gráfico 17 Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento do implante Master Porous inserido em osso suíno, poliuretana da marca Nacional® nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, poliuretana da marca Synbone®, e madeira.....	94
Gráfico 18 Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento do implante Master Screw inserido em osso suíno, poliuretana da marca Nacional® nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, poliuretana da marca Synbone®, e madeira.....	95
Gráfico 19 Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento do implante Conect AR inserido em osso suíno, poliuretana da marca Nacional® nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, poliuretana da marca Synbone®, e madeira.....	96
Gráfico 20 Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento do implante Conect Cônico inserido em osso suíno, poliuretana da marca Nacional® nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, poliuretana da marca Synbone®, e madeira.....	97
Gráfico 21 Gráfico ilustrando o quociente de estabilidade primária (ISQ) do implante Master Porous inserido em osso suíno, poliuretana da marca Nacional® nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, poliuretana da marca Synbone®, e madeira.....	99
Gráfico 22 Gráfico ilustrando o o quociente de estabilidade primária (ISQ) do implante Master Screw inserido em osso suíno, poliuretana da marca Nacional® nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, poliuretana da marca Synbone®, e madeira.....	99

LISTA DE ABREVIATURAS, SÍGLAS E SINONÍMIAS

Osso D1	- Osso cortical denso
Osso D2	- Osso cortical poroso e trabeculado grosseiro
Osso D3	- Osso cortical poroso (fino) e trabeculado delgado
Osso D4	- Osso trabeculado fino
TC	- Tomografia Computadorizada
TBV	- <i>Trabecular bone volume</i> ou Volume ósseo trabecular
HU	- <i>Hounsfield unit</i>
PCF	- <i>Pound cubic foot</i> ou libra por polegada cúbica
PVC	- Policloreto de polivinila
ASTM	- <i>American Society for Testing Materials</i>
ISQ	- <i>Implant stability quotient</i> ou quociente de estabilidade do implante
SLA	- <i>Sandblasted with large grit and acid etched</i> ou jateada com partículas grandes e atacada por ácido.
<i>per operandum</i>	- momento da operação
<i>design</i>	- desenho, modelo, configuração
<i>pull-out</i>	- arrancar
<i>push-out</i>	- empurrar para fora

LISTA DE SÍMBOLOS

g	- Grama
Kg	- Kilograma
g/cm³	- Grama por centímetro ao cubo
mm	- milímetro
N.cm	- Newton vezes centímetro
%	- Porcentagem
Mg	- Magnésio
°	- Grau
®	- Marca registrada
N	- Newton
°C	- Celsius (medida de temperatura)
rpm	- rotações por minuto
Hz	- Hertz

SUMÁRIO

RESUMO	10
ABSTRACT	11
LISTA DE FIGURAS	12
LISTA DE TABELAS	14
LISTA DE GRÁFICOS	15
LISTA DE ABREVIATURAS, SÍGLAS E SINONÍMIAS	17
LISTA DE SÍMBOLOS	18
1 INTRODUÇÃO	22
2 REVISÃO DA LITERATURA	28
2.1 Tipos de Implantes	29
2.1.2 Tratamento de Superfície de Implantes	30
2.1.2 <i>Designs</i> de Implante	36
2.2 Substratos para Instalação de Implantes	41
2.3 Métodos para Aferição da Estabilidade Primária	46
2.3.1 Torque de Inserção.....	47
2.3.2 Força Máxima de Arrancamento.....	48
2.3.3 Frequência de Ressonância.....	50
3 PROPOSIÇÃO	53
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	55
4.1 Material.....	55
4.1.1 Implantes.....	55
4.1.2 Substratos para instalação dos implantes	55
4.1.3 Acessórios e equipamentos para obtenção dos corpos de prova.....	56
4.1.4 Acessórios e equipamentos para inserção dos implantes.....	57
4.1.5 Acessórios e equipamentos para realização das análises dos implantes	59
4.2 Métodos.....	61
4.2.1 Método de Obtenção dos Corpos de Prova.....	61
4.2.1.1 <i>Corpos de Prova de Costela Suína</i>	61
4.2.1.2 <i>Corpos de Prova de Madeira</i>	63
4.2.1.3 <i>Corpos de Prova de Poliuretana</i>	64
4.2.1.3.1 <i>Poliuretana Nacional®</i>	65

4.2.1.3.2 <i>Poliuretana Synbone®</i>	65
4.2.2 Seleção dos Implantes	66
4.2.3 Método de Inserção dos Implantes	67
4.2.4 Ensaios.....	71
4.2.4.1 <i>Quantificação do Torque de Inserção</i>	71
4.2.4.2 <i>Resistência ao Arrancamento</i>	72
4.2.4.3 <i>Análise do Coeficiente de Estabilidade do Implante</i>	74
4.3 Forma de Análise dos Resultados	75
5. RESULTADOS.....	77
5.1 Tratamento de superfície e <i>designs</i> de implantes.....	77
5.1.1 Torque de Inserção	77
5.1.2 Força Máxima de Arrancamento	82
5.1.3 Frequência de Ressonância	87
5.2 Substrato para inserção dos implante	89
5.2.1 Torque de Inserção	89
5.2.2 Força Máxima de Arrancamento	93
5.2.3 Frequência de Ressonância.....	97
6. DISCUSSÃO	101
6.1 Tratamento de superfície dos implantes	101
6.1.1 Torque de Inserção.....	103
6.1.2 Força Máxima de Arrancamento (ASTM F543).....	107
6.1.3 Frequência de ressonância.....	112
6.2 <i>Designs</i> dos implantes.....	114
6.2.1 Torque de Inserção.....	115
6.2.2 Força Máxima de Arrancamento (ASTM F543)	120
6.3 Substrato para inserção dos implantes	124
6.3.1 Torque de Inserção.....	127
6.3.2 Força Máxima de Arrancamento (ASTM F543)	131
6.3.3 Frequência de Ressonância	132
7. CONCLUSÃO.....	138
8 REFERÊNCIAS	140

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A utilização dos implantes osseointegrados na reabilitação oral teve um aumento significativo nos últimos anos em função de estudos que apresentaram altos índices de sucesso (Turkylmaz *et al.*, 2008; Aksoy *et al.*, 2009; Browsers *et al.*, 2009; Rozé *et al.*, 2009; Song *et al.*, 2009), e do desenvolvimento científico e industrial que ampliou a aplicação desses implantes. No entanto, para a obtenção de um prognóstico favorável alguns requisitos são essenciais, como o planejamento cirúrgico, o conhecimento do leito ósseo, e a correta seleção do implante; para impedir a micromovimentação do implante no ato cirúrgico, definida como estabilidade primária (Carvalho *et al.*, 2008).

A estabilidade primária é essencial na Implantodontia Odontológica para que ocorra a cicatrização natural e formação óssea efetiva (Morton *et al.*, 2004; Chong *et al.*, 2009), assim como para a manutenção de tecidos duros e moles periimplantares (Hermann *et al.*, 2001; Glauser *et al.*, 2004; Salmória *et al.*, 2008); portanto, é uma condição determinante para a ocorrência da osseointegração (Trisi *et al.*, 1999; Carvalho *et al.*, 2008, Cehreli *et al.*, 2009a, 2009b; Chong *et al.*, 2009; Browsers *et al.*, 2009; Kahraman *et al.*, 2009; Degidi *et al.*, 2010).

Para ocorrência da fixação inicial logo após o término da inserção do implante e, sabendo que a estabilidade pode diminuir com o tempo com a remodelação do osso periimplantar (Çehreli *et al.*, 2009a, 2009b); alguns fatores biológicos e mecânicos devem ser respeitados (Turkylmaz *et al.*, 2008; Browsers *et al.*, 2009, Çehreli *et al.*, 2009a, 2009b; Chong *et al.*, 2009; Kahraman *et al.*, 2009). Estes fatores podem ser inerentes ao paciente, como os índices clínicos periimplantares, a

qualidade, densidade e o volume ósseo; e fatores dependentes da técnica cirúrgica e da correta seleção dos implantes, considerando sua morfologia macroscópica e microscópica (Rosa *et al.*, 2008; Aksoy *et al.*, 2009; Chong *et al.*, 2009; Kahraman *et al.*, 2009; Tabassum *et al.*, 2010). Tais fatores possuem uma interdependência, onde o conhecimento sobre a densidade e o volume ósseo é fundamental para que o cirurgião-dentista planeje o tipo de cirurgia adequada e selecione o *design* de implante que obtenha maior estabilidade primária.

A seleção de um implante adequado é cada vez mais difícil, diante da grande variedade de marcas e modelos macro e microestruturais disponíveis no mercado. A macroestrutura ou *design* pode diferir quanto ao tamanho, formato, desenho, número e profundidade das espiras do parafuso, e tipo de conexão protética (Martínez González *et al.*, 2006); e a microestrutura quanto ao tratamento de superfície; onde cada um é indicado para determinado tipo de osso. Esse fato, e até mesmo a pouca informação sobre a eficácia da variação dos modelos, deixa o cirurgião em dúvida ou o leva a desconsiderar essas características, principalmente as relacionadas com as espiras do implante.

As variadas modificações no desenho do corpo e na superfície do implante têm a finalidade de aumentar a área de superfície em contato com o osso e, conseqüentemente, a osseointegração, a estabilidade inicial e a distribuição de cargas mastigatórias funcionais (Rosa *et al.*, 2008; Carvalho *et al.*, 2009). Desta forma, estudos buscam avaliar estes materiais, para que se conheça quais são capazes de favorecer e influenciar a estabilidade do implante (O'Sullivan *et al.*, 2000; Zreiqat *et al.*, 2005; Akça *et al.*, 2006), e ampliar a indicação da técnica de carga imediata (O'Sullivan *et al.*, 2000).

Independente da aplicação da carga ser imediata, todos os tipos de implantes têm a necessidade de certo nível de estabilidade no leito ósseo após sua inserção, pois é um requisito para o tratamento protético ser iniciado (Branemärk *et al.*, 1999; Glauser *et al.*, 2001, 2003; Balshi *et al.*, 2005). Portanto, além da correta seleção de um implante, a estabilidade primária deve ser avaliada previamente a aplicação de cargas impostas sobre a plataforma protética (Glauser *et al.*, 2004; Morton *et al.*, 2004; Boronat López *et al.*, 2006, Song *et al.*, 2009; Degidi *et al.*, 2010).

O conhecimento do *design* é fundamental no prognóstico dos implantes osseointegrados; e uma vez que está relacionado com a estabilidade primária, é importante a sua mensuração. A técnica deve obedecer alguns requisitos como não ser invasiva; não colocar em risco o sucesso do implante; ser de simples aplicabilidade, permitindo fazê-la de maneira simples e rápida; e deve estar relacionada com um ou mais fatores que influenciam a osseointegração, como a qualidade óssea. (Carvalho *et al.*, 2008).

Para avaliar a densidade óssea ao redor do implante diversas técnicas não invasivas, como classificações e a sensibilidade tátil por percepção são utilizadas. No entanto, trabalhos prévios afirmam que a capacidade do cirurgião predizer a estabilidade primária pela análise subjetiva nem sempre é eficaz, principalmente em baixos valores de fixação inicial. Portanto, mensurações sistemáticas mais objetivas devem ser encorajadas, bem como a correlação com o formato e tratamento de superfície de implantes, principalmente em casos onde o objetivo é o protocolo de carga imediata (Degidi *et al.*, 2010). Alguns métodos clínicos, como o torque de inserção e a análise da frequência de ressonância são propostos para esta utilidade através da obtenção da previsibilidade da estabilidade inicial do implante dentário

por meio de um valor numérico (Turkyilmaz *et al.*, 2008; Aksoy *et al.*, 2009; Chong *et al.*, 2009; Kahraman *et al.*, 2009; Degidi *et al.*, 2010).

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 (Müller e Patsalis, 1997; Inceoglu *et al.*, 2004; Simanka *et al.*, 2006; Leite *et al.*, 2008; Rosa *et al.*, 2008; Salmória *et al.*, 2008; Zamarioli *et al.*, 2008). A resistência do implante ao arrancamento é proporcional a superfície de rosca em contato com o tecido ósseo, o que evita a sua soltura e a classifica como uma propriedade de estabilidade do parafuso (Hsu *et al.*, 2005; Rosa *et al.*, 2008). Além de relacionada à geometria e à dimensão dos implante, tem como fatores influentes a técnica cirúrgica e a qualidade do tecido ósseo no qual são implantados (Zdeblick *et al.*, 1993; Inceoglu *et al.*, 2004; Zamarioli *et al.*, 2008). A análise através desse ensaio sugere a correlação entre o formato, as propriedades físicas e químicas da superfície do parafuso (Kim *et al.*, 2008) e a estabilidade do implante no sentido axial.

Atualmente não há disponível na literatura relatos sobre a resistência ao arrancamento em implantes dentários. Acredita-se que este ensaio, associado ao torque de inserção e a frequência de ressonância, possa acrescentar conhecimentos com relação à fixação inicial de implantes com diferentes formatos e tratamentos de superfície; uma vez que pode quantificar a força máxima necessária para desestabilização do implante no osso. Estes estudos são importantes para que pesquisadores se dediquem à busca de novos materiais, dispositivos e *designs* de parafuso que possam preencher as lacunas oferecidas pelas limitações da técnica cirúrgica e da qualidade e quantidade óssea do sítio ósseo receptor do implante.

Além disso, o conhecimento adquirido auxilia na adequada seleção de implantes para determinados casos, o que é imperativo para diminuir a magnitude, a quantidade, e o tipo de cargas impostas na interface implante/osso (Astrand *et al.*, 1999).

2 REVISÃO DA LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

A Implantodontia tem como objetivo a substituição de dentes ausentes e, portanto, a obtenção de vantagens como a devolução da estética, função do sistema estomatognático, e manutenção do osso alveolar. Entretanto, a terapia com implantes só tem sucesso com a osseointegração. Em 1952, Bränemark *et al.* realizaram os primeiros estudos experimentais com implantes ao analisar a fusão do osso com o titânio, e perceberam que esta interação não apresentava reações adversas significativas com tecidos moles e duros durante o período de 10 anos. A osseointegração foi descrita somente em 1977, como a obtenção do contato microscópico direto da interface osso-implante sem a interposição de tecido fibroso sobre uma porção significativa do corpo do implante (Bränemark *et al.*, 1977 *apud* Misch, 2007). Hoje, é definida como uma condição clínica de ausência de mobilidade sob forças de 1 a 500 g aplicadas em direção vertical ou horizontal (Misch, 2007).

Para o alcance dessa estabilidade, considerada como secundária, fatores biológicos e mecânicos devem ser respeitados, como a estabilidade primária, definida como resistência à micro movimentação durante o estágio cirúrgico. Assim, espera-se que todo implante que apresente uma alta estabilidade primária obtenha sucesso na osseointegração ou na estabilidade secundária (Browers *et al.*, 2009; Carvalho *et al.*, 2008; Çeheli *et al.*, 2009; Chong *et al.*, 2009; Kahraman *et al.*, 2009; Rosa *et al.*, 2008; Turkylmaz e Mcglumphy, 2008).

A estabilidade primária, por sua vez, depende de fatores como a quantidade e qualidade óssea e; a técnica cirúrgica e a geometria do implante (Meredith, 1998). Portanto, muitos estudos têm sido realizados correlacionando a fixação inicial de

implantes com estas propriedades, como o objetivo de diminuir fracassos na ancoragem óssea (O'Sullivan *et al.*, 2000), e ampliar a indicação da técnica de carga imediata.

Para análise da estabilidade primária, muitos métodos já foram propostos, mas nenhum apresenta resultados totalmente precisos. Portanto, estudos têm se preocupado em analisar os métodos de aferição da estabilidade primária, assim como correlacionar com densidade óssea ou do substrato para a instalação dos implantes; tal como, com os diferentes modelos de implantes disponíveis no mercado. Somado a isso, a indústria tem se empenhado em desenvolver *designs* alternativos de implantes com diferentes conformações de roscas, formatos e tratamentos de superfícies para uma maior previsibilidade da estabilidade inicial, e portanto, da osseointegração.

2.1 Tipos de Implantes

A Implantodontia tem sofrido constantes transformações com o maior conhecimento sobre biologia óssea, o aumento das indicações dos implantes, e o desenvolvimento de novos desenhos e tratamentos de superfície dos mesmos (Martínez González *et al.*, 2006). Hoje, muitas marcas de implantes estão disponíveis, dificultando sua utilização sem o conhecimento do material, *design* e características de superfície, assim como da importância do procedimento cirúrgico de sua instalação e da qualidade óssea do paciente.

O *design* do implante, classificado de acordo com o seu material de constituição e sua morfologia (Worthington *et al.*, 2005), tem sido extensamente estudado por pesquisadores. Modificações no desenho do corpo do implante e na

sua superfície têm o objetivo de aumentar o sucesso clínico pela promoção de uma maior área de superfície; o que contribui para o aumento da resistência na interface osso-implante e, dessa forma, para o crescimento ósseo, a estabilidade inicial do implante e a melhor distribuição de carga (Carvalho *et al.*, 2009; Rosa *et al.*, 2008).

2.1.2 Tratamento de Superfície de Implantes

Para que ocorra a osseointegração é necessário o recrutamento e a diferenciação de células osteoindutoras na interface do implante, o que é diretamente influenciado pela sua rugosidade e topografia (Raghavendra *et al.*, 2005).

Em ossos de baixa densidade, como o tipo D4, uma ancoragem primária é dificultada, apesar das modificações existentes no *design* e na superfície do implante (Martinez *et al.*, 2001). Diante disso, além do uso de estratégias para aumento da quantidade e qualidade ósseas, tem se explorado progressivamente o desenvolvimento de biomateriais de implantes para alteração do comportamento celular na interface osso-implante (Stanford, 2008); importantes meios para aumentar a estabilidade primária em pobre tecido ósseo, sobretudo em carga imediata.

Implantes com superfície áspera e porosa têm a área de superfície efetiva aumentada em até 12 vezes em relação à mesma área de superfície lisa, o que confere um efeito osteoindutivo e aumenta a ancoragem do implante no osso, segundo observou Schroeder *et al.*, 1981 *apud* Dinato e Polido, 2001 em seus estudos histológicos. Portanto, por permitir uma maior previsibilidade da osseointegração, implantes com superfícies texturizadas são indicados para baixa

qualidade óssea, áreas enxertadas, e protocolos de instalação de implante imediato e carga imediata. Todavia, tais superfícies carecem de estudos longitudinais à longo prazo para o conhecimento disseminado de suas propriedades e efeitos (Todescan *et al.*, 2005).

Carvalho *et al.* (2009), através de uma revisão de literatura de 36 artigos de prévios 27 anos, avaliaram diferentes superfícies de implantes e seus efeitos na qualidade da osseointegração, no biomecanismo de distribuição de cargas e no sucesso a longo prazo; e concluíram que superfícies rugosas têm melhor e maior contato osso-implante, assim como, melhores características biomecânicas.

Seguindo a mesma linha de pesquisa, Tabassum *et al.* (2010) realizaram um estudo biomecânico do efeito da rugosidade da superfície de implantes na estabilidade primária. Por meio do torque de inserção e remoção, analisaram 160 implantes inseridos em blocos de poliuretano (Sawbone®) com densidade de 0,48 g/cm³, similar ao osso trabecular, e com uma lâmina de 0,0 a 2,5 mm para simular o osso cortical. Encontraram maiores valores de torque quando aumentavam a espessura da camada cortical, e em implantes com tratamento de superfície ácido, comparados aos implantes usinados.

A influência do tratamento de superfície na estabilidade primária também foi vista em dados obtidos pela análise da frequência de ressonância, onde os valores aumentavam de acordo com o tamanho do microporo e da espessura de óxido (Sul *et al.*, 2002). Comparando a estabilidade de implantes topograficamente modificados e com superfície modificada quimicamente, também por meio da análise de frequência de ressonância após seis semanas da instalação em osso de coelho, Sul

et al. (2009) observaram que a superfície modificada quimicamente teve maior média no quociente de estabilidade primária.

O tratamento ácido foi uma das primeiras técnicas de aumento do padrão profilométrico de implantes usinados. A superfície é caracterizada por uma rugosidade uniforme e pela formação de microporos - as microretenções. O controle do grau de porosidade da superfície, através da padronização da temperatura, concentração e tempo de aplicação dos ácidos; o baixo custo; e a associação aos métodos de limpeza das impurezas superficiais geradas pela usinagem, são algumas das vantagens desta técnica. Nestas superfícies com tratamento ácido, valores de torque de inserção permitem a sua aplicação clínica em casos que necessitam de uma maior estabilidade inicial como na carga imediata, visto por Martinez González *et al.* (2006).

Em 2008, Ferguson *et al.* compararam por meio de análise biomecânica e tomografia microcomputadorizada, a osseointegração de implantes com diferentes tratamentos de superfícies instalados *in vivo* em pélvis de carneiro. A densidade de osso periimplante e o torque de inserção foram mensurados após 2, 4 e 8 semanas da implantação. Para a densidade, não encontram diferença significativa e para o torque, após oito semanas observaram maiores valores em implantes de titânio com ataque ácido, cobertos com uma camada de fosfato de cálcio, com bifosfanatos, e com colágeno contendo sulfato chondroitin; sugerindo maior formação óssea periimplantar inicial que implantes com zircônia e titânio modificado por tratamento plasma-químico anódino.

Uma maior rugosidade analisada por meio de microscopia eletrônica e caracterização química por energia dispersa de raio-X e espectrometria de

fotoelétrons; foi observada em superfícies que recebem tratamento ácido e ataque químico (Avantblast®) comparadas aos grupos de implantes com tratamento mecanizado (Rodriguez Rius e Garcia Saban, 2005).

O tratamento com ácidos também foi analisado por Martínez González *et al.* (2006), que estudaram o torque de remoção de 12 implantes tratados com ácido fluorídrico e posteriormente com ácido fluorídrico e nítrico. Os implantes foram inseridos em cães e após 6 semanas foi retirada do osso uma metade, e depois de 12 semanas, a outra metade dos implantes. O torque de remoção após 6 semanas foi de 79,7 N.cm para implantes de 8 mm, e 115 N.cm para os de 10 mm. Após 12 semanas encontraram 101,2 e 139,7 N.cm para os implantes de 8 e 10 mm, respectivamente. Mediante os resultados do estudo, implantes com tratamento ácido mostraram características ótimas e pelos valores do torque de inserção observados sugeriram a possibilidade para aplicação em carga imediata.

Experimentos clínicos com mini-implantes porosos demonstraram sucesso de 95% após quatro anos, o que possibilitou a utilização de implantes menores em sítios com deficiência de osso, pois se observou aumento na área de superfície em comparação com implantes usinados (Deporter *et al.*, 1998).

Grassi *et al.* (2006), também realizaram um estudo comparativo entre implantes usinados (Master Screw, Conexão®) e implantes com superfície submetida a ataque ácido (Porous, Conexão®). Avaliou-se o contato ósseo com a superfície dos implantes 2 meses após a implantação e foi encontrada porcentagem de contato ósseo de $23,08 \pm 13,11$ para implantes usinados e de $39,04 \pm 15,75$ para superfície tratada.

Outra comparação entre implantes de superfície usinada e de superfície tratada, porém anodizada com o íon magnésio incorporado, evidenciou que superfícies anodizadas foram rápida e fortemente integradas ao tecido ósseo. Durante o teste para determinar o torque de remoção de implantes, a separação do implante usinado ocorreu na interface osso-implante, enquanto o implante tratado por anodização e com íon Mg incorporado ocorreu no interior do tecido ósseo, à distância da interface; o que demonstrou aumento da resistência da interface osseointegrada nos implantes com superfície tratada (Sul *et al.*, 2006).

Outro tipo de tratamento de superfície de implantes é a texturização por jateamento de partículas, a qual cria depressões irregulares sobre a superfície – as macroretenções (Todescan *et al.*, 2005). A associação deste ao tratamento ácido apresenta valores maiores no torque de remoção, em comparação com as superfícies somente tratadas por ácido (Smith *et al.*, 1991).

Teoricamente, uma superfície rugosa possui capacidade de estabelecer uma interação mecânica mais resistente que uma superfície lisa no ato da inserção do implante. Isto previne os micromovimentos tão perniciosos à formação da interface osseointegrada. Além disso, há maior rapidez de deposição óssea e, assim, na formação da interface. Entretanto, os implantes devem apresentar superfícies lisas nas áreas do corpo, onde haverá a formação da interface tecido mole-implante, ou onde se espera ocorrer reabsorção e posterior migração do tecido mole.

O melhor desempenho de implantes com superfícies tratadas pode ser explicado pelo fato da superfície dos implantes ser responsável pela modificação do comportamento celular (forma ou função), onde influencia no número, crescimento, e secreção de proteinases e expressões fenotípicas de células ósseas (Brunnete,

1988). Portanto, a superfície do implante possui potencial para selecionar determinadas populações celulares em detrimento de outras (mudanças da resposta biológica). Estudos, *in vitro*, observaram maior porcentagem de células semelhantes aos osteoblastos inseridos em superfícies texturizadas de titânio (Bowers *et al.*, 1992)

Alguns materiais como o silicone, a hidroxiapatita e o carbono, os quais são biocompatíveis, não são capazes de resistir às cargas parafuncionais que podem ser impostas sobre os implantes dentários quando utilizados como principal biomaterial de um implante. Portanto, estes materiais são utilizados como revestimento aplicado sobre um material de substrato mais forte, com a finalidade de produzir uma superfície áspera, o que aumenta o poder de ancoragem do implante ao tecido ósseo (Misch, 2006).

A vantagem de uma superfície texturizada é incontestável, confirmada pelo estudo de Carvalho *et al.* (2008) que observaram um maior contato osso-implante em implantes com a superfície rugosa, sendo este maior em superfícies que receberam tratamento ácido e ataque químico, comparadas as mecanizadas, segundo um estudo de Rodríguez Rius e García Saban (2005). No entanto, em espessuras de cortical óssea acima de 2,0 mm Tabassum *et al.* (2009) relatou não haver influência do fator rugosidade da superfície do implante.

Os trabalhos demonstram que as diferentes texturizações de superfície promovem, devido a sua topografia, maior contato ósseo e uma interface de maior resistência, o que as indicam para serem utilizadas em regiões de baixa qualidade óssea. No entanto, poucos estudos existem relatados na literatura, sobre a eficiência

dessa rugosidade na estabilidade inicial de implantes. O enfoque maior encontrado diz a respeito ao efeito osteoindutor e sua relação com a osseointegração.

2.1.2 *Designs* de Implante

Desde o início da história da Implantodontia, introduzida em 1809 por Maggiolo, que criou um implante em forma de raiz; muitos formatos foram testados ao longo dos anos. Com a crescente extensão do número de indicações do tratamento com implantes dentários e a significativa evolução na definição dos parâmetros clínicos, foram desenvolvidos três tipos diferentes de implante: cilindro oco, em versão reta e angulada; parafuso oco; e parafuso sólido (Tortamano Neto, 2007).

Para que seja considerado ideal, o *design* do implante deve apresentar algumas características, tais como, permitir a estabilidade imediata; proporcionar máxima ancoragem superficial; facilitar sua inserção; causar o menor trauma ósseo durante sua instalação; e resistir aos torques de remoção e inserção (Misch, 2006).

Portanto, o *design* do implante é um fator de grande influência na estabilidade primária. Entretanto, este parâmetro não deve ser somente o único considerado para esta questão; sendo de fundamental importância a observação da quantidade e qualidade óssea do sítio em que será instalado o implante.

Para o aumento da estabilidade primária na convencional técnica de Branemark *et al.* (1977), muitos autores recomendam que implantes com carga imediata obtenham associação de osso cortical denso, e ancoragem bicortical em ambos osso apical e da crista óssea (Chiapasco *et al.*, 1997; Schnitman *et al.* 1997; Tawse-Smith *et al.*, 2001). No entanto, no aspecto apical, essa ancoragem se torna impraticável em muitos casos, principalmente em regiões posteriores (Wang *et al.*

2009), pela necessidade de implantes mais longos; e sobretudo em ossos do tipo D2 e D3 na região anterior da mandíbula, devido a osteotomia mais longa poder causar aumento do risco cirúrgico pelo aquecimento excessivo do osso - principal causa de falha cirúrgica (Adell *et al.*, 1981). Portanto, aumentar o comprimento do implante não necessariamente seria uma solução vantajosa, exigindo o desenvolvimento de diferentes formatos macro e micrométricos de implantes.

Outro aspecto para a elaboração dos variados *designs* atuais de implantes pode ser estabelecido com referência na tensão aplicada ao implante - parâmetro importante para a manutenção do osso da crista do rebordo e do material de implante. A seleção apropriada do *design* do implante é imperativa para diminuir a magnitude, a quantidade, e o tipo de cargas impostas na interface implante/osso (Hansson, 1999; Astrand *et al.*, 1999, Kline *et al.*, 2002), pois o objetivo funcional do *design* é dissipar e distribuir as cargas biomecânicas da prótese implantossuportada. O controle dessas cargas depende, portanto, de soluções de engenharia no *design* de implantes para atingir os objetivos clínicos desejados em relação ao caráter da força aplicada. Por isso, além da avaliação do tipo de osso o qual o implante é inserido, a situação individual de aplicação de cargas também deve ser avaliada.

Assim, para compensar problemas encontrados na pobre quantidade e qualidade óssea, e para protocolos de carga imediata; o formato do implante e as características das roscas devem ser avaliados na escolha do tipo de implante a ser utilizado.

Segundo Chong *et al.* (2009) implantes completamente inseridos autorosqueantes têm maior estabilidade inicial que os que não possuem roscas. Isto se deve aos implantes lisos sem roscas fornecerem 30% a menos de área de superfície

que um implante rosqueado do mesmo tamanho, e ao papel que a primeira rosca dos implantes desempenha ao mudar forças de cisalhamento para forças de compressão ou de tensão. Através da geometria da rosca, implantes modificam a força aplicada na interface óssea (Misch, 2006). O osso possui maior resistência quando submetido a forças compressivas, sendo e 65% mais fraco nas forças de cisalhamento. Em muitas situações, um aumento na resistência do osso às cargas em 40 a 70%, é capaz de interromper o processo de perda óssea. Ainda que o osso cresça no metal liso, quando o implante é colocado em função; ele provavelmente sofrerá reabsorção sob a ação de cargas. Portanto, o desenho e, além disso, as roscas do implante, desempenham papel fundamental na quantidade de perda óssea (Misch, 2006), o que pode ser demonstrado por Jung *et al.*(1996), que descobriram que a perda estrutural da crista óssea nos primeiros 12 meses de carregamento corresponde ao comprimento do colar polido de implantes, responsável por transmitir forças de cisalhamento ao osso. Comprimentos diferentes de colar polido mostraram valores de perda óssea na crista variando entre 0,06 e 1,14 mm (Hansson, 1999; Astrand *et al.*, 1999; Kline *et al.*, 2002).

Analizando o formato, apesar de implantes cilíndricos lisos oferecerem maior facilidade na inserção cirúrgica, a interface osso/implante é submetida a tensões de cisalhamento significativamente maiores do que nos implantes cônicos lisos, os quais permitem que um componente da carga de compressão seja aplicado na interface osso/implante, propriedade proporcional ao grau de conicidade. No entanto, a conicidade é limitada a 30°, para que o comprimento do corpo do implante não seja significativamente reduzido, assim como a área de superfície total do implante. Já os implantes rosqueados com secções transversais circulares, além de

facilitarem a inserção cirúrgica e permitirem uma maior da área de superfície funcional, facilitam a fixação rígida inicial, o que limita os micromovimentos durante a cicatrização (Misch, 2006). Assim, as roscas dos implantes desempenham papel fundamental na estabilidade primária de implantes, como citado por Inceoglu *et al.* (2004), que definiram a quantidade e profundidade das roscas como variáveis que afetam a superfície funcional do implante.

Outro aspecto que levou os pesquisadores e a indústria a aperfeiçoar o *design* da área de superfície funcional do implante, foi o que se refere às reentrâncias ósseas da mandíbula e da maxila. Estas particularidades da anatomia humana impossibilitam instalações de implantes em posições satisfatórias, o que limita o carregamento de implantes com forma radicular ao longo dos seus eixos e impede a incidência de cargas compressivas ao osso. A angulação dos implantes para obter uma posição favorável, pode implicar em aumento da tensão a crista óssea, resultando em maior perda óssea periimplantar, sobretudo em pacientes que possuem hábitos parafuncionais. Diante disso, para suportar as cargas funcionais, os *designs* do formato e das roscas dos implantes sofrem modificações constantes, pois são responsáveis por dissipar as cargas de compressão e tensão na interface osso-implante fornecendo estabilidade inicial ao implante após a inserção cirúrgica. Isto é fundamental nas primeiras roscas do implante, na região mais próxima ao componente protético, pois a maior parte da tensão é aplicada na metade mais próxima a crista do implante, sendo esta zona muito importante para distribuir as tensões adequadamente (Misch, 2006).

O tamanho do implante também é importante para fornecer estabilidade primária e maior área superficial na interface osso/implante. No entanto, o maior

comprimento pouco influi para diminuir a tensão da carga oclusal na crista do rebordo ao redor do implante (Weinberg e Kruger, 1996; Lum, 1991; Lum *et al.*, 1992); o que pode ser observado por Nalluri e Strong, 1997 *apud* Misch, 2006; em seu estudo de análise de elementos finitos, que sugeriram que implantes mais longos possuem uma maior estabilidade sob cargas laterais; porém, observou que as tensões mais intensas ocorreram em regiões da crista óssea, independente do tamanho do implante, apoiando a opinião de que os implantes mais longos não são necessariamente melhores, existindo, entretanto, um comprimento mínimo de implantes para cada densidade óssea, dependendo da largura e do *design*.

A largura do implante também é um fator que pode aumentar a estabilidade primária devido à ancoragem nas corticais vestibular e lingual e uma maior superfície de interface osso-implante; além de fornecer mais resistência a tração, segundo um estudo de Kido *et al.* (1997). Wang *et al.* (2009) em concordância com este trabalho ainda relatou que nesses implantes mais largos com estabilização bicortical, os valores de frequência natural são maiores. Entretanto, Misch (2006) ressalta que o aumento da largura pode alterar a resistência a flexão uma vez que o módulo de elasticidade do titânio é maior que o do dente. Em áreas posteriores da maxila e mandíbula a magnitude de força aumenta e, por isso, o volume e altura do osso de rebordos residuais diminuem, exigindo, portanto, uma engenharia cuidadosa para o aperfeiçoamento do *design* do implante para suportar as cargas funcionais dentro destes limites anatômicos. Alguns estudos afirmam que a largura é mais importante que o comprimento do implante, contanto, que se tenha uma altura mínima para adquirir estabilidade inicial e resistência ao torque (Lum, 1991; Lum *et al.*, 1992).

Assim, o formato do implante pode ser o método mais fácil de aumentar significativamente a área de superfície e diminuir a influência das cargas impostas e, portanto, melhorar a estabilidade primária. Diante disso, as características biomecânicas extrínsecas que mais têm suscitado o interesse dos pesquisadores são a configuração geométrica e a topografia superficial do implante. Ambas são responsáveis pelo tipo de resposta tecidual à instalação de um elemento aloplástico; à agressão controlada durante o preparo do sítio ósseo; e ao carregamento do implante, quando cargas funcionais e parafuncionais incidirem sobre os componentes protéticos e destes aos implantes. Portanto, diversas características específicas do *design* do implante dentário podem ser variadas, conjunta ou independentemente, para aperfeiçoar a área da superfície funcional de transferência de carga.

2.2 Substratos para Instalação de Implantes

Devido à importância que a densidade óssea apresenta nos resultados de estabilidade primária e as análises mecânicas serem do tipo laboratorial, se torna necessário que se selecione materiais para serem utilizados como substratos substitutos ósseos para a instalação dos implantes. Muitos dos estudos que analisam a estabilidade primária de implantes *in vitro* são realizados em ossos de cadáveres com situações de variabilidade entre amostras ou indivíduos (Browers *et al.*, 2009). Esta variedade e as variáveis que influenciam na sua qualidade, como fenestrações que são freqüentes e desconhecidas nestes ossos, podem influenciar na confiabilidade e validade das mensurações (Cristofolini *et al.*, 1996), dificultando a realização do estudo pela utilização de grandes amostras para obtenção de

resultados significantes (Al-Nawas *et al.*, 2006). Além desses contratempos, o uso desse tipo de substratos apresenta dificuldades quanto à disponibilidade, preparação e preservação dos espécimes.

Dessa forma, precisam-se estabelecer aceitáveis níveis de validade para os resultados laboratoriais serem aplicáveis na prática clínica (Browers *et al.*, 2009). Portanto, o substrato para a aferição da estabilidade primária de implantes, deve ser homogêneo para que se avalie a real influência do formato e tratamento de superfície de implantes na estabilidade primária de implantes sem a influência de outras variáveis.

Tais condições levaram a ciência a buscar substitutos para o osso humano, o que levou ao desenvolvimento de ossos sintéticos de poliuretana que permitiram a padronização dos ensaios mecânicos e ampliaram sua disponibilidade. O uso de modelos de poliuretana iniciou com Uta para análises do fêmur (Cristofolini *et al.*, 1996). Ao longo dos anos aprimorou-se a anisotropia e a heterogeneidade, características pertencentes ao osso humano, sendo propostos modelos compostos (Cristofolini *et al.*, 1996; Carvalho *et al.*, 2008). A validação mais completa de tais modelos na atualidade foi descrita por Cristofolini e Viceconti (2000) que comparou o osso sintético ao osso humano, ressaltando propriedades mecânicas tais como o comportamento viscoelástico, distribuição principal de deflexão e de tensão sob o carregamento axial, dobra e torção para a área ortopédica. Portanto, uma alternativa para a substituição de substratos ossos naturais é a utilização de ossos sintéticos; estes apresentam características similares aos ossos naturais, inclusive quando utilizados em ensaios mecânicos axiais; e favorece a padronização da variável densidade óssea (Degidi *et al.*, 2010).

Também é um requisito que esses substratos de poliuretano apresentem densidades similares às encontradas no osso da maxila e mandíbula humana, dada a tamanha influência que essa propriedade exerce na estabilidade primária de implantes. Essa influência foi observada por Turkyilmaz e Mcglumphy (2008), que avaliaram a densidade óssea e relacionaram com a estabilidade primária de implantes por meio do torque de inserção e a frequência de ressonância. Realizaram estas mensurações imediatamente após a instalação de 300 implantes em 111 pacientes - que tiveram suas densidades ósseas avaliadas pela tomografia computadorizada (TC); e após 6 e 12 meses. A correlação entre a média de densidade óssea (251 HU) com o torque de inserção ($36,1 \pm 8$ N.cm), e com valores de quociente de estabilidade primária (ISQ) ($65,7 \pm 9$ ISQ), assim como, entre torque de inserção e ISQ, foram estatisticamente significantes. Assim, esses autores propuseram a TC como importante meio para avaliar a densidade óssea previamente a instalação de implantes, dada determinada influência que exerce na estabilidade primária.

Ao estudar 22 implantes instalados em mandíbula e maxila de cadáveres humanos, Rozé *et al.* (2009) também sugeriram o uso da TC para análise prévia da espessura do osso cortical. Relatam que o osso cortical espesso está associado com elevado ISQ do implante aferido pela frequência de ressonância; e com a capacidade do implante receber carga. A relação entre valores TC e a espessura do osso, aferidos em todas as faces de 61 implantes; e os valores de ISQ medidos pela frequência de ressonância; também foi encontrada por Song *et al.* 2009, indicando a TC como importante artifício para prever a estabilidade primária.

Aksoy *et al.* (2009) também concluíram que a TC deveria ser um meio de prever a estabilidade primária ao estudar sua relação com a densidade óssea radiológica e com sensibilidade tátil percebida na instalação de 23 implantes em maxila e mandíbula. Encontraram como média de densidade óssea, estabilidade primária e volume de osso trabecular (TBV), os valores de 554,87 HU, 72 ISQ, e 41%, respectivamente; e significativa correlação entre estes valores e avaliações de sensibilidade tátil percebidas na instalação de implantes no sexo feminino.

Em 2009, Trisi *et al.*, procuraram determinar se o micromovimento na interface implante-osso é relacionado a estabilidade primária conseguida pelo aumento do torque de inserção. Para isso, relacionaram diferentes densidades ósseas de osso bovino fresco – duro, normal e macio; com variados torques de inserção- 20, 35, 45, 70 e 100 N.cm em 120 implantes Ti-Bone[®]. Para mensurar os micromovimentos dos implantes forças laterais de 20, 25 e 30 N foram aplicadas. Encontraram diferença estatisticamente significativa entre micromobilidades localizadas de implantes, com diferentes torques e diferentes densidades ósseas. Em ossos macios não foi possível um torque mais elevado que 35 N.cm. Concluíram que um aumento no torque de inserção reduz o micromovimento do implante, sendo este elevado em ossos mais macios, devendo haver uma precaução maior nesses casos para a técnica da carga imediata devido à dificultada osseointegração.

Em contrapartida, Çehreli *et al.* (2009) compararam a estabilidade primária de implantes através da correlação entre o torque de inserção, frequência de ressonância e densidade óssea através de tomografia computadorizada e, neste estudo, não foi encontrada nenhuma correlação entre os valores.

Segundo Chong *et al.* (2009), a associação entre a profundidade de inserção do implante e a densidade do osso local com a estabilidade primária, é mais relevante que o *design* do implante, sendo sugerida uma melhor qualidade e quantidade óssea para compensar *designs* de implantes inadequados. Repetidas mensurações de frequência de ressonância analisaram a estabilidade inicial de dois *designs* de implantes, auto-rosqueantes e não auto-rosqueantes, inseridos em três diferentes profundidades em blocos de poliuretano com três variadas densidades. Concluíram que os implantes completamente inseridos com roscas em substratos de maior densidade, têm maior estabilidade inicial.

Períodos contínuos de edentulismo, freqüentemente tornam a base óssea menos densa, a qual já não pode ser capaz de suportar as forças de mordida fisiológicas normais sobre o implante. Assim, um plano de tratamento cuidadoso, incluindo a seleção apropriada do *design* do implante; e a tomografia computadorizada (TC) como protocolo prévio, dada a influência que a densidade óssea exerce na estabilidade inicial (Turkyilmaz e McGlumphy, 2008; Rozé *et al.*, 2009; Aksoy *et al.* 2009; Song *et al.* 2009); são métodos sugeridos para obtenção de uma maior previsibilidade da osseointegração e imperativo para diminuir a magnitude, a quantidade, e o tipo de cargas impostas na vulnerável interface implante-osso. (Hansson, 1999; Astrand *et al.*, 1999; Kline *et al.*, 2002, Misch *et al.*, 2000).

3 Métodos para Aferição da Estabilidade Primária

Para se determinar com confiança a previsibilidade da osseointegração, é necessário um método que afira a estabilidade primária. A técnica deve estar relacionada com fatores que determinem a osseointegração; deve ter aplicabilidade clínica, sendo simples e rápida; não ser invasiva; ser de baixo custo; e não colocar em risco o sucesso do implante.

A interface estabelecida entre o tecido ósseo e o biomaterial é uma razão de essencial importância para o sucesso clínico dos implantes osseointegrados, devido à efetiva e hemostática transmissão de forças do implante ao osso. Para avaliar o status da osseointegração, vários métodos têm sido extensamente utilizados. Estes métodos, de alguma maneira relacionados à rigidez da interface osso-implante, e dessa forma, à análise da estabilidade primária, incluem a avaliação da fratura direta na interface, mensurações de torque de inserção e remoção (O`Sullivan *et al*, 2000), testes de arrancamento (Salmória *et al.*, 2008), testes de tensão *push-out* (Helgason *et al.*, 2008), Periotest (Turkyilmaz e Mcglumphy, 2008) e frequência de ressonância (Meredith *et al.*, 1996).

Grande parte dos estudos encontrados na literatura relacionados à estabilidade primária relata métodos de sua análise através do torque de inserção e frequência de ressonância. Estes métodos ora apresentam correlação, ora não apresentam (Kahraman *et al.*, 2004; Boronát López *et al.*, 2006; Turkyilmaz e Mcglumphy, 2008; Browsers *et al.*, 2009; Çehreli *et al.*, 2009) ficando difícil predizer qual o melhor método para esta análise e deixando uma lacuna nessa área de conhecimento. Outro método que poderia ser utilizado como referência para estes testes é a força

de arrancamento, utilizada em pesquisas de implantes ortopédicos (Zamarioli *et al.*, 2008; Rosa *et al.*, 2008). A associação desta outra forma de análise poderia enriquecer a validação de diferentes tipos de implantes. A variabilidade destes métodos de análise permite então, uma confiabilidade maior na indicação ou contra-indicação de certo tipo de implante para as diversas situações encontradas na rotina clínica como a baixa quantidade e qualidade óssea.

3.1 Torque de Inserção

O torque de inserção é torque obtido no momento do assentamento final do implante no leito receptor (Carvalho *et al.*, 2008), obtido com o auxílio de um torquímetro cirúrgico, e é um dos requisitos fundamentais para a obtenção da osseointegração (Carvalho *et al.*, 2008; Çeheli *et al.*, 2009; Kahraman *et al.* 2009). Por sua vez, só pode ser aferido *per operandum* (Browers *et al.*, 2009)

Este método foi descrito por Johansson e Strid e aprimorado por Friberg (Turkyilmaz e Mcglumphy, 2008; Çeheli *et al.*, 2009). É o momento angular de força requerido para que o parafuso avance a rosca no interior do material de fixação (Daftari *et al.*, 1994 *apud* Rosa, 2007), e fornece informações válidas, rápidas e objetivas sobre a qualidade do osso local (Turkyilmaz e Mcglumphy, 2008; Tabassum *et al.*, 2010) e sobre a estabilidade primária no momento da cirurgia (Tabassum *et al.*, 2010). Estudos de Ottoni *et al.* (2005), afirmaram que o risco de perda de implantes submetidos à carga imediata é reduzido em 20% a cada aumento de 9,8 N.cm no torque de inserção, o que demonstra a relação que esses valores têm com a estabilidade primária. Por outro lado, os valores não se apresentam muito homogêneos quando os ensaios são realizados em animais (Martínez González *et*

al., 2006) e pode ser aferido somente no momento da instalação do implante (Brouwers *et al.*, 2009). Apesar dessas limitações, o torque de inserção parece ser uma das técnicas mais eficientes e possui menos contra-indicações na aferição da estabilidade primária (Chong *et al.*, 2009).

Em 2008, Carvalho *et al.*, aferiram o torque de inserção 100 implantes, e após a espera da osseointegração, fizeram suas exposições para observar o sucesso ou insucesso destes implantes. Encontraram implantes sem sucesso que tiveram torque de inserção maior que 40 N.cm, considerada boa estabilidade primária; e implantes com sucesso que apresentaram torque definido como insatisfatória estabilidade inicial. Assim, determinaram que o torque de inserção não deve ser o único método para aferir a estabilidade inicial e este não deve ser o único critério para se determinar a osseointegração.

3.2 Força Máxima de Arrancamento

Além dos métodos clínicos utilizados para aferir a estabilidade primária, existem ensaios mecânicos que analisam a resistência dos implantes e estão relacionados com as propriedades físicas e químicas do parafuso.

Os implantes possuem a capacidade de resistir às forças de cisalhamento, encurvamento e arrancamento (ensaio de tração), propriedades mecânicas relacionadas à sua geometria e dimensões das suas partes, e à qualidade do tecido ósseo no qual são implantados (Zdeblick *et al.*, 1993). A resistência do implante ao arrancamento é multifatorial e está relacionada com a densidade mineral óssea, com o desenho do implante e com a técnica cirúrgica (Turkylmaz e Mcglumphy, 2008).

Além disso, é proporcional a superfície de rosca em contato com o tecido ósseo, o que evita a sua soltura e a classifica como uma propriedade de estabilidade do parafuso (Rosa *et al.*, 2008). Portanto, modificações nas roscas dos parafusos podem aumentar ou diminuir substancialmente a força de arrancamento (Hsu *et al.*, 2005).

Este método, amplamente utilizado na ortopedia médica (Johnston *et al.*, 2006 *apud* Pithon, 2007), neurocirurgia (Abshire *et al.*, 2001), e cirurgia plástica (Berzins *et al.*, 1997 *apud* Pithon, 2007) e maxilofacial (Heidemann *et al.*, 1998 *apud* Pithon, 2007), quando deseja-se testar a fixação inicial de parafusos, apresenta poucos estudos disponíveis na literatura em relação aos implantes dentários. Na odontologia, essa análise biomecânica, é mais utilizada na avaliação mecânica de mini-implantes, e é conhecida como *pull-out test*, um tipo de ensaio biomecânico de tração em sentido perpendicular a uma velocidade constante, que analisa a qualidade da interface da osseointegração, por meio da força máxima necessária para remoção do parafuso do tecido ósseo. Apesar das forças que incidem sobre os implantes não serem nem exclusivamente, nem comumente de tração, este ensaio biomecânico representa o embricamento mecânico das roscas do implante com o tecido ósseo (Pithon *et al.*, 2007) sendo portanto, passível da análise da estabilidade primária.

Zamarioli *et al.* (2008), ao avaliarem três diferentes tipos de parafusos utilizados para a fixação anterior da coluna vertebral inseridos em poliuretana, constataram a influência do *design* do implante no torque de inserção e na força de arrancamento. Rosa *et al.* (2008) analisaram a influência da técnica cirúrgica na força máxima de arrancamento, por meio da relação entre diâmetro do orifício-piloto e o diâmetro

interno do implante. Utilizaram corpos de prova de osso bovino que receberam implantes de 5, 6 e 7 mm, e tiveram perfurações com diâmetros menor, igual ou maior ao diâmetro do implante. Observaram maior resistência ao arrancamento em implantes de 5 e 6 mm quando instalados em perfurações de diâmetro menor, evidenciando que o preparo de um orifício-piloto com um diâmetro maior que o do implante reduz a resistência ao arrancamento.

Zamarioli *et al.* (2008) avaliaram parafusos com diferentes designs de roscas utilizados para a fixação anterior da coluna vertebral, inseridos em diferentes diâmetros de orifício-piloto em corpos de prova de poliuretano com densidade entre 0,16 e 0,32g/cm³. Constataram a influência destes fatores – *design* do implante, técnica cirúrgica e densidade do substrato; no torque de inserção e força de arrancamento.

3.3 Frequência de Ressonância

Como método clínico complementar ao torque de inserção, a estabilidade da fixação de implantes pode ser medida através da aferição, em qualquer momento da cicatrização, pela frequência de ressonância. Este método é realizado por meio de um instrumento clínico não-invasivo, o Osstell™ Mentor (Integrations Diagnostics AB, Gotemburgo, Suécia) (Meredith *et al.*, 1996; Glauser *et al.*, 2004; Boronat-López *et al.*, 2006; Browers *et al.*, 2009; Kahraman *et al.* 2009, Rozé *et al.*, 2009). Esta análise consiste na oscilação vibratória do implante, realizada através de um transdutor conectado ao implante que realiza vibrações dinâmicas num nível de frequências sonoras (Turkylmaz e Mcglumphy 2008; Çeheli *et al.*, 2009; Kahraman *et al.*, 2009, Rozé *et al.*, 2009). O valor é fornecido como coeficiente de estabilidade

primária (ISQ) e é compreendido entre 0 a 100, sendo o valor mais elevado um indicador de maior estabilidade (Meredith *et al.*, 1996; Meredith *et al.*, 1997; Friberg *et al.*, 1999; Boronat López *et al.*, 2006; Brouwers *et al.*, 2009; Çeheli *et al.*, 2009).

A validade da análise de frequência de ressonância foi avaliada por Brouwers *et al.* (2009), em implantes inseridos em mandíbulas de cadáveres humanos com torque de inserção de 45 N.cm. Determinaram confiabilidade na frequência de ressonância para análise da estabilidade primária de implantes; entretanto, ao correlacionarem com o torque de inserção, não encontram concordância, assim como o estudo de Çeheli *et al.* (2009). Já Boronat-López *et al.* (2006) encontraram proporcionalidade entre os valores de quociente de estabilidade dos implantes e torque de inserção, ao avaliarem a estabilidade primária de 133 implantes. A correlação entre torque de inserção e frequência de ressonância também foi encontrada por Kahraman *et al.* (2009). Assim, ainda existem controvérsias em relação aos métodos disponíveis na odontologia para a análise da estabilidade primária.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

A proposta do estudo foi avaliar a influência do formato, tratamento de superfície e de diferentes substratos, na estabilidade primária de implantes odontológicos, aferida por meio de:

- torque de inserção,
- ensaio de arrancamento,
- frequência de ressonância.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

4.1.1 Implantes

Foram utilizados no estudo 32 implantes odontológicos de titânio da marca Conexão® (Conexão Sistemas de Prótese Ltda, Arujá, São Paulo, Brasil), sendo 8 Master Porous, 8 Master Screw, 8 Conect AR e 8 Conect Cônico (Figuras 1 a-d).

Figura 1 a-d:: Implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR, Conect Cônico- esquerda para a direita)

4.1.2 Substratos para instalação dos implantes

A instalação de implantes e a realização dos ensaios mecânicos foram realizadas em corpos-de-prova de osso de costela suína, madeira, osso artificial de

poliuretana da marca Nacional[®] (Nacional Ossos, Jaú, São Paulo, Brasil), e osso artificial de poliuretana da marca Synbone[®] (Synbone AG, Gutemburgo, Suécia).

4.1.3 Acessórios e equipamentos para obtenção dos corpos de prova

Para preparo e obtenção dos corpos-de-prova foram utilizados os seguintes instrumentos:

- Faca para corte de carne
- Microserra elétrica com mangueira de irrigação
- Cano de policloreto de polivinila (PVC) – 20 mm x 15 mm (Figura 2)

Figura 2: Cilindro de PVC

- Motor de baixa rotação e peça reta (Fábrica KaVo do Brasil Ind. Com. Ltda, Joinville, Santa Catarina, Brasil)
- Disco diamantado
- Resina acrílica autopolimerizável JET (Artigos Odontológicos Clássico e Ltda, Campo Limpo Paulista, São Paulo, Brasil): monômero e polímero
- Caneta de retroprojektor

- Freezer Consul 310 (Consul Ltda., Joinville, Santa Catarina, Brasil)
- Serra de mão
- Morsa

4.1.4 Acessórios e equipamentos para inserção dos implantes

Para a perfuração e instalação dos implantes foram utilizados os seguintes instrumentos:

- Contra - ângulo 16:1 da marca Dentscler[®] (Dentscler Indústria de Aparelhos Odontológicos Ltda., Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil) (Figura 3).
- Motor Elétrico Cirúrgico MC 101 Linha Ômega da marca Dentscler[®], ajustado ao torque de 45 N e 1861 rpm (Figura 3).
- Kit Cirúrgico Master Conexão[®] - Conjunto de fresas e acessórios para perfurar e instalar implantes cilíndricos e cônicos de hexágono externo, interno e cone-morse; incluindo broca lança (2,0 mm), broca piloto 2,0 mm/3,0 mm, brocas convencionais para implantes cilíndricos de 3,0 mm, 3,35 mm e counter sink; e brocas para implante cônico de 3,5 mm x 11,5 mm (Figura 4).
- Monta-implantes dos implantes hexágono externo cilíndricos (Figuras 5 e 6) e cônicos Conexão[®]
- Chave de inserção do implante hexágono interno Conexão[®] (Figura 7).
- Catraca manual Conexão[®] (Figura 8).

Figura 3: Contra-ângulo e motor elétrico Dentscler®

Figura 4: Kit cirúrgico Master Conexão®

Figura 5: Monta-implante de implante hexágono externo cilíndrico

Figura 6: Monta-implante acoplado no Master Screw

Figura 7: Chave de inserção do implante hexágono interno

Figura 8: Catraca cirúrgica manual Conexão®

4.1.5 Acessórios e equipamentos para realização das análises dos implantes

- Torquímetro digital Kratos® (Kratos Equipamentos Industriais Ltda, Cotía, SP, Brasil)) (Figura 9).

Figura 9: Torquímetro digital Kratos®

- Máquina Universal de Ensaio da marca Emic© (EMIC – Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda., São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) modelo DL-10000 (Figura 10) com anteparo e acessórios para fixação do implante à base móvel da máquina (Figura 11)
- Célula de carga de 200 Kg.
- Programa de computador (*Software Tesc 3.13*) da empresa fabricante da Máquina Universal de Ensaio utilizada.
- Dispositivos para conexão dos implantes hexágono interno à Máquina Universal de Ensaio, confeccionados na Oficina de Precisão da Prefeitura do Campus da USP de Ribeirão Preto (Figura 12).
- Monta-implantes dos implantes hexágono externo (Figuras 5 e 6)

Figura 10

Figura 11

Figura 12

Figura 13: Máquina Universal de Ensaios EMIC®

Figura 14: Acessórios para conexão do implante a máquina de ensaios

Figura 15: Dispositivo para ensaio de arrancamento

- Transdutores de frequência de ressonância para implantes cilíndricos hexágono externo.
- Osstell™ Mentor (Integrations Diagnostics AB, Gotemburgo, Suécia) (Figura 13).

Figura 13: Osstell™ Mentor

4.2 Métodos

4.2.1 Método de Obtenção dos Corpos-de-Prova

As dimensões dos corpos-de-prova foram estabelecidas em função da execução de um plano piloto de forma a facilitar o seu manuseio e a realização dos ensaios mecânicos.

4.2.1.1 Corpos-de-Prova de Costela Suína

Este material foi selecionado de acordo com a realização de estudos anteriores na Odontologia, que utilizaram o osso suíno como substituto do osso da mandíbula e maxila humana, devido a sua similaridade nas trabéculas ósseas e osso cortical (Rocha, 2010; Buser *et al.*, 1998; Mariano *et al.*, 2003; Nkenke *et al.*, 2003).

Os ossos de costela de suíno foram adquiridos congelados de um mesmo animal; os quais, após a remoção de todo tecido mole, foram segmentados sob irrigação com uma micro Serra elétrica, em partes com dimensão de 20 mm de comprimento. Quarenta e oito segmentos ósseos foram selecionados de forma que houvesse aproximadamente a mesma espessura de osso cortical e esponjoso (Figura 14). Em seguida, a fim de permitir a realização dos ensaios mecânicos e impedir a bascula do segmento ósseo ou que este atravessasse pelo orifício da base da máquina de ensaios, foram incluídos em cilindros de policloreto de polivinila (PVC) com 20 mm de diâmetro e 15 mm de altura, preenchidos com resina acrílica autopolimerizável pela técnica de inserção incremental do polímero (pó) seguida do monômero (líquido), até a saturação do polímero. Cada segmento ósseo foi inserido no centro de um cilindro de resina na fase plástica, de forma que parte do osso

marcada previamente, equivalente a 5 mm, ficasse na parte externa do cilindro, não incluído pelo material (Figura 15a,b). Os corpos-de-prova foram mantidos à temperatura ambiente até o momento que a resina acrílica atingisse o tempo de presa total.

As amostras foram mantidas no Freezer Consul 310 à temperatura de $-21 \pm 5^{\circ}\text{C}$ para manter suas propriedades físicas e, previamente aos procedimentos cirúrgicos e mensurações da estabilidade dos implantes, foram mantidas em temperatura ambiente por 2 horas para atingir o equilíbrio térmico e não alterar suas propriedades biomecânicas (Rosa *et al.*, 2008). Embora alguns estudos adotem a metodologia de 48 horas de descongelamento para essa finalidade (Akkocaglu; *et al.*, 2005), este trabalho seguiu orientações de Rosa *et al.* (2008), em função da larga utilização desse método na ortopedia médica.

Figura 14: Segmento ósseo de costela suína

Figura 15a

Figura 15b

Figuras 15a,b: Corpos-de-prova de osso suíno incluídos em cilindros de resina acrílica

4.2.1.2 Corpos-de-Prova de Madeira

A madeira utilizada para a confecção dos corpos de prova foi o pinus, da espécie *Auracária Augustifólia*, originária da Mata Atlântica; popularmente conhecida como “Pinheiro do Paraná” (Rosa, 2007).

Este material foi selecionado por ser similar ao osso humano na sensação percebida na perfuração e instalação de implantes (Misch, 2007); provavelmente pela sua densidade básica ser 0,42 a 0,48g/cm³ (Jankowsky *et al.*, 1990), similar às médias dos ossos da mandíbula e maxila (Tabassum *et al.*, 2010). Além disso, possui a característica de anisotropia, ou seja, devido à orientação das células/fibras, é um material que não possui as mesmas características nas três direções principais de aplicação do esforço - longitudinal, tangencial e radial (Pfeil, 2003); qualidade também presente no osso.

Obtiveram-se bastões da madeira com 30 mm de diâmetro, os quais foram seccionados em corpos de prova com 13 mm de altura, e torneados em formato cilíndrico na Oficina de Precisão da Prefeitura do Campus da USP de Ribeirão Preto (Figura 16).

Figuras 16: Corpo-de-prova de madeira

4.2.1.3 **Corpos-de-Prova de Poliuretana**

A seleção da poliuretana como substrato foi baseada na norma da American Society for Testing Materials (ASTM 1839-08) - *Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopaedic Devices and Instruments*; na qual regulamenta sua utilização como material padrão para a inserção de implantes na realização de ensaios de arrancamento.

4.2.1.3.1 **Poliuretana Nacional®**

Os corpos-de-prova de poliuretana da marca Nacional® foram fornecidos pelo fabricante, em três diferentes níveis de densidade: 40, 20, 15 PCF ou $0,64\text{g/cm}^3$, $0,32$

g/cm^3 e $0,24\text{g/cm}^3$, respectivamente. Possuíam formato retangular com dimensões de 4,2 cm de espessura, 17,8 cm de largura e 13 cm de comprimento na sua posição horizontal (Figura 17). Estes foram divididos ao meio no sentido de sua maior dimensão, por meio de uma serra de corte, obtendo assim 6,5 cm de comprimento.

Figura 17: Corpo de prova de poliuretana Nacional®

4.2.1.3.2 Poliuretana Synbone®

Os corpos-de-prova de poliuretana da marca Synbone® foram obtidos a partir do corte da cabeça do fêmur deste osso artificial (Figura 18) com o auxílio de uma serra de corte. Foram segmentados com dimensões que permitissem a instalação dos implantes com margem de segurança de 5 mm de osso ao redor do parafuso, e de forma que houvesse aproximadamente a mesma espessura de osso cortical e trabeculado em todas as amostras (Figura 19).

Figura 18: Osso de fêmur artificial Synbone®

Figura 19: Corpo-de-prova Synbone®

4.2.2 Seleção dos Implantes

Foram selecionados 32 implantes da marca Conexão[®], divididos em quatro grupos (n=8) conforme o formato, tratamento de superfície e tipo de conexão protética: Master Screw, Master Porous, Conect AR e Conect Cônico (Figuras 1a-d).

As amostras foram distinguidas conforme a tabela abaixo:

Tabela 1: Grupos de implantes divididos de acordo com o formato, tratamento de superfície e conexão protética.

	Formato	Tratamento de Superfície	Conexão Protética	Tamanho
Master Screw (MS)	Cilíndrico	Usinado	Hexágono externo	11,5 mm x 3,75 mm
Master Porous (MP)	Cilíndrico	Porous [®] duplo	Hexágono externo	11,5 mm x 3,75 mm
Conect AR (CA)	Cilíndrico	Porous [®]	Hexágono interno	11,5 mm x 3,75 mm
Conect Cônico (CC)	Cônico	Usinado	Hexágono externo	11,5 mm x 3,5 mm

4.2.3 Método de Inserção dos Implantes

Os implantes foram inseridos por um único operador em cada substrato (corpo-de-prova). A perfuração foi iniciada com a distância de 7 mm da marcação do implante adjacente, a fim de impedir que a realização do ensaio em um implante interferisse nas propriedades do material que circunda o implante ao lado. O preparo do orifício foi realizado o mais perpendicular possível em relação ao substrato com o auxílio de uma morsa (Figura 20) e seguiu-se a seqüência de brocas cirúrgicas indicada pelo fabricante (Conexão[®]) (Figuras 21 e 22).

A broca final teve diâmetro imediatamente inferior ao diâmetro do implante, com o objetivo de se obter um maior travamento do parafuso no substrato, como é indicado clinicamente como técnica cirúrgica de subfresagem (Misch, 2007).

Figura 20: Morsa para perfuração e instalação de implantes

Figura 21: Perfuração de orifício na madeira para instalação de implante.

Os implantes foram inseridos nos substratos com os respectivos monta-implantes ou chave de inserção, e a catraca manual; até sua completa inserção, com a plataforma ao nível da superfície do corpo-de-prova (Figura 22).

Figura 22: Inserção do implante com catraca manual

Após a realização do torque de inserção e do ensaio de arrancamento, os implantes foram removidos com o torque reverso por meio da catraca manual acoplada aos monta-implantes dos implantes hexágono externo e a chave de inserção do implante hexágono interno; e inseridos em outro tipo de corpo-de-prova para realização das mesmas análises.

Os implantes Master Porous e Master Screw foram inseridos novamente em todos os tipos de substratos para a análise da frequência de ressonância.

Para as análises do torque de inserção e força máxima de arrancamento, foi utilizado um total de 192 amostras, divididas em grupos de acordo com o material do corpo-de-prova:

- Costela suína

32 corpos-de-prova, cada uma recebendo um tipo de implante localizado na parte central da costela, inserido somente em osso trabecular devido à espessura de osso disponível (Figuras 23 e 24).

Figura 23

Figura 24

Figuras 23 e 24: Corpo-de-prova de costela suína com perfuração e implante inserido, respectivamente.

- Madeira pinus

8 corpos-de-prova compostos por madeira, sendo que em cada um delas foram inseridos os 4 tipos de implantes, todos de maneira mais centralizada (Figuras 25).

Figura 25

Figuras 25 e 26: Corpo-de-prova de madeira com perfurações

- Poliuretana Nacional[®]

6 corpos-de-prova de poliuretana representados pelo osso artificial da marca Nacional[®], nas densidades de 40, 20, 15 PCF, sendo dois de cada densidade; cada um recebendo 2 tipos de implantes. Os implantes foram instalados de maneira centralizada em relação à lateral do material devido à interferência que a prensa da poliuretana poderia causar nos resultados dos ensaios (Figura 26)

Figura 26: Corpo-de-prova de poliuretana com perfurações e implantes inseridos.

- Poliuretana Synbone[®]

2 corpos de prova de poliuretana Synbone[®], no qual em cada cabeça de fêmur foram instalados dois grupos de implantes (Figura 27 e 28)

Figura 27

Figura 28

Figuras 27 e 28: Corpo-de- prova de poliuretana Synbone[®] com perfurações e implantes inseridos, respectivamente.

Para a análise da frequência de ressonância foram utilizadas 96 amostras, divididas em grupos de acordo com o material do corpo-de-prova:

- 16 corpos de prova de costela suína
- 8 corpos de prova de madeira
- 3 corpos de prova de poliuretana Nacional[®], sendo cada um de uma densidade (40, 20 e 15 PCF)
- 1 corpo de prova de poliuretana Synbone[®]

Os implantes Master Porous e Master Screw foram inseridos em cada substrato da mesma maneira que quando inseridos para as outras análises.

4.2.4 Ensaios

4.2.4.1 *Quantificação do Torque de Inserção*

As análises do torque de inserção foram feitas no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, e foram realizadas conforme a inserção dos quatro tipos de implantes em cada tipo de substrato.

Para obter os valores do torque de inserção foi utilizado o torquímetro digital Kratos[®] (Kratos Equipamentos Industriais Ltda, Cotia, SP, Brasil); com capacidade de medida de torque de até 120 N.cm. Este foi acoplado aos dispositivos ou aos monta-implantes adaptados aos respectivos formatos dos implantes (Figura 29).

O valor foi mensurado a cada volta do parafuso, sendo considerado o valor máximo obtido, o torque máximo de inserção. Os valores obtidos na leitura do

torquímetro foram convertidos em N.cm por meio da fórmula: $y = 0,0449x - 0.7907$; onde y é o valor em N.cm, e x é o valor lido.

Figura 29: Análise do torque de inserção de implante inserido no Synbone®

4.2.4.2 Resistência ao Arrancamento

A análise de resistência a tração ou arrancamento é utilizada como método para comparar diferentes formatos de parafusos metálicos segundo a norma ASTM F543.

Para a verificação da força máxima de arrancamento, também realizado no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, foram usados os mesmos dispositivos e monta-implantes acoplados aos implantes por meio de roscas presentes nas duas estruturas. O corpo-de-prova com o implante inserido foi posicionado na parte inferior de uma base fixa de aço com um orifício no centro. O monta-implante ou o acessório desenvolvido foi parafusado ao implante e em seguida conectado à base móvel da máquina através de um pino; os quais foram unidos a uma peça que serve para a adaptação na célula de carga (200 Kg) da Máquina Universal de Ensaio EMIC® modelo DL-10000N (Figuras 30 - 33). Cada implante foi submetido ao ensaio de arrancamento através de força axial de tração

com velocidade constante de 2mm/min. Em todos os ensaios foi utilizada uma pré-carga de 10N com tempo de acomodação de 30 segundos, previamente definidos pelo estudo piloto.

**Figuras 30 e 31 : Ensaio de arrancamento no osso suíno e na madeira
(da esquerda para direita, respectivamente)**

**Figuras 32 e 33: Ensaio de arrancamento na poliuretana Synbone® e poliuretana Nacional®
(da esquerda para direita, respectivamente)**

Através do programa *Software Tesc 1.13* foi realizada a análise dos resultados por meio da curva força x deslocamento obtida durante a realização dos testes mecânicos (Gráfico 1). Foi avaliada a propriedade mecânica força máxima de arrancamento, definida como o maior valor da curva carga *versus* deformação.

Gráfico 1: Força x deslocamento do ensaio de arrancamento dos implantes Conect Cônico inseridos na poliuretana Nacional® 15 PCF

4.2.4.3 Análise do Coeficiente de Estabilidade do Implante

A análise de frequência de ressonância foi realizada no Instituto Ronaldo Silva – Ribeirão Preto, SP, Brasil; e foram utilizados somente os implantes hexágono externo de formato cilíndrico (Master Porous e Master Screw), devido a disponibilidade que o Osstell® apresentava com relação aos smartpegs (transdutores) que acoplassem nos modelos de implante da Conexão®.

Após a inserção dos implantes novamente em cada substrato, foi avaliado o coeficiente de estabilidade pela utilização do transdutor, fixado sobre a plataforma

do implante por meio de um parafuso integrado. Por meio da excitação por impulsos magnéticos emitidos pela sonda de medição do instrumento, com sua aproximação sem tocar o transdutor em sua parte superior; o aparelho emitia um sinal sonoro e exibia o valor da análise da frequência de ressonância (Figuras 34 e 35). Esta foi calculada pelo sinal de resposta, obtido em Hertz (Hz), e os resultados no instrumento foram obtidos como o quociente de estabilidade do implante (ISQ). Quanto maior o número, maior a estabilidade do implante odontológico.

Com o aparelho foram feitas quatro medições ao redor de cada implante, onde foi obtida uma média dos valores, armazenados no computador para análise.

Figuras 34 e 35: Análise da frequência de ressonância de implante inserido em osso suíno e bloco de poliuretana (da esquerda para direita, respectivamente)

4.3 Forma de Análise dos Resultados

Após a obtenção dos dados, a fim de se analisar a influência do substrato e do formato e tratamento de superfície dos implantes, no torque de inserção, resistência ao arrancamento e a análise de frequência de ressonância; os mesmos receberam análise estatística paramétrica por meio do Teste ANOVA e para a diferenciação entre as médias foi utilizado o Teste de Tukey com nível significância a 5%.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

Para análise dos resultados foi realizada a análise estatística citada no capítulo “Material e Métodos”. Os resultados estão apresentados de acordo com os valores obtidos nos diferentes ensaios em função das variáveis e dos fatores de variação estudados em seus diferentes níveis.

5.1 Tratamento de superfície e formato de implantes

5.1.1 Torque de Inserção

Os resultados do torque de inserção dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos em todos os substratos selecionados – osso suíno, poliuretana da marca Synbone® e Nacional® nos seus três níveis de densidade e madeira, estão representados na tabela 2.

Tabela 2: Média e desvio-padrão do torque de inserção (N.cm) dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos nos diferentes substratos.

	Osso suíno	Poliuretana Synbone®	Poliuretana Nacional® 40 PCF	Poliuretana Nacional® 20 PCF	Poliuretana Nacional® 15 PCF	Madeira
Master Porous	6.52 ± 1.12	11.39 ± 0.76	31.15 ± 7.53	9.39 ± 1.68	5.25 ± 1.30	20.70 ± 2.77
Master Screw	8.16 ± 2.62	10.34 ± 1.68	24.40 ± 5.22	10.05 ± 1.50	5.14 ± 0.80	17.94 ± 5.68
Conect AR	12.14 ± 1.03	12.18 ± 3.78	12.18 ± 3.57	12.91 ± 2.13	9.36 ± 1.36	14.98 ± 3.94
Conect Cônico	12.35 ± 2.74	4.45 ± 0.82	10.23 ± 1.81	6.68 ± 1.48	7.07 ± 1.25	20.11 ± 2.54

Quando inserido no osso, o implante cônico apresentou maior média de torque de inserção (12.35 ± 2.74), seguido do implante cilíndrico hexágono interno (12.14 ± 1.03); onde apresentaram diferença estatística com o implante cilíndrico com duplo tratamento de superfície (6.52 ± 1.12) ($p < 0,05$) (Gráfico 2).

Gráfico 2: Gráfico ilustrando o torque de inserção dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos no osso de costela suína.

Já no osso artificial de poliuretano Synbone[®], o melhor desempenho em relação ao torque de inserção foi dos implantes cilíndricos. O implante cônico, dessa vez, apresentou a menor média de torque (4.45 ± 0.82) sendo diferente estatisticamente de todos os cilíndricos ($p < 0,05$), que não apresentaram diferença estatística entre si, independente da presença de tratamento de superfície e do tipo de conexão protética (Gráfico 3).

Gráfico 3: Gráfico ilustrando o torque de inserção dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos no osso artificial de poliuretana Synbone®.

Na outra marca comercial de osso de poliuretana, a Nacional®, na densidade de 40 PCF, os implantes cilíndricos também tiveram maior média de torque; no entanto, somente os hexágono externo, com ou sem tratamento de superfície, que tiveram médias de 31.15 ± 7.53 e 24.40 ± 5.22 , respectivamente. O implante cônico mais uma vez apresentou a menor média de torque (10.23 ± 1.81) e foi diferente estatisticamente dos implantes cilíndricos hexágono externo ($p=0,00$), assim como o hexágono interno também foi (12.18 ± 3.57 ; $p=0,00$)(Gráfico 4).

Na densidade de 20 PCF da poliuretana Nacional®, os implantes cilíndricos apresentaram maior média de torque independente do tipo de conexão protética e do tratamento de superfície; e a menor média de torque se repetiu no implante cônico (6.68 ± 1.48), sendo que só apresentou diferença estatística com o implante cilíndrico hexágono interno (12.91 ± 2.13)($p=0,01$) (Gráfico 4).

Na menor densidade de poliuretana da marca Nacional[®], 15 PCF, o implante cilíndrico hexágono interno teve a maior média de torque (9.36 ± 1.36), assim como na poliuretana de 20 PCF, no entanto, não houve diferença estatística com todos outros grupos (Gráfico 4).

Gráfico 4: Gráfico ilustrando o torque de inserção dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos no osso artificial de poliuretana Nacional[®].

Na madeira, os implantes hexágono externo cilíndricos e cônicos tiveram a maior média de torque, e o implante hexágono interno, a menor média (14.98 ± 3.94); o qual teve diferença estatística significativa com o implante de maior resultado numérico - cilíndrico hexágono externo com duplo tratamento de superfície (20.70 ± 2.77)($p=0,03$)(Gráfico 5).

Gráfico 5: Gráfico ilustrando o torque de inserção dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos na madeira.

Ao comparar todos os implantes inseridos em todos os substratos, foi observado que o implante cilíndrico hexágono externo com duplo tratamento de superfície, inserido na poliuretana Nacional 40 PCF, teve a maior média de torque de inserção; e não apresentou diferença estatisticamente significativa com o implante de mesmo *design*, porém sem tratamento de superfície, inserido no mesmo substrato. De maneira geral, os implantes cilíndricos apresentaram os maiores resultados em qualquer substrato, com exceção do osso, onde o cônico teve maior torque de inserção, contudo sem diferença estatística com os implantes Master Screw e Conect AR. Além disso, os implantes cilíndricos, quando hexágono externo, sempre se apresentaram iguais estatisticamente, independente da presença do tratamento de superfície (Gráfico 6).

Gráfico 6: Gráfico ilustrando o torque de inserção dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos no osso suíno, Synbone®, poliuretana Nacional® nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, e na madeira.

5.1.2 Força Máxima de Arrancamento

Os resultados da força de arrancamento dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos em todos os substratos selecionados – osso suíno, madeira, poliuretana da marca Synbone® e Nacional® nos três níveis de densidade; estão representados na tabela 3.

Tabela 3: Média e desvio-padrão da força máxima de arrancamento (N) dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos nos diferentes substratos.

	Osso suíno	Poliuretana Synbone®	Poliuretana Nacional® 40 PCF	Poliuretana Nacional® 20 PCF	Poliuretana Nacional® 15 PCF	Madeira
Master Porous	44.74 ± 13.36	330.14 ± 108.70	603.10 ± 190.33	61.77 ± 20.35	54.13 ± 22.49	740.06 ± 268.13
Master Screw	40.90 ± 20.35	229.29 ± 45.58	612.73 ± 49.22	45.52 ± 18.79	33.13 ± 19.94	645.97 ± 100.90
Conect AR	113.88 ± 44.61	359.65 ± 105.83	1463.21 ± 122.84	347.10 ± 22.34	227.79 ± 33.92	875.76 ± 160.52
Conect Cônico	138.19 ± 57.41	221.22 ± 46.13	491.68 ± 75.91	206.57 ± 31.51	209.57 ± 9.60	483.00 ± 82.32

Quando inserido no osso, apesar do implante cônico apresentar a maior média de força máxima máxima arrancamento (138.19 ± 57.41 N); não houve diferença estatística com os outros tipos de implantes – cilíndrico hexágono interno (113.88 ± 44.61 N) e cilíndrico hexágono externo com tratamento (44.74 ± 13.36 N) e sem tratamento de superfície (40.90 ± 20.35 N)(Gráfico 7).

Gráfico 7: Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos no osso de costela suína.

Na poliuretana Synbone® o implante cônico apresentou a menor média de força de arrancamento (221.22 ± 46.13 N), no entanto, também não houve diferença estatística com os demais grupos - cilíndrico hexágono interno (359.65 ± 105.83 N), e cilíndrico hexágono externo com tratamento (330.14 ± 108.70 N) e sem tratamento de superfície (229.29 ± 45.58 N)(Gráfico 8).

Gráfico 8: Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos no osso artificial de poliuretana Synbone®.

No substrato poliuretana Nacional® de 40 PCF, o implante hexágono interno teve maior média (1463.21 ± 122.84 N) e foi diferente estatisticamente de todos os demais ($p < 0,05$). O implante cônico mais uma vez teve resultado de força de arrancamento inferior aos outros (491.68 ± 75.91 N), entretanto, foi igual estatisticamente ao implante cilíndrico de hexágono externo com tratamento (603.10 ± 190.33 N) e sem tratamento de superfície (612.73 ± 49.22 N) (Gráfico 9).

Na densidade de 20 PCF da poliuretana Nacional[®], o implante hexágono interno, teve o maior resultado (347.10 ± 22.34 N) e foi diferente estatisticamente do implante cilíndrico hexágono externo, com tratamento (61.77 ± 20.35 N)($p=0,00$) e sem tratamento de superfície (45.52 ± 18.79 N)($p=0,00$). O comportamento do implante cônico, que não apresentou a menor média de força de arrancamento (206.57 ± 31.51 N,) não teve diferença estatística aos implantes cilíndricos (Gráfico 9).

A maior média de força de arrancamento foi observada no implante hexágono interno, quando inserido na poliuretana Nacional[®] de 15 PCF (227.79 ± 33.92 N), seguido do implante cônico (209.57 ± 9.60 N)($p>0,05$). O implante cilíndrico usinado, que mostrou menor média (33.13 ± 19.94), teve diferença estatística com estes implantes de maior média ($p=0,01$ para o implante hexágono interno e $p=0,04$ para o cônico), assim como o implante cilíndrico tratado também teve e apresentou diferença com o usinado ($p<0,05$)(Gráfico 9).

Gráfico 9: Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos no osso artificial de poliuretana Nacional[®].

Na madeira, o implante cilíndrico com tratamento de superfície apresentou maior média de força de arrancamento, sendo 875.76 ± 160.52 N para hexágono interno e 740.06 ± 268.13 N para hexágono externo. O implante cônico teve a menor média de força de arrancamento (483.00 ± 82.32 N), sendo diferente estatisticamente aos de maior média ($p=0,00$) (Gráfico 10).

Gráfico 10: Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos na madeira

De modo geral, com exceção do osso, o implante hexágono interno teve a maior média de força de arrancamento em todos os substratos, sendo que no osso, no Synbone[®], na Nacional[®] de 20 e 15 PCF, o implante cônico não tinha diferença significativa com este (Gráfico 11).

Gráfico 11: Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento (N) dos implantes Master Porous, Master Screw, Conect AR e Conect Cônico inseridos no osso suíno, Synbone®, poliuretana Nacional® nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, e na madeira.

5.1.3 Frequência de Ressonância

Os resultados da frequência de ressonância dos implantes Master Porous e Master Screw inseridos em todos os substratos selecionados – osso suíno, madeira, poliuretana da marca Synbone® e Nacional® nos três níveis de densidade; estão representados na tabela 4.

Tabela 4: Médias e desvios-padrão do quociente de estabilidade primária (ISQ) dos implantes Master Porous e Master Screw inseridos nos diferentes substratos

	Osso suíno	Poliuretana Synbone®	Poliuretana Nacional® 40 PCF	Poliuretana Nacional® 20 PCF	Poliuretana Nacional® 15 PCF	Madeira
Master Porous	69,0 ± 10,29	61,06 ± 2,27	74,42 ± 6,12	64,34 ± 2,00	59,43 ± 2,11	76,78 ± 4,11
Master Screw	65,43 ± 3,80	58,06 ± 3,73	69,84 ± 3,62	54,34 ± 6,32	51,37 ± 6,83	70,18 ± 3,92

Após análise estatística dos valores obtidos na análise de frequência de ressonância, foi constatado que, apesar do implante com tratamento de superfície apresentar maior média de valores de ISQ que o implante usinado em todos os substratos (tabela 4), estes não apresentaram diferença estatística entre si, com exceção de quando inseridos na poliuretana Nacional de 20 PCF ($p=0,01$) (Gráfico 12).

Gráfico 12: Gráfico ilustrando o quociente de estabilidade primária (ISQ) dos implantes Master Porous e Master Screw inseridos no osso suíno, Synbone®, poliuretana Nacional® nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, e na madeira.

5.2 Substrato para inserção dos implantes

5.2.1 Torque de Inserção

O implante cilíndrico de hexágono externo com duplo tratamento de superfície apresentou maior média de torque de inserção quando inserido na poliuretana Nacional[®] de 40 PCF (31.15 ± 7.53) e na madeira (20.70 ± 2.77). Cada um desses dois materiais teve diferença estatística com todos os outros materiais de inserção ($P < 0,05$). Inserido no osso, esse implante teve média de torque (6.52 ± 1.12) igual estatisticamente quando inserido nas poliuretanas de menores densidades – 20 e 15 PCF; com médias de 9.39 ± 1.68 e 5.25 ± 1.30 , respectivamente. A poliuretana Synbone[®] (11.39 ± 0.76) também não apresentou diferença estatística com estes materiais, somente com a poliuretana de 15 PCF ($p = 0,01$) (Gráfico 13).

Gráfico 13: Gráfico ilustrando o torque de inserção do implante Master Porous inserido em osso suíno, poliuretana da marca Nacional[®] nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, poliuretana da marca Synbone[®], e madeira.

O implante cilíndrico de hexágono externo, porém sem tratamento de superfície; teve também a maior média de torque na poliuretana Nacional[®] de 40 PCF (24.40 ± 5.22), seguido da madeira (17.94 ± 5.68). Estes substratos tiveram diferença estatística entre eles ($p=0,00$) e com todos os outros materiais de inserção ($p<0,05$). No osso, teve médias de torque (8.16 ± 2.62) sem diferença estatística com a poliuretana Synbone[®] (10.34 ± 1.68) e com a Nacional[®] de 20 PCF (10.05 ± 1.50) e 15 PCF (5.14 ± 0.80); que também não foram diferentes entre si ($p<0,05$)(Gráfico 14).

Gráfico 14: Gráfico ilustrando o torque de inserção do implante Master Screw inserido em osso suíno, poliuretana da marca Nacional[®] nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, poliuretana da marca Synbone[®], e madeira.

Já o implante cilíndrico hexágono interno, não teve diferença estatística entre as médias de torque em todos os substratos, com exceção entre a madeira, de maior média (14.98 ± 3.94); e a poliuretana Nacional de 15 PCF de menor média (9.36 ± 1.36) ($p=0,04$) (Gráfico 15).

Gráfico 15: Gráfico ilustrando o torque de inserção do implante Conect AR inserido em osso suíno, poliuretana da marca Nacional[®] nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, poliuretana da marca Synbone[®], e madeira.

O implante cônico apresentou maior média de torque na madeira (20.11 ± 2.54), sendo diferente estatisticamente de todos os outros substratos ($P < 0,05$). Nesse formato de implante, o osso mostrou um desempenho melhor em comparação com outros materiais. As médias encontradas no Synbone[®] (4.45 ± 0.82) tiveram diferença significativa com a poliuretana Nacional[®] de 40 PCF (10.23 ± 1.81) ($P = 0,03$) e com o osso ($P = 0,00$), o qual também teve diferença estatística com a poliuretana Nacional[®] de 20 PCF (6.68 ± 1.48) ($p = 0,03$) (Gráfico 16).

Gráfico 16: Gráfico ilustrando o torque de inserção do implante Conect Cônico inserido em osso suíno, poliuretana da marca Nacional[®] nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, poliuretana da marca Synbone[®], e madeira.

5.2.2 Força Máxima de Arrancamento

Para o implante cilíndrico hexágono externo com duplo tratamento de superfície, as maiores médias de força de arrancamento foram encontradas quando inseridos na madeira (740.06 ± 268.13 N) e na poliuretana Nacional[®] de 40 PCF (603.10 ± 190.33 N), sendo que entre esses substratos não houve diferença estatística, havendo diferença com todos os demais ($p < 0,05$). As poliuretanas Nacional[®] de 20 PCF (61.77 ± 20.35 N) e 15 PCF (54.13 ± 22.49 N), assim como o osso (44.74 ± 13.36 N), possuíram as menores médias de força para esse implantes, e não apresentaram diferença estatística entre eles (Gráfico 17).

Gráfico 17: Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento do implante Master Porous inserido em osso suíno, poliuretana da marca Nacional[®] nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, poliuretana da marca Synbone[®], e madeira.

O implante do mesmo tipo, porém usinado; também obteve maior média de força de arrancamento na madeira (645.97 ± 100.90 N) e na poliuretana Nacional[®] de 40 PCF (612.73 ± 49.22), sem diferença estatística entre eles e diferentes estatisticamente quando nas poliuretanas Nacional[®] de 20 PCF (45.52 ± 18.79 N) e 15 PCF (33.13 ± 19.94 N), no osso (40.90 ± 20.35 N) e na poliuretana Synbone[®] (229.29 ± 45.58 N)($p < 0,05$); que não tiveram diferença estatística entre si (Gráfico 18).

Gráfico 18: Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento do implante Master Screw inserido em osso suíno, poliuretana da marca Nacional[®] nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, poliuretana da marca Synbone[®], e madeira.

O grupo de implantes hexágono interno inseridos na poliuretana Nacional[®] de 40 PCF mostrou a maior média de força de arrancamento com diferença estatística com todos os implantes inseridos em todos os substratos (1463.21 ± 122.84 N)($p < 0,05$). Em seguida, apresentou maior média na madeira (875.76 ± 160.52 N) que também foi diferente estatisticamente dos outros substratos ($p < 0,05$). As poliuretanas Nacional[®] de 20 PCF (347.10 ± 22.34 N), 15 PCF (227.79 ± 33.92) e Synbone[®] (359.65 ± 105.83 N), que não tiveram diferença estatística entre si, tiveram diferença com o osso (113.88 ± 44.61 N) ($p = 0,00$), com exceção da poliuretana de 15 PCF (Gráfico 19).

Gráfico 19: Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento do implante Conect AR inserido em osso suíno, poliuretana da marca Nacional[®] nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, poliuretana da marca Synbone[®], e madeira.

O implante cônico apresentou também uma maior média de força de arrancamento na poliuretana Nacional[®] de 40 PCF (491.68 ± 75.91 N), no entanto sem diferença estatística com a madeira (483.00 ± 82.32 N). Nestes dois substratos houve essa diferença com valores da poliuretana de 20 PCF (206.57 ± 31.51 N), 15 PCF (209.57 ± 9.60), Synbone[®] (221.22 ± 46.13 N) e o osso (138.19 ± 57.41 N) ($p < 0,05$), que foram iguais estatisticamente entre si (Gráfico 20).

Gráfico 20: Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento do implante Conect Cônico inserido em osso suíno, poliuretana da marca Nacional[®] nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, poliuretana da marca Synbone[®], e madeira.

O comportamento de todos os grupos de implantes sempre foi sem diferença estatística na poliuretana Nacional[®] de 15 PCF e no osso.

5.2.3 Frequência de Ressonância

Quando inseridos no substrato madeira, os implantes cilíndricos hexágono externo com tratamento e sem tratamento de superfície, tiveram a maior média de ISQ ($76,78 \pm 4,11$ ISQ e $70,18 \pm 3,92$ ISQ; respectivamente). Em ordem decrescente de valores, seguiram-se as médias da poliuretana Nacional[®] na densidade de 40 PCF ($74,42 \pm 6,12$ ISQ e $69,84 \pm 3,62$ ISQ) e do osso suíno ($69,0 \pm 10,29$ ISQ e $65,43 \pm 3,80$ ISQ) (tabela 4).

A análise demonstrou semelhança de comportamento entre os substratos madeira e poliuretana de maior densidade (40 PCF), tanto para o implante usinado como para o com tratamento, onde não apresentaram diferença estatística ($p > 0,05$) inseridos num material ou no outro. Além disso, esses dois grupos de implantes nestes dois materiais não foram diferentes estatisticamente do implante tratado quando inserido no osso (Gráfico 21 e 22).

As menores médias obtidas pela análise de frequência de ressonância foram encontradas nos dois tipos de implantes quando inseridos na poliuretana de menor densidade, 15 PCF, ($59,43 \pm 2,11$ para implante tratado, e $51,37 \pm 6,83$ para implante usinado) (tabela 4). Essas médias, tantos dos implantes usinados quanto dos tratados, não foram diferente estatisticamente das médias obtidas na poliuretana Nacional[®] de 20 PCF, assim como no Synbone[®] ($P > 0,05$). Além disso, os implantes não apresentaram diferença estatística com o mesmo tipo, quando no Synbone[®] e no osso suíno. Ainda para o implante usinado, neste último substrato, não houve diferença estatística quando instalados na poliuretana Nacional[®] de 40 PCF (Gráfico 21 e 22).

O implante usinado mesmo numa poliuretana de maior densidade (20 PCF), não teve diferença estatística com o implante que recebeu tratamento de superfície na poliuretana de 15 PCF (gráfico 21 e 22).

Gráfico 21: Gráfico ilustrando o quociente de estabilidade primária (ISQ) do implante Master Porous inserido em osso suíno, poliuretana da marca Nacional® nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, poliuretana da marca Synbone®, e madeira.

Gráfico 22: Gráfico ilustrando o quociente de estabilidade primária (ISQ) do implante Master Screw inserido em osso suíno, poliuretana da marca Nacional® nas densidades de 40, 20 e 15 PCF, poliuretana da marca Synbone®, e madeira.

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Para facilitar a compreensão dos resultados, optou-se pela realização de uma discussão seriada, mostrando a real relevância que a literatura dá aos diferentes tópicos abordados nesse estudo.

6.1 Tratamento de superfície dos implantes

A comunidade científica necessita de maiores informações sobre a real influência da superfície rugosa de implantes na estabilidade primária (Sennerby e Meredith, 2008). Sabe-se que os resultados da interação do implante com o osso adjacente quando de sua inserção, depende da topografia e da composição química e bioquímica da sua superfície. Estes fatores são fundamentais nas fases precoces de formação óssea (Barros *et al.*, 2009; Tabassum *et al.*, 2010), e podem também estar relacionados a estabilidade inicial do implante (Barros *et al.*, 2009).

Com relação à superfície do implante, embora os usinados promovam a adesão e a proliferação de osteoblastos (Alves e Wassal, 2009; Barros *et al.*, 2009) pela presença de microrranhuras superficiais resultantes do processo de corte ou usinagem; estes tiveram um grande declínio no uso clínico (Carvalho *et al.*, 2009) devido aos melhores resultados clínicos e laboratoriais dos implantes de superfície rugosa com diferentes tipos de tratamento (Barros *et al.*, 2009; Carvalho *et al.*, 2009; Tabassum *et al.*, 2010).

O sucesso da influência do tratamento de superfície na osseointegração está comprovado cientificamente, como demonstrado no estudo de Klokkevold *et al.* (1997), que comprovaram por meio da inserção em fêmur de coelho, uma maior

ancoragem em implantes tratados, onde estes apresentaram valor de torque de remoção quatro vezes maior que implantes usinados. O mesmo foi evidenciado por Lazzara *et al.* (1999), que ao analisarem implantes com tratamento por ácido; observaram uma osseointegração duas vezes mais elevada do que implantes usinados. Da mesma forma, Kim *et al.* (2010) notaram que os implantes sem tratamento de superfície apresentavam 60% de osseointegração após 10 semanas da sua instalação, valor inferior comparado aos obtidos em implantes com superfície tratada (69%-76%). Apesar da densidade do osso formado na superfície do implante não apresentar diferença estatística em implantes com ou sem tratamento de superfície, como demonstrado por Johansson *et al.* (1998) e Kim *et al.* (2010); estudos que analisaram a influência do tratamento de superfície na osseointegração, mostraram que a superfície de contato entre o osso e o implante é aumentada (Wennenberg *et al.*, 1996; Kim *et al.*, 2010).

A maior área de contato osso-implante e, conseqüentemente o aumento do atrito (Santos *et al.*, 2009); tornam a rugosidade dos implantes um fator fundamental para a pré-seleção de tratamentos protéticos, como os protocolos de carga imediata (Barros *et al.*, 2009), uma vez que esta superfície também pode influenciar na estabilidade inicial, o que melhora o índice de sucesso desses implantes (Kim *et al.*, 2010). Esse fato pôde ser demonstrado por Glauser *et al.* (2004) que, após observar um menor índice de falhas na osseointegração, afirmaram que a modificação da superfície do implante melhora os índices de sucesso dos que recebem carga imediata.

6.1.1 Torque de Inserção

Devido aos melhores índices clínicos dos implantes serem também influenciados pela sua estabilidade primária, evidencia-se a importância de se avaliar o efeito do tratamento de superfície na ausência de micromovimentos no momento cirúrgico. Esta análise foi realizada por Sul *et al.* (2009), que encontraram em seus estudos, relação entre os valores de estabilidade primária e a rugosidade da superfície do implante. Santos *et al.* (2009) utilizando o polietileno como substrato, ao obter menores valores de torque de inserção em implantes usinados, também demonstraram que existe uma relação do tratamento de superfície de implantes com a sua estabilidade primária. Da mesma forma, Tabassum *et al.* (2009) utilizando, no entanto, blocos de poliuretano para avaliar o efeito da rugosidade superficial dos implantes no torque de inserção e remoção, encontraram médias maiores em implantes com a superfície tratada. Esses resultados confirmam a afirmações de alguns autores de que o tratamento de superfície, além de ter a função de estimular as células de proliferação óssea, tem papel na ancoragem inicial (Simanka *et al.*, 2006).

No entanto, apesar das melhores características biomecânicas dos implantes tratados observadas nos estudos, o emprego dos implantes usinados como controle negativo nas pesquisas ainda tem o seu valor (Carvalho *et al.*, 2009), pois por muitos anos foi considerado o padrão ouro da osseointegração, sendo um tipo de superfície estatisticamente embasado na literatura (Granato *et al.*, 2008). Para esse controle, o presente estudo utilizou os grupos de implantes Master Screw e Conect Cônico. Os implantes cônicos analisados no nosso estudo, não possuíam tratamento

de superfície devido à disponibilidade que a empresa oferece de implantes neste formato e com o diâmetro selecionado. Já os implantes Master Screw foram selecionados com o mesmo formato cilíndrico e hexágono externo do implante Master Porous, o qual possuía a superfície tratada; para observar a influência isolada do fator de variação presença de tratamento de superfície na estabilidade primária. Nesse caso, esse grupo de implantes evidenciou que o tratamento de superfície não influenciou na análise do torque de inserção, pois os implantes cilíndricos de hexágono externo inseridos em qualquer tipo de substrato, não apresentaram diferença estatisticamente significante quando usinados ou com sua superfície tratada. Assim, nossos resultados não concordaram com estudos que observaram maior estabilidade primária em implantes tratados (Glauser *et al.*, 2004; Santos *et al.*, 2009; Tabassum *et al.*, 2009); no entanto, está de acordo com achados de Da Cunha *et al.* (2004), que concluíram que o *design* de implantes é mais importante que a sua superfície para a estabilidade primária, ao verificarem que esta foi maior para implantes usinados do que para os tratados.

Considerando os resultados de torque de inserção no substrato osso suíno, nosso trabalho demonstrou que os implantes cônicos, os quais eram usinados, apresentaram maior média; porém sem diferença estatística com implantes que apresentavam tratamento de superfície, no caso, o implante hexágono interno. Apesar de nossos resultados estarem de acordo com o estudo de Kim *et al.*, (2010) que também não encontraram diferença estatisticamente significante entre implantes usinados e com tratamento de superfície instalados em mandíbulas de cães; muitos estudos mostram uma maior estabilidade inicial em superfícies rugosas (Glauser *et al.*, 2004; Santos *et al.*, 2009; Tabassum *et al.*, 2009; Tabassum *et al.*, 2010),

provavelmente por permitirem além da síntese de matriz óssea e a diferenciação de osteoblastos (Zhu *et al.*, 2004; Protivinsky *et al.*, 2007), a adesão destas células mais rapidamente na superfície do implante (Anselme, 2000; Deligianni *et al.*, 2001; Guizzardi *et al.*, 2004; Rouahi *et al.*, 2006; Att *et al.*, 2007; Nishimoto *et al.*, 2008). A possível justificativa disso não ter ocorrido nas amostras ósseas deste estudo é pelo fato desse substrato ser analisado na condição *in vitro*, o que provavelmente pode ter sido responsável pelos resultados indiferentes estatisticamente de valor de torque de inserção em implantes com superfície tratada ou não.

No substrato Synbone[®] analisado no presente estudo, embora o implante cônico apresentasse média estatisticamente superior aos demais, sugerindo que sua superfície usinada forneça maior valor de torque de inserção; foi observado que a ausência, ou a presença de simples, ou duplo tratamento de superfície dos implantes cilíndricos; não tinham essa diferença entre si, o que ressalta a maior importância do formato para estabilidade primária quando da utilização de ossos artificiais (Chong *et al.*, 2009).

Na madeira e nas poliuretanas Nacional[®], assim como nos outros substratos, não houve diferença estatística entre implantes cilíndricos hexágono externo com tratamento e sem tratamento de superfície. Além disso, na densidade de 15 PCF, as médias de torque de inserção entre implantes com tratamento de superfície único (o hexágono interno) e implantes com tratamento duplo (o cilíndrico hexágono externo) não tiveram diferença estatisticamente significativa. Apesar de estudos mostrarem que a superfície rugosa favoreça a estabilidade primária devido ao aumento da extensão da superfície do implante em contato com o osso (Al-Nawas *et al.*, 2006); existem relatos de que não há uma diferença significativa dessa fixação inicial em

implantes com ou sem tratamento de superfície em substratos com uma certa espessura de osso cortical, pois foi demonstrado que a presença do tratamento de superfície de implantes inseridos em blocos de poliuretano similares aos utilizados no presente estudo, com osso esponjoso e cortical com espessura aproximada de 2 mm; também não influenciou no torque de inserção (Tabassum et al., 2010), o que corrobora com nossos resultados.

As poliuretanas de 20 PCF também foram utilizadas como substrato num outro estudo de Tabassum *et al.* (2009), contudo, este não apresentou resultados similares aos nossos, pois encontram média estatisticamente maior para implantes com tratamento de superfície. No entanto, foram utilizados implantes cônicos de maior diâmetro, o que pode ter sido capaz de tornar os valores de torque de inserção com diferença estatística.

O fato do tratamento de superfície dos implantes não ter influência estatisticamente significativa no torque de inserção em todos os substratos analisados, pode ser explicado pelo fato do *design* ter uma maior interferência nos valores de estabilidade inicial, por fornecer uma boa estabilidade mecânica (Kim *et al.*, 2010). Além disso, o preparo do leito ósseo receptor em todos os grupos de implantes foi sempre com o diâmetro inferior ao diâmetro do implante, como preconizado pelo fabricante, o que também permite uma maior estabilidade primária (Sakoh *et al.*, 2006; Beer *et al.*, 2007; Tabassum *et al.*, 2009).

6.1.2 Força Máxima de Arrancamento (ASTM F543)

Ao analisar a força de arrancamento, a superfície de implantes também não mostrou influência quando estes foram inseridos nos diversos substratos. No osso suíno e no osso artificial de poliuretano Synbone[®], todos os grupos de implantes não apresentaram diferença entre si, independente da presença de tratamento de superfície. Na literatura odontológica, há poucos esclarecimentos sobre a influência do tratamento de superfície de implantes na força de arrancamento, uma vez que essa análise é mais amplamente utilizada na ortopedia médica (Inceoglu *et al.*, 2004; Leite *et al.*, 2008; Zamarioli *et al.*, 2008; Rosa *et al.*, 2008) para avaliar a ancoragem ou fixação inicial de implantes ortopédicos, pois estes, têm o objetivo de obter estabilidade inicial, mas raramente apresentam tratamento de superfície (Inceoglu *et al.*, 2004).

No entanto, existem alguns estudos na odontologia que mostram que, apesar da superfície de implante tratada por deposição biocerâmica de hidroxiapatita apresentar falha na união com o implante após aplicação de carga funcional (Buser *et al.*, 2004; Yang *et al.*, 2005), esta contribui para a fase precoce de fixação biomecânica entre o osso e o implante (Ban *et al.*, 1997; Granato *et al.*, 2008). A fase precoce de fixação é totalmente influenciada pela estabilidade primária que, segundo Helgason *et al.* (2008), é definida como a estabilidade mecânica pós-operatória antes de começar a osseointegração, e estudos em cães mostram que a formação óssea começa uma semana após a instalação do implante (Berglundhet *et al.*, 2003; Abrahamsson *et al.*, 2004). Portanto, a influência do tratamento de superfície, citada por Ban *et al.* (1997), já se reportava à estabilidade inicial.

Um estudo clínico longitudinal de 10 anos que avaliou a instalação de implantes em 316 pacientes, mostrou a menor possibilidade de estabilidade inicial quando estes tinham superfície usinada (Cooper, 2010). Isso pôde ser observado no substrato de poliuretano Nacional de 40 PCF[®], onde o implante hexágono interno com tratamento de superfície teve a maior média de força de arrancamento com diferença estatística com os demais, o que sugere que a superfície tratada apresentou melhor desempenho que a usinada em um substrato mais denso.

Os maiores resultados em implantes com tratamento de superfície na poliuretano de 40 PCF pode ser explicado pela ação da força de atrito, a qual é maior em um substrato mais denso. Uma vez que um substrato de maior densidade tem menor quantidade de espaços vazios internos, a superfície de contato do substrato com o implante é aumentada, e dessa maneira, a estabilidade primária (Gedrange *et al.*, 2005). Estudos mostram que a superfície de contato do implante com osso é diminuída cerca de 25% em ossos de pobre qualidade, o que interfere na estabilidade primária (Kim *et al.*, 2010). Somado a isso, a superfície tratada do implante sendo mais rugosa, amplia a superfície de contato e, conseqüentemente a força de atrito entre eles (Helgason *et al.*, 2008). Diversos autores (Colella *et al.*, 1981; Søballe *et al.*, 1990, 1991, 1992a, b, 1993; Dhert *et al.*, 1991; Cook *et al.*, 1992; Wang *et al.*, 1996; Overgaard *et al.*, 1997; Lewis *et al.*, 1997; Elmengaard *et al.*, 2005) afirmam que testes *push-out*, de torque, e *pull-out*, definido como resistência ao arrancamento; apesar de serem métodos destrutivos que não podem ser usados para aferições clínicas (Rabel *et al.*, 2007), avaliam a força e a rigidez do cisalhamento na interface osso-implante e portanto, o atrito. Assim, a análise da força de arrancamento pode avaliar o atrito da interface osso-implante, influenciado

por fatores que aumentam sua superfície de contato, como a densidade do substrato e o tratamento de superfície de implante; e dessa forma a estabilidade primária (Han *et al.*, 1998).

Contudo, apesar do melhor desempenho do implante com tratamento de superfície na poliuretana Nacional[®] de 40 PCF, não houve diferença estatística entre implantes do mesmo formato – cilíndrico hexágono externo, com tratamento ou sem tratamento de superfície. Portanto, provavelmente os implantes de hexágono interno apresentaram maior média devido a seu formato, ou mais provavelmente pelo seu tipo de conexão protética, pois implantes também cilíndricos, só que com conexão protética do tipo hexágono externo, tiveram diferença estatística com ele, que no entanto, apesar do mesmo formato, tinham uma maior profundidade das roscas. Assim, o *design* pareceu ser mais preponderante que o tratamento de superfície, o qual não teve influência na força de arrancamento dos implantes inseridos na poliuretana Nacional[®] de 40 PCF. Além disso, Glauser *et al.* (2001) *apud* Glauser *et al.*, (2003) afirmaram que o tratamento de superfície tem uma influência mais significativa em ossos de menor densidade, portanto, isto sugere o porquê deste fator não ter causado efeito na poliuretana de maior densidade. Apesar de alguns estudos observarem a relação do tratamento de superfície dos implantes e densidade óssea, alguns autores consideram também a influência da densidade óssea e diâmetro e comprimento do implante na estabilidade primária, os quais nesse substrato foram iguais para todas as amostras, com exceção do menor diâmetro do implante cônico, o que pode ter influenciado na sua menor média de força de arrancamento (Kim *et al.*, 2010).

Na poliuretana Nacional[®] de 20 PCF, os implantes hexágono interno com tratamento de superfície, também tiveram maior média de força de arrancamento, e mais uma vez apresentaram diferença estatística com os implantes hexágono externo, mas no entanto, não foram diferentes estatisticamente do implante cônico, o qual era usinado. Portanto, a presença de tratamento de superfície também não influenciou na força de arrancamento dos implantes quando inseridos em substrato de 20 PCF, ressaltado pelo fato de que esses implantes cônicos usinados também não tiveram diferença estatística com implantes com duplo tratamento de superfície.

Os mesmos resultados puderam ser observados na poliuretana Nacional[®] de 15 PCF, no entanto, o implante com duplo tratamento de superfície não teve diferença estatística com os implantes hexágono interno (com tratamento único) além do implante cônico (sem tratamento). Assim, da mesma forma, o tratamento de superfície não teve influência na análise da força de arrancamento nesse substrato. Mais uma vez, tais resultados contradizem o estudo de Tabassum *et al.* (2009); que mostrou que a textura do implante influencia na extensão da fixação osso-implante, representada pelo contato entre ambos, e que reflete na estabilidade primária; e é ressaltado pelo fato de que implantes com tratamento ácido além de uma superfície mais homogênea (Elias e Lima, 2001), apresentam uma maior interface óssea que implantes usinados (Weng *et al.*, 2003; Veis *et al.*, 2007). Além disso, também se opõe aos relatos de que a diferença de torque entre implantes usinados e tratados diminui com o aumento da densidade do substrato, ou seja, que presença de tratamento de superfície influencia mais em ossos com menor densidade (Tabassum *et al.*, 2009), pois no presente estudo, as poliuretanas de menor densidade também não apresentaram diferença estatística entre implantes com diferentes rugosidades.

Portanto, pôde se observar que a qualidade óssea, que envolve outros fatores biológicos além da densidade, como o metabolismo ósseo; não causa a mesma influência na estabilidade primária em trabalhos laboratoriais, pois, apesar da propriedade da estabilidade inicial avaliar somente o engajamento mecânico do implante no osso, numa situação clínica, eles é que determinam o sucesso e continuidade dos processos biológicos, interferindo nos resultados (Tabassum *et al.*, 2009). Somado a isso, os resultados do presente estudo ressaltam mais uma vez a maior influência da densidade óssea na força de arrancamento do que o tratamento de superfície, pois entre os materiais utilizados houve diferença estatística na análise da força de arrancamento, e isto corrobora com estudos que analisam os fatores que influenciam nessa análise (Inceoglu *et al.*, 2004; Zamarioli *et al.*, 2008; Rosa, 2007).

Na madeira, apesar dos implantes com tratamento de superfície apresentarem as maiores médias de força de arrancamento, e o implante cônico sem tratamento de superfície apresentar diferença estatística com estes grupos, os implantes cilíndricos hexágono externo não tiveram diferença estatisticamente significativa entre si, independente da presença de tratamento de superfície. O mesmo ocorreu em todos os substratos, o que permite concluir que, de forma geral, o tratamento de superfície não interferiu na força de arrancamento, pois implantes idênticos, diferenciados apenas pela presença de tratamento de superfície, não apresentam diferença estatística entre si. Como explicação pode-se sugerir a magnitude da força de arrancamento ser elevada a tal ponto que a simples rugosidade ou aumento da espessura da camada superficial de implante não seria capaz de resistir significativamente à aplicação dessa força; assim com as roscas de parafuso que

são capazes de exercer certa resistência a influência na ancoragem do parafuso (Inceoglu *et al.*, 2004; Rosa, 2007; Leite *et al.*, 2008; Zamarioli *et al.*, 2008).

Tal fato permite ainda uma correlação entre torque de inserção e força de arrancamento, uma vez que para o fator tratamento de superfície, os implantes analisados não influenciaram nos dados obtidos nas duas análises. Essa correlação de fixação inicial já foi encontrada em trabalhos prévios de implantes ortopédicos (Zdeblick *et al.*, 1993; Ryken *et al.*, 1995a, 1995b, Abshire *et al.*, 2001; Hsu *et al.*, 2005).

6.1.3 Frequência de ressonância

Apesar das inovações nas características das superfícies serem desenvolvidas constantemente para contribuir no desempenho de implantes osseointegrados; pouco é conhecido sobre os efeitos dos tratamentos de superfície em relação à análise da frequência de ressonância imediatamente após sua inserção; sendo a rugosidade de superfície o foco de muitos estudos (Sul *et al.*, 2009), e não a presença do tratamento. Nesta análise, nosso trabalho observou maiores valores de estabilidade inicial em implantes com tratamento ácido em comparação aos usinados, o que pode ser explicado pelos estudos de Rozé *et al.* 2009, que mostraram que os valores de frequência de ressonância aumentam com a espessura de óxidos e o tamanho do microporo. O melhor desempenho de implantes com superfície tratada também pôde ser demonstrado pelo resultado observado no presente estudo, onde estes, mesmo numa poliuretana de menor densidade, 15 PCF, não tiveram diferença estatística com implantes usinados na poliuretana de 20 PCF. A maior média de ISQ para implantes com superfície rugosa também foi

observada por Chong *et al.*, 2009, que sugeriram que as superfícies com menor rugosidade com região auto-perfurante foram responsáveis pelos seus menores valores. Neugebauer *et al.*, (2009) também observou uma maior ancoragem em superfícies de implantes com uma micromorfologia de superfície de implantes mais profunda, ou seja, um maior quociente de estabilidade inicial em implantes com maior rugosidade superficial.

Apesar dos nossos resultados confirmarem essas afirmações (com exceção da poliuretana Nacional[®] de 20 PCF), de que a superfície tratada de implantes influencia nos valores de ISQ; a presença do tratamento de superfície não apresentou diferença significativa em relação aos implantes usinados em todos os substratos. Esses resultados corroboram com os estudos de Kim *et al.*, (2010) que, analisando a frequência de ressonância em implantes usinados e com tratamento de superfície SLA e anodizados, inseridos em mandíbulas de cão, não encontraram diferença estatística entre as amostras, apesar das superfícies tratadas apresentarem as maiores médias. O mesmo também foi encontrado por Santos *et al.*, 2009, que encontraram valores de ISQ maiores para implantes com tratamento ácido e anódico em comparação aos usinados; e no entanto, não foi detectada diferença estatística entre tais. Analisando implantes com diversos tipos de tratamentos SLA, Han *et al.*, 2010, assim como Valdemarra *et al.*, (2007), também notaram que o tratamento de superfície não influenciou significativamente na média de ISQ. Sul *et al.*, 2009, analisando seis tipos de implantes com diferentes tratamentos de superfície, observaram que esta propriedade não interferiu significante, com exceção de um grupo; no quociente de estabilidade primária aferido no momento da inserção do implante. Sugere-se como hipótese o fato da frequência de ressonância não ter

sensibilidade suficiente para detectar alterações menores, como o tratamento de superfície de implantes (Santos *et al.*, 2009).

Ainda existem estudos controversos, como os de Al-Nawas *et al.*, (2006), que encontraram maiores resultados para implantes do sistema Branemark, que incluíam implantes usinados, em comparação aos implantes Straumann®, só com tratamento de superfície; no entanto, os autores sugerem pela sua experiência, que esses valores podem estar mais baseados no tipo de transdutor utilizado, que pelo tipo de implante. Outros pesquisadores também sugerem que a estrutura do osso ou substrato onde o implante é inserido é o fator de variação mais significante nos valores de estabilidade primária aferida por frequência de ressonância (Chong *et al.*, 2009; Rozé *et al.*, 2009).

Grande parte das mudanças de tratamento de superfície nos implantes tem efeito na osseointegração durante o período de cicatrização, porém há pouca influência na estabilidade primária imediatamente após a instalação (Han *et al.*, 2010), como pôde ser observado no presente estudo. A fim de melhorar a estabilidade inicial dos implantes tem sido dada atenção especial para mudanças e desenvolvimento no *design* de implantes (Han *et al.*, 2010).

6.2 Formato dos implantes

Com o avanço industrial e científico da Implantodontia, além das inovações nos tratamentos de superfície; formatos alternativos foram desenvolvidos para sua utilização nas diversas situações clínicas desafiadoras de quantidade e qualidade óssea (Bezerra *et al.*, 2010). Essas modificações tiveram como objetivo reduzir o tempo da efetivação da osseointegração, assim como, facilitar o procedimento

clínico durante a instalação do implante (Albrektsson e Wennerberg, 2004). No entanto, ainda não existe um consenso sobre qual *design* de implante possa favorecer melhor a osseointegração (Bezerra *et al.*, 2010).

Dos variados formatos lançados no mercado, diferentes dos originais implantes cilíndricos, pode-se citar os implantes cônicos. Este *design* de parafuso, inicialmente projetado para casos de instalação imediata após a extração e ossos pouco densos, tem o objetivo de prover compressão lateral na cortical de sítios ósseos com baixa qualidade ao distribuir forças no osso adjacente (Chong *et al.*, 2009). Dessa forma, cria uma maior compactação do osso nas paredes osteotomizadas, melhorando, portanto, a estabilidade primária (Chong *et al.*, 2009; Toyoshima *et al.*, 2011).

6.2.1 Torque de Inserção

A comparação entre diferentes formatos de implantes foi examinada em diversos trabalhos que constataram que, devido às características que parecem aperfeiçoar a estabilidade primária; implantes cônicos têm um maior torque de inserção que implantes cilíndricos (O`Sullivan *et al.*, 2000; Sakoh *et al.*, 2006; Chong *et al.*, 2009; Kahraman *et al.*, 2009; Bezerra *et al.*, 2010; Rocha, 2010). Utilizando implantes da Conexão[®], assim como nesse estudo, inseridos em osso suíno, poliuretano e polietileno; Rocha (2010) demonstrou que implantes cônicos tiveram maior torque de inserção que implantes cilíndricos, atribuindo essa dificuldade de inserção e assim, um maior travamento primário, ao formato e maior angulação do filete de rosca do implante cônico, por gerar um maior atrito no substrato. Bezerra *et al.*, (2010) também justificaram seus resultados de maior torque de inserção em

implantes com conicidade inseridos em osso animal, pela macro-geometria do implante e *design* das suas roscas.

O melhor desempenho mecânico para implantes cônicos observado nestes trabalhos corrobora com o presente estudo quando estes foram inseridos em osso suíno, onde neste substrato apresentaram os maiores valores de torque de inserção em comparação aos implantes cilíndricos. Apesar de não apresentarem diferença estatística com implantes cilíndricos (hexágono interno e hexágono externo usinado), seu melhor desempenho sugere que, devido ao seu abaulamento no terço médio, existe uma compressão das trabéculas ósseas adjacentes e, portanto, um acomodamento trabecular e aumento da densidade; o que pode ter colaborado para sua maior retenção (Kline *et al.*, 2002). Bezerra *et al.*, (2010), assim como no nosso estudo, não encontraram diferença estatística entre implantes cilíndricos e cônicos inseridos em substrato ósseo, quando aferiram o torque de remoção e frequência de ressonância. Tais autores colocam como hipótese o contato ósseo parcial que o implante cônico permite, o que cria câmaras para obtenção de ossificação intramembranosa. No entanto, apesar de não haver diferença estatística entre os diferentes formatos de implantes analisados pelo torque de inserção, implantes cônicos também obtiveram maiores valores que os cilíndricos no substrato ósseo, assim como em nosso estudo.

Apesar de encontrar maiores valores de torque de inserção, além de dados obtidos pelo Periotest e pela análise *push-out*, em implantes cônicos; Sakoh *et al.*(2006) também não observaram diferença estatística com implantes cilíndricos quando a análise utilizada foi a frequência de ressonância, assim com o encontrado nos estudos de Rozé *et al.* (2009). Da mesma forma, Toyoshima *et al.*(2011),

comparando implantes cilíndricos e cilíndrico-cônicos, não obtiveram diferença estatística entre estes formatos, sugerindo como explicação para esses resultados e, que podem ser explanada para os nossos, o fato de terem utilizado somente a parte de osso esponjoso de crista ilíaca bovina, pois afirmam que o osso cortical influencia mais nos valores de ISQ devido ao seu maior módulo elástico (Nkenke *et al.*, 2003; Akkocaoglu *et al.*, 2007).

O objetivo do formato cônico de implantes de compactar o osso residual e, portanto, fornecer um maior travamento primário; não foi efetivo nos ossos artificiais de poliuretana, visto pelos seus menores resultados de torque de inserção encontrados nas poliuretanas Synbone[®] e Nacional[®] de 40 e 20 PCF. Assim, o formato dos implantes influenciou diferentemente no osso e na poliuretana, tendo cada um deles a melhor indicação de implante para o maior torque de inserção, não sendo indicados esses substratos de poliuretana para a correlação com o substrato ósseo, o que impossibilita extrapolar seus resultados para o uso clínico. Apesar desses dados, na marca Nacional[®] este formato cônico não apresentou diferença estatística com alguns tipos de implantes cilíndricos, sendo na densidade de 40 PCF com os implantes hexágono interno, e em 20 PCF com os hexágono externo, e em 15 PCF com todos os tipos de implantes cilíndricos. Portanto, assim como no substrato ósseo, pareceu não haver influência do formato do implante no torque de inserção neste material, apesar do estudo de Santos *et al.* (2009), que utilizou também a poliuretana, mostrar que implantes cônicos têm um maior torque de inserção que os cilíndricos devido a sua maior superfície de contato com o substrato.

No entanto, ainda analisando as poliuretanas da marca Nacional[®], o desempenho mecânico do implante cônico foi melhor quando inserido na menor

densidade, em comparação com os seus resultados nas outras duas densidades. Isto reafirma a indicação deste formato de implante para aplicação em ossos pouco densos (Kline *et al.*, 2002), devido às forças de compressão lateral que proporciona, o que leva a uma maior densidade local do substrato (O'Sullivan *et al.*, 2000; Sakoh *et al.*, 2006; Greenstein *et al.*, 2008; Santos *et al.*, 2009), como pôde ser visto no estudo de O'Sullivan *et al.* (2000) que notaram que implantes cônicos mostraram maior torque de inserção em osso de cadáver tipo D4. Dessa forma, autores mostram que a seleção do implante baseada na qualidade óssea, permite um melhor resultado clínico (O'Sullivan *et al.*, 2000; Kline *et al.*, 2002) bem como melhores resultados de perda óssea marginal com o passar do tempo (Kline *et al.*, 2002). Com base nesses resultados que mais se assemelham aos encontrados no substrato ósseo, esta densidade de poliuretano (15 PCF) é sugerida como a mais indicada para equiparar-se ao osso natural.

Na madeira, a maior média de torque também foi encontrada em implantes cilíndricos, os hexágonos externos tratados que, no entanto, também apresentaram os menores valores quando hexágonos internos. Estes implantes, de maior e menor média, tiveram diferença estatisticamente significativa entre eles, contudo, tanto um, quanto outro não teve diferença estatística com o implante cônico; portanto, o formato também não influenciou no torque de inserção dos implantes inseridos na madeira. Sugere-se que, devido à conformação das roscas dos implantes da marca comercial utilizada, ter uma mudança menos significativa entre implantes cilíndricos e cônicos, do que entre hexágonos externos e internos, o que justifica o maior e menor média respectivamente; essas configurações nas espiras apresentaram tamanha relevância (Santos *et al.*, 2009; Bezerra *et al.*, 2010; Rocha, 2010) de forma que

foram mais influentes que o formato do implante na madeira, considerada um material rígido pelos seu maiores valores de torque de inserção. Também é importante ressaltar que, neste material, implantes cilíndricos e cônicos obtiveram maiores médias de torque sem diferença estatística, o que torna o desempenho do implante cônico melhor do que o observado nas poliuretana Synbone® e Nacional® de 40 e 20 PCF, e demonstra que não é somente a densidade do substrato que influencia no comportamento do ensaio, mas também a malha e a distribuição de compostos específicos do substrato, uma vez que a madeira é um material mais denso que o osso utilizado e a poliuretana de 15 PCF, mas apresentou resultados similares aos vistos nestes materiais. Tal fato pode ser observado semelhantemente no osso humano, onde a particularidade da densidade óssea de cada indivíduo, não permite a ocorrência de uma situação exatamente igual à outra, mesmo em pequenas distâncias entre sítios ósseos.

De modo geral, pôde-se constatar que os implantes cilíndricos hexágono externo apresentaram os maiores resultados de torque de inserção, com exceção quando inseridos no osso, onde os cônicos tiveram maior média, mas que no entanto, não apresentaram diferença estatística com grupos de implantes cilíndricos. O estudo de Browers *et al.* (2009) corrobora com alguns de nossos resultados, onde aferindo a estabilidade primária por meio da frequência de ressonância, encontraram valores maiores para os implantes cilíndricos em comparação com os cônicos; sugerindo tal fato pela utilização de ossos desidratados e não frescos. Segundo Rho & Pharr (1999), as propriedades desses ossos são diferentes, como um aumento do módulo de elasticidade de até 10% no ossos desidratados. Isso mostra, como a correlação substrato, formato e diâmetro do implantes podem interferir nos

resultados e podem justificar nossos dados diferentes a alguns estudos da literatura que apresentam melhor desempenho aos implantes cônicos (O`Sullivan *et al.*, 2000; Sakoh *et al.*, 2006; Chong *et al.*, 2009; Kahraman *et al.*, 2009; Bezerra *et al.*, 2010; Rocha, 2010).

Tais fatos, de ora encontrar concordância com nossos estudos, ora não encontrar; evidencia a importância de fazerem-se comparações entre os mesmos implantes utilizando para aferição da estabilidade primária, além de diferentes métodos, diferentes materiais; e enfatiza como muitos destes não estão totalmente esclarecidos e ainda não apresentam uma relação absoluta entre eles (Ceheli *et al.*, 2009b).

6.2.2 Força Máxima de Arrancamento (ASTM F543)

Assim como o torque de inserção, ensaios de arrancamento já estão bem estabelecidos para a análise da estabilidade primária de implantes *in vitro* (Brosh *et al.*, 1995; Sakoh *et al.*, 2006). Assim como no torque de inserção, ao avaliar a força de arrancamento de implantes ortopédicos, alguns estudos apresentam maiores valores em parafusos cônicos que cilíndricos, o que mostra que o desenho do parafuso influencia na ancoragem do implante (Inceoglu *et al.*, 2004; Zamarioli *et al.*, 2008). Implantes cônicos possuem maior resistência ao arrancamento, assim como no torque de inserção, devido ao aumento progressivo do diâmetro, que promove a compressão do material ao seu redor (Inceoglu *et al.*, 2004; Zamarioli *et al.*, 2008; Kahraman *et al.*, 2009), e aumenta dessa forma, sua densidade óssea (Rosa *et al.*, 2008).

No presente estudo, essa característica só foi observada quando os implantes cônicos foram inseridos em osso natural suíno, onde neste material apresentaram os maiores valores; da mesma forma que ocorreu na análise do torque de inserção. No entanto, nesse substrato, não apresentaram diferença estatisticamente significativa com os implantes de formato cilíndrico. Pode-se considerar como explicação para tal fato, a utilização de ossos conservados sob congelamento durante um período maior que uma semana após o abate dos animais, pois estudos prévios relatam variação na força máxima de arrancamento de acordo com o tempo de obtenção dos espécimes até a realização do ensaio (Pithon *et al.*, 2007). Portanto, esta técnica é muito sensível a alterações em detalhes técnicos; sendo assim, os valores obtidos a partir de diferentes estudos não devem ser diretamente comparados (Sakoh *et al.*, 2006).

No osso artificial Synbone[®], apesar de também não haver diferença estatística entre os diferentes formatos de implantes, dessa vez os cônicos apresentaram os menores valores. Neste substrato, o implante hexágono interno teve a maior média de força de arrancamento, assim como no osso artificial Nacional[®] em todas as densidades. Na densidade de 40 PCF os cônicos também tiveram menor média de força de arrancamento, contudo não tiveram diferença estatística com os implantes cilíndricos hexágono externo, mostrando dessa forma, que também não houve influência do formato na força de arrancamento dos implantes nesse substrato. Já nas densidades de 20 PCF e 15 PCF, os implantes apresentaram comportamento semelhante, sendo que o implante cônico nesses substratos não apresentou menor média de força de arrancamento, mas também foi igual aos implantes cilíndricos - na densidade de 20 PCF aos hexágono interno e externo; e na poliuretana de 15 PCF a

todos os cilíndricos, com exceção do usinado. Assim, nessas densidades, o formato dos implantes também não influenciou na força máxima de arrancamento.

Na madeira, os implantes hexágono interno mais uma vez apresentaram a maior média de arrancamento, e diferença estatística com os cônicos que tiveram os menores valores. O implante cônico não teve diferença estatística com o implante cilíndrico sem tratamento de superfície, evidenciando que o formato de implante também não interferiu na força de arrancamento.

Apesar de não haver diferença estatística entre implantes cônicos e cilíndricos em todos os substratos; de modo geral, os implantes cilíndricos, sobretudo de hexágono interno, mostraram um melhor desempenho na resistência ao arrancamento do que os cônicos, contrapondo os estudos que observaram que os parafusos cônicos apresentaram maiores valores que os cilíndricos tanto no torque de inserção como na resistência ao arrancamento (Zamarioli *et al.*, 2008). No entanto, o fato da conexão desses implantes ser do tipo hexágono interno, pode ter influenciado nesses resultados superiores de resistência ao arrancamento, pois neste tipo de conexão protética, o dispositivo utilizado para o ensaio foi desenvolvido pelos pesquisadores, e não foram utilizados monta-implantes do fabricante, como no caso de implantes cilíndricos. Além disso, apesar de na literatura alguns resultados favorecem resultados nos implantes cônicos em relação à estabilidade primária, muitas vezes estes possuem o diâmetro igual ou superior aos implantes cilíndricos (Sakoh *et al.*, 2006; Bezerra *et al.*, 2010, Rocha *et al.*, 2010). Portanto, ressalta-se que o uso do implante cônico com diâmetro menor no presente estudo, pode ter influenciado nos menores valores do torque de inserção e resistência ao arrancamento, pois segundo Lill *et al.*, (2000) *apud* Zamarioli *et al.*, (2008),

parafusos com o desenho cônico podem apresentar propriedades mecânicas inferiores aos parafusos cilíndricos quando comparados em diferentes dimensões.

Os implantes cônicos foram selecionados com o diâmetro ligeiramente menor que os cilíndricos, em função da disponibilidade dos modelos apresentados pela empresa com valores aproximados dos 3,75 mm dos implantes cilíndricos, serem 3,5 mm e 4,3 mm de diâmetro. Considerando-se a marca utilizada e uma situação clínica com espaço edêntulo de 6,0 mm, onde não se poderia utilizar um implante de 4,3 mm de diâmetro em função da pequena quantidade de osso remanescente, e a seleção ideal seria um implante cilíndrico de 3,75 mm ou cônico de 3,5 mm; optou-se pelo uso de um diâmetro menor. Ainda, se selecionássemos os implantes cônicos de 4,3 mm e os comparássemos aos cilíndricos de 3,75 mm, onde nesse caso a diferença de diâmetro seria maior que se utilizássemos os cônicos de 3,5 mm; fatalmente os valores dos implantes cônicos seriam superiores aos cilíndricos, provavelmente devido a seu diâmetro e não pelo seu formato; o que revela que a relação diâmetro e formato do implante, e substrato; estão intimamente ligados e devem em conjunto ser analisados pré – cirurgicamente, antes da seleção de um tipo de implante (Misch, 2007).

Segundo alguns estudos (Winkler *et al.*, 2000; Merheb *et al.*, 2010), o diâmetro do implante afeta significativamente os valores de quociente de estabilidade primária. Portanto, estes autores confirmam a tendência da utilização de implantes mais largos em regiões com pobre qualidade óssea ou ancoragem, para o aumento do contato ósseo, e portanto, da estabilidade primária. A força de arrancamento também é influenciada pelo diâmetro do implante (Inceoglu *et al.*, 2004; Wen-Chi *et al.*, 2009) sendo portanto, também um dos fatores responsáveis pelos menores

valores para os implantes cônicos nessa análise. Chapman *et al.*, (1996) *apud* Inceoglu *et al.*, (2004), relataram que um pequeno aumento de diâmetro é suficiente para causar uma melhor ancoragem óssea, assim como uma reduzida diminuição já é capaz de diminuir esta fixação, o que pode ser demonstrado neste trabalho.

Assim, a relação entre estabilidade primária e o *design* de implantes ainda é motivo para controvérsia, pois estudos são feitos utilizando variados materiais para a inserção de implantes e, além disso, implantes com diferentes diâmetros, comprimentos e formatos; ou seja, a grande variedade de protocolos dificulta a comparação entre os estudos (Kline *et al.*, 2002). Somado a isso, este estudo avaliou somente aspectos mecânicos do efeito do *design* e do tratamento de superfície na estabilidade primária de implantes odontológicos. Fatores biológicos como a resposta óssea e as características individuais e variações locais do osso humano, assim como modificações na técnica cirúrgica para aumentar a ancoragem dos implantes, são influentes na estabilidade primária numa situação clínica.

6.3 Substrato para inserção dos implantes

A diversidade de resultados dos implantes selecionados nos diferentes substratos evidenciou a influência que o material de inserção pode causar nos resultados. Para alguns autores, a estabilidade primária é mais afetada pela quantidade e qualidade óssea que pelo *design* do implante (Chong *et al.*, 2009; Rozé *et al.*, 2009) e, desse modo, as diferenças encontradas na literatura podem ser baseadas na utilização de diferentes substratos, sintéticos ou naturais; ou até mesmo pela utilização de ossos desidratados, o que influencia na rigidez da interface osso/implante (Browers *et al.*, 2009).

Muitos estudos afirmam que implantes inseridos na mandíbula tem maiores índices de sucesso que inseridos em maxila (Aksoy *et al.*, 2009; Turkylmaz *et al.*, 2008). Isso revela que a estrutura óssea é um parâmetro para estabilidade primária e sucesso dos implantes (Turkylmaz *et al.*, 2008; Rozé *et al.*, 2009; Aksoy *et al.*, 2009;). Os altos índices de falhas de implantes são observados por cirurgiões quando há a presença de pobre mineralização óssea ou limitada resistência óssea percebida na sensibilidade tátil durante a perfuração (Turkylmaz *et al.*, 2008).

Portanto, devido à densidade óssea ser um dos parâmetros mais importantes para estabilidade primária de implantes (Aksoy *et al.*, 2009; Degidi *et al.*, 2010; Turkylmaz *et al.*, 2008, 2009; Trisi *et al.*, 2009), com a finalidade de se observar a real influência desse fator, utilizou-se neste estudo variados substratos com diferentes densidades para instalação de implantes, como materiais sintéticos substitutos do osso humano. A seleção de ossos sintéticos foi baseada no fato da resistência ao arrancamento ser um método de ensaio laboratorial, não sendo possível a análise *in vivo* com ossos naturais (Rabel *et al.*, 2007). A utilização do osso humano cadavérico como substrato, apesar de reproduzir as condições cirúrgicas naturais e ser freqüentemente usado em testes laboratoriais para análise da estabilidade primária de implantes (O`Sullivan *et al.*, 2000; Inceoglu *et al.*, 2004; Browers *et al.*, 2009; Ceheli *et al.*, 2009a; Rozé *et al.*, 2009; Turkylmaz *et al.*, 2009) tem esta análise dificultada devido à grande variedade dos espécimes (Cristofolini *et al.*, 2000), o que explica a não seleção desse substrato no presente estudo.

Além da elevada variabilidade apresentada pelos ossos naturais (Cristofolini *et al.*, 2000) existem características que podem influenciar na confiabilidade e validade das mensurações, como fenestrações freqüentemente desconhecidas (Browers *et*

al., 2009). Estas características fazem necessária uma amostra de grande tamanho para obter uma significância satisfatória nas comparações estatísticas, tornando a realização do estudo dificultada por problemas médico-legais de obtenção, disponibilidade, manipulação, preparação e preservação de ossos naturais (Cristofolini *et al.*, 2000).

Dessa forma, buscam-se substratos substitutos ósseos de fácil aquisição e homogêneos, para a instalação de implantes e sua análise mecânica (Vendrame *et al.*, 2006; Rocha *et al.*, 2007). Diante disso, nosso estudo preocupou-se em utilizar diferentes substratos que possam desempenhar a mesma função do osso, devido a características similares, e que, além disso, permitam observar a influência das diferentes densidades desses materiais nos valores de estabilidade primária. Os materiais foram selecionados baseados, portanto, na sua fácil aquisição, com diferentes propriedades físicas para avaliar a variação de comportamento do implante frente a diferentes meios de implantação (Vendrame *et al.*, 2006); e com certa homogeneidade, de forma que se permitisse analisar a influência do *design* e do tratamento de superfície do implante, sem interferência de outro parâmetro (Santos *et al.*, 2009).

O osso de costela suíno foi utilizado com um grupo controle, substituto do osso humano, por apresentar anisotropia e um arranjo trabecular similar ao osso de maxila e mandíbula humana (Mariano, 2003; Nkenke *et al.*, 2003).

Os ossos sintéticos de poliuretana utilizados no presente estudo, são preconizados pela American Society for Testing Materials (ASTM F543) como um material com propriedades mecânicas que simulam o osso para análise de implantes ortopédicos (Chong *et al.*, 2009), e são freqüentemente utilizados em

estudos que analisam estabilidade primária (Chong *et al.*, 2009; Zamarioli *et al.*, 2008; Wen-Chi *et al.*, 2009; Tabassum *et al.*, 2009, 2010). Possuíam densidade homogênea, o que permitiu uma análise padronizada para a variável tipo de osso (Cristofolini *et al.*, 2000; Santos *et al.*, 2009; Tabassum *et al.*, 2009), e além disso, enfatizou a comparação entre os parafusos, tanto em relação ao formato quanto ao tratamento de superfície (Santos *et al.*, 2009).

A madeira foi usada como substituto ósseo para a instalação de implantes e sua utilização em ensaios mecânicos, baseada na sua homogeneidade e padrão de matriz uniforme (Pfeiffer *et al.*, 2006; Hsu *et al.*, 2005); e na sua anisotropia (Pfeil, 2003), característica inerente ao osso. Além disso, teve seu uso baseado na classificação de Misch *et al.* (2007), que determinou 4 tipos de osso de acordo com o senso tátil do operador na perfuração e instalação de implantes, comparando com madeiras de densidades variadas: D1, similar ao carvalho ou madeira de Acer; D2, similar ao pinho branco ou madeira de espruce; D3, similar à madeira de balsa comprimida, D4 similar ao isopor denso ou madeira de balsa macia. Somado a isso, a seleção deste material, teve o motivo complementar de ter de fácil aquisição, o que torna o trabalho prático e reproduzível (Vendrame *et al.*, 2006).

6.3.1 Torque de Inserção

Os resultados do torque de inserção apresentaram-se variados em cada tipo de substrato, o que demonstra a influência que o tipo e a densidade do substrato têm nos valores de estabilidade primária, como demonstrado nos estudos de Turkylmaz *et al.* (2008, 2009).

Sobre os implantes cilíndricos e de hexágono externo, as maiores médias de torque de inserção foram notadas nos materiais mais densos presentes no estudo: poliuretana Nacional® de 40 PCF, cuja sensação tátil é comparada ao osso D2 (Chong et al, 2009), e madeira pinus ou pinho – também definida como osso tipo D2, segundo a classificação de Misch (2007). Nestes substratos, estes implantes apresentaram diferença significativa quando inseridos em todos os demais substratos. Este mesmo *design* de implante, inserido no osso, apresentou comportamento estatisticamente igual quando inserido nas poliuretanas de menor densidade – 20 e 15 PCF, e no Synbone®, com exceção do implante tratado que teve diferença estatística quando inserido no osso suíno e no Synbone®. Os resultados apresentados por este implante, sugerem que a maior densidade de um substrato influencia positivamente nos valores de estabilidade primária, o que concorda com afirmações de Tricio *et al.*, 1995; Friberg *et al.* 1995, 1999, 2003; Johansson *et al.*, 2004, Rabel *et al.*, 2007; Turkylmaz et al., 2008, 2009) que afirmam que um maior torque de inserção é esperado num osso de maior densidade, como foi observado.

O implante hexágono interno, também cilíndrico, não apresentou os mesmos resultados de torque que implantes de mesmo formato só que com conexão protética do tipo hexágono externo; provavelmente devido ao design das espiras ser bastante diferente, como a menor espessura de titânio na região cervical, e espiras com menor profundidade e menor espaço entre si, que possuem o objetivo de garantir a integridade do implante nessa região. Estas características são consideradas de grande valia na estabilidade inicial de implantes (Santos *et al.*, 2009; Bezerra *et al.*, 2010; Rocha, 2010), o que pode justificar o comportamento

diferente frente a análise de torque de inserção. Esses implantes de hexágono interno tiveram em todos os substratos resultados sem diferença significativa, com exceção do osso que com menores resultados, foi diferente da madeira que teve maiores valores, provavelmente devido à alta e baixa densidade, respectivamente. A influência que a espessura e densidade de osso cortical têm nos valores de torque de inserção, e não somente a densidade volumétrica óssea e a conectividade de osso medular; pode justificar a menor média no substrato ósseo natural, pois neste, não havia a presença desse tipo de osso, e sim somente o osso trabecular (Nkenke *et al.* 2003; Motoyoshi *et al.* 2007; Huwiler *et al.* 2007). No entanto, nestes implantes observou-se que a densidade do substrato não interferiu de modo efetivo nos resultados, pois inseridos em substratos de baixa densidade, como o osso suíno, evidenciado pela menor média de torque; não tiveram diferença estatística quando inseridos, por exemplo, na poliuretana Nacional[®] de 40 PCF, assim como também não houve entre a madeira mais rígida e na poliuretana Nacional[®] de 15 PCF menos densa.

Esses achados concordam com estudos de Vercaigne *et al.*, (1998) e Degidi *et al.*, (2009) que não encontraram correlação entre o torque de inserção e a superfície de contato osso-implante, o que supostamente deveria ser o contrário (Frigberg *et al.*, 1995) , uma vez que, a maior superfície de contato existe em materiais mais densos e estes influenciam de maneira positiva na estabilidade primária. No entanto, é importante ressaltar que limitações presentes no estudo de Degidi *et al.*, (2009), como o tamanho da amostra; também existiam em nosso estudo, e podem justificar tais resultados incoerentes com afirmações prévias de que a densidade óssea

interfere no torque de inserção (Tricio *et al.*, 1995; Friberg *et al.*, 1999, 1995, 2003; Johansson *et al.*, 2004, Rabel *et al.*, 2007)

O implante cônico, assim como o implante hexágono interno, em qualquer densidade da poliuretana Nacional[®] teve resultados do torque de inserção estatisticamente iguais; portanto não houve influência da densidade da poliuretana nestes tipos de implantes. Também da mesma forma que o implante hexágono interno, apresentou maior média de torque na madeira; no entanto, inserido neste substrato teve diferença estatística com todos os outros materiais. Inserido no osso, mostrou melhor desempenho que os outros tipos de implantes, enfatizando mais uma vez a importância que esse implante tem na estabilidade primária em substratos de baixa densidade, como em ossos esponjosos, que devido ao arranjo trabecular, apresentam menor rigidez (Rosa *et al.*, 2007). Esse fato também ressalta a importância do torque de inserção como método de aferição da estabilidade primária, pois mostrou um resultado que condiz com a realidade clínica, apesar de não ser ideal sua indicação como único método para se determinar uma hipótese. Assim como os implantes hexágono externo cilíndricos, teve valores iguais estatisticamente no Synbone[®] e na poliuretana Nacional[®] de 20 e 15 PCF, o que sugere que essas densidades muito próximas influenciaram da mesma maneira nos resultados do torque de inserção.

De modo geral, todos os tipos de implantes inseridos na madeira ou na poliuretana de 40 PCF apresentaram valores maiores de torque de inserção. Os substratos de poliuretana de 20 e 15 PCF da Nacional[®], do Synbone[®] e o osso suíno também apresentaram valores aproximados. Portanto, a densidade óssea influenciou nessa análise, visto pelos maiores valores de torque em materiais de

densidade comparada ao osso tipo D2 (Misch, 2007; Chong et al., 2009), e pelos menores valores em ossos menos densos, pois possuem uma densidade similar aos ossos D4, baseado em alguns estudos que mostram que ossos tipo D2 e D3, não revelam diferença estatística entre implantes analisados (O`Sullivan et al., 2004; Kim et al., 2010) somente entre ossos D2 e D4, e D3 e D4. Além disso, a baixa densidade desses materiais é evidenciada pelo fato de puderem ser comparados ao osso sem cortical óssea, a qual influencia na densidade do substrato (Degidi et al., 2009; Tabassum et al., 2009).

6.3.2 Força Máxima de Arrancamento (ASTM F543)

Ao analisar a força máxima de arrancamento, todos os implantes cônicos e cilíndricos hexágono externo, com ou sem tratamento de superfície, apresentaram melhor desempenho na madeira e na poliuretana Nacional[®] de 40 PCF, materiais de maior rigidez e densidade. Estes implantes, inseridos nestes substratos, tiveram diferença significativa com os valores de força de arrancamento nos substratos poliuretana Nacional[®] de 20 PCF, 15 PCF, osso suíno, e Synbone[®], os quais não tiveram diferença estatisticamente significativa entre si; com exceção do Synbone[®] que foi diferente de todos os demais no caso do implante com tratamento de superfície. Portanto, a densidade destes materiais influenciou de maneira similar nos resultados de força de arrancamento, provavelmente devido à densidade ser aproximada. Tais resultados comprovam a influência que a densidade óssea também desempenha na força de arrancamento (Inceoglu et al., 2004; Vendrame et al., 2006; Leite et al., 2008; Rosa et al., 2008; Salmória et al., 2008; Zamarioli et al., 2008; Rocha, 2010).

Da mesma forma, isso pôde ser visto nos implantes de hexágono interno que mostraram também que, quando inseridos na poliuretana Nacional[®] de 40 PCF e na madeira, materiais de maior densidade; apresentaram nessa ordem, os maiores valores de força de arrancamento. Mais uma vez, houve comportamento igual pela estatística, entre a poliuretana Nacional[®] de 20 PCF, 15 PCF e Synbone[®]. O osso, quando utilizados esses implantes, só influenciou igual estatisticamente a poliuretana de menor densidade, 15 PCF. Portanto, nessa análise, foi permitido observar uma possível maior influência da densidade óssea na estabilidade inicial de implantes em comparação ao formato destes, pois foi notada uma mudança de comportamento frente à alteração desse fator de variação relacionado ao substrato; o que demonstra que, para essa análise biomecânica, não é suficiente a alteração isolada do desenho do parafuso, devendo-se considerar fatores como a densidade óssea (Zamarioli *et al.*, 2008).

6.3.3 Frequência de Ressonância

O coeficiente de estabilidade primária, obtido através da frequência de ressonância, assim como nas outras análises; é influenciado pelo osso adjacente ao implante e a rigidez da interface implante-osso (Balshi *et al.*, 2005; Boronat *et al.*, 2006; Turkylmaz *et al.*, 2008; Browsers *et al.* 2009; Chong *et al.*, 2009; Rozé *et al.*; 2009,). Esta análise tem sido comparada com a densidade óssea (Nikenke *et al.*, 2003; Al-Nawas *et al.*, 2006; Aksoy *et al.*, 2009) e a outros métodos de análise da estabilidade primária a fim de observar a devida correlação (Nikenke *et al.*, 2003, da Cunha *et al.*, 2004, Schliephake *et al.* 2006; Ceheli *et al.*, 2009; Aksoy *et al.*, 2009)

Estudos prévios mostraram forte correlação entre densidade óssea e valores de ISQ, onde reduzida estabilidade primária de implantes foi observada em tecidos ósseos de pouca densidade (Friberg *et al.*, 1999; Da Cunha *et al.*, 2004; Turkylmaz *et al.*, 2006b; Turkylmaz *et al.*, 2008; Turkylmaz *et al.*, 2009; Young-Dai *et al.*, 2009). Boronat *et al.* (2006), também observaram uma relação significativa entre densidade óssea e ISQ, onde o osso mais compacto teve valores maiores de ISQ. Esta afirmação vai ao encontro aos nossos resultados que encontraram maiores valores de frequência de ressonância nos implantes inseridos na madeira e poliuretana Nacional® de 40 PCF, materiais com maior rigidez e densidade dentre os selecionados como substitutos do osso.

No entanto, achados de Çeheli *et al.*, (2009), assim como os estudos de Turkylmaz *et al.* (2006b), Nkenke *et al.*, (2003); da Cunha *et al.*, (2004), Aksoy *et al.*, (2009); Schliephake *et al.*, 2006; não encontraram correlação entre valores de frequência de ressonância e densidade óssea. Somado a isso, alguns estudos mostraram valores similares de estabilidade inicial em implantes inseridos em osso macio e denso (Friberg *et al.* 1999, Bahat, 2000). Alguns trabalhos, mesmo quando encontraram correlação entre a estabilidade primária e a densidade óssea, mostraram valores distante na correlação de Spearman, como os estudo de Turkylmaz *et al.* (2006), que encontraram 0.583, e o de Degidi *et al.* (2010) que obtiveram 0.247; o que pode ser explicado pela diferença dos designs estudados e pelo tamanho da amostra (Degidi *et al.*, 2010).

Portanto, todas essas controvérsias nos estudos que analisam a frequência de ressonância de implantes pode ser explicado pelo fato da estabilidade primária, além de estar intimamente relacionada com densidade óssea, também ter como fatores

influentes o design do implante e a técnica cirúrgica (Glauser *et al.*, 2004; Turkyilmaz *et al.*, 2008; Kahraman *et al.*, 2009, Chong *et al.*, 2009; Sul *et al.*, 2009). Assim, a utilização de implantes cônicos, com região auto-perfurante (Chong *et al.*, 2009), e de maior diâmetro (Merheb *et al.*, 2010); e a técnica cirúrgica modificada, como a utilização de brocas de diâmetro inferior ao do implante (Ersanli *et al.*, 2005; Turkyilmaz *et al.*, 2006b; 2009, Tabassum *et al.*, 2010); podem ser fatores que otimizam a fixação inicial. Além disso, sugere-se que, tais resultados contraditórios, podem ser explicados pelo fato de a confecção de um orifício menor para inserção do implante no osso cortical mais rígido ou num material mais denso, como realizado no presente estudo na madeira, por exemplo; poder provocar microfraturas no osso adjacente, o que compromete a qualidade da fixação (Kuhn *et al.*, 1995) e dessa forma, pode influenciar nos valores de estabilidade mais baixos em materiais com maior densidade.

Apesar da influência desses outros fatores; para alguns autores (Miyamoto *et al.*, 2005 e Bischof *et al.*, 2004), a estabilidade de implantes ainda é mais afetada pela quantidade e qualidade óssea que pelo *design* dos implantes; o que também pode ser observado pela pesquisa presente, onde menores médias de frequência de ressonância foram encontradas em implantes tratados e usinados quando inseridos no material de menor densidade (poliuretana Nacional[®] de 15 PCF); e a presença tratamento de superfície, de modo geral, não influenciou na estabilidade primária, pois o comportamento dos implantes frente a essa análise foi similar estatisticamente em cada substrato utilizado. Isto mostra a influência que o tipo de material de inserção do implante pode causar nos resultados, sendo nesse estudo mais preponderante que a presença de tratamento de superfície.

Como resposta a tentativa de se encontrar algum substituto do osso humano para pesquisas *in vitro* que analisam a estabilidade primária de implantes, pode-se citar alguns estudos clínicos em osso natural, que encontraram valores aproximados de frequência de ressonância aos observados em nossos estudos laboratoriais nos substratos de madeira e poliuretana Nacional® de 40 PCF; como os de Turkyilmaz *et al.* (2006a, 2006b, 2007), cuja a média dos valores de ISQ foi entre 70.5 e 74.1, similar aos valores encontrados no trabalho de Degidi *et al.*, 2010 (73.5 ISQ) e Aksoy *et al.*, 2009 (72.28 ISQ). Estes resultados, encontrados em osso *in vivo*, corroboram com as conclusões dessa pesquisa, onde os substratos que mais se assemelharam ao osso suíno, foram a madeira e a poliuretana de 40 PCF, pois implantes tratados não apresentaram diferença estatística quando inseridos nesses materiais e no osso, e implantes usinados na poliuretana 40 PCF e no osso. É importante ressaltar que, a densidade do material, quando semelhante à de algum outro substrato; pode se apresentar bastante similar nos efeitos causados na análise de frequência de ressonância. Portanto, o ideal seria a utilização de um substrato que se enquadrasse nessas propriedades, para sua utilização como substituto do osso natural para as análises laboratoriais biomecânicas de implantes.

Para as densidades de 20 e 15 PCF da poliuretana Nacional®, assim como o Synbone®, não houve diferença estatística para os resultados de frequência de ressonância nos implantes analisados; também sugerindo que essas densidades, por serem aproximadas, influenciaram da mesma maneira na estabilidade primária de implantes; assim como foi observado por Chong *et al.*, (2009) que mostraram que leituras de frequência de ressonância apresentaram-se similares quando implantes foram inseridos numa densidade de poliuretana mais elevada (50 PCF, equivalente

ao osso tipo D1) e média densidade (40 PCF, similar ao osso tipo D2); e por Akkocaoglu *et al.* 2007), que encontraram valores de ISQ bastante similares quando implantes foram inseridos em diferentes sítios ósseos.

Os resultados dos ensaios utilizados neste estudo indicaram a densidade óssea como fator principal influente na estabilidade primária de implantes, devido ao fato de que os outros fatores analisados- formato e tratamento de superfície dos implantes, não terem gerado valores tão discrepantes e variados; o que corrobora com estudos de Misch (2007) que consideram a densidade óssea como o fator mais importante na fixação inicial. Entretanto, há uma dependência e interferência do formato do implante nessa ancoragem. Assim, os estudos sobre o comportamento mecânico dos diversos modelos de implantes em diferentes densidades ósseas devem continuar a ser realizados a fim de se chegar a um modelo universal para maior economia, facilidade cirúrgica e benefício a sociedade.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia empregada e os resultados obtidos, considerando as limitações existentes, foi possível concluir que:

- O formato e o tratamento de superfície de implantes não influenciaram nas análises de torque de inserção, força máxima de arrancamento e frequência de ressonância, quando inseridos em todos os substratos. Houve exceção no torque de inserção aferido no Synbone®, onde todos os implantes cilíndricos tiveram maior média de torque de inserção comparado aos cônicos; e da frequência de ressonância na poliuretana Nacional® de 20 PCF, onde os implantes tratados tiveram maior ISQ que os usinados.
- A densidade do substrato teve influencia na estabilidade primária, onde os substratos de maior densidade (madeira e/ou poliuretana Nacional® de 40 PCF) tiveram relação com as maiores médias em todas as análises, em comparação aos materiais de menor densidade (osso suíno, poliuretana Nacional® de 20 e 15 PCF e poliuretana Synbone®).

8 REFERÊNCIAS

8 REFERÊNCIAS

Abrahamsson I, Berglundh T, Linder E, Lang NP, Lindhe J. Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog. *Clin Oral Impl Res*. 2004 Aug;15:381–92.

Abshire BB, McLain RF, Valdevit A, Kambic HE. Characteristics of pullout failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back-out. *Spine J*. 2001 Nov;1(6):408-14.

Adell R, Lekholm U, Rocklars B, Branemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981 Dec;10(6): 387-416.

Akca K, Chang T-L, Tekdemir I, Fanuscu MI. Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2006 Jun 6;17(4):465-72.

Akkocaoglu M, Uysal S, Tekdemir I, Akca K, Cehreli MC. Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study. *Clin Oral Impl Res* 2005 Apr;16(2):202–9.

Akkocaoglu M, Cehreli MC, Tekdemir I, Comert A, Güzel E, Dagdeviren A, Akca K. Primary stability of simultaneously placed dental implants in extraoral donor graft sites: a human cadaver study. *J Oral Maxillofac Surg* 2007 Mar;65(3):400–7.

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

Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: part 2 –review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *Int J Prosthodont*. 2004;17(5):544-64.

Al-Nawas B, Wagner W, Grötz KA. Insertion torque and resonance frequency analysis of dental implant systems in an animal model with loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Sept/Oct;21(5):726-32.

Alves SF, Wassal T. In vitro evaluation of osteoblastic cell adhesion on machined osseointegrated implants. *Braz Oral Res*. 2009 Apr/Jun;23(2):131-6.

American Society for Testing Materials. Standard specification for rigid polyurethane foam for use as a standard material for testing orthopaedic devices and instruments. Report nº: F1839-97. Disponível em: <<http://www.astm.org>>. Acessado em: 20-01-2011.

American Society for Testing Materials. Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws. Report nº: F543. Disponível em: <<http://www.astm.org>>. Acessado em: 20-01-2011.

Anselme K. Osteoblast adhesion on biomaterials. *Biomaterials*. 2000 Apr;21(7):667-81.

Astrand P, Engquist B, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H, Gröndahl K. Astra Tech and Branemark system implants: a prospective 5-year comparative study- results after one year. In: *Clin Impl Dent Relat Res*. 1999 Jul;1(1):17-26.

Att W, Tsukimura N, Suzuki T, Ogawa T. Effect of supramicron roughness characteristics produced by 1- and 2-step acid etching on the osseointegration capability of titanium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Sep-Oct;22(5):719-28.

Bahat, O. Branemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Sep/Oct;15(5):646-53.

Balshi SF, Allen FD, Wolfinger GJ, Balshi TJ. A Resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(4):584–94.

Ban S, Maruno S, Arimoto N, Harada A, Hasegawa J. Effect of electrochemically deposited apatite coating on bonding of bone to the HA-G-Ti composite and titanium. *J Biomed Mater Res*. 1997 Jul;36(1):9–15.

Barros RRM, Novaes Jr. AB, Papalexiou V, Souza SLS, Taba M Jr., Palioto DB, Grisi MFM. Effect of biofunctionalized implant surface on osseointegration - a histomorphometric study in dogs. *Braz Dent J*. 2009;20(2):91-8.

Beer A, Gahleitner A, Holm A, Birkfellner W, Homolka P. Adapted preparation technique for screw-type implants: explorative in vitro pilot study in a porcine bone model. *Clin Oral Impl Res*. 2007 Feb;18:103–7.

Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. *De novo* alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. A model study in the dog. *Clin Oral Impl Res*. 2003 Mai;14(3):251–62.

Bezerra F, Ribeiro EDP, Sousa SB, Lenharo A. Influência da macro-geometria na estabilidade primária dos implantes. *Innov Implant J, Biomater Esthet*. 2010 Jan/pbr; 5(1):29-34.

Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard J-P, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Impl Res*. 2004 Oct;15(5):529–39.

Boronat López A, Peñarrocha Diago M, Martínez Cortissoz O, Mínguez Martínez I. Resonance frequency analysis after the placement of 133 dental implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006 Mai;11(3):E272-6.

Branemark P-I, Engstrand P, Öhrnell L-O, Gröndahl K, Nilsson P, Hagberg K, Darle C, Lekholm U. Branemark Novum®: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible.preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clin Impl Dent Rel Res*.1999;1(1):2-16.

Brosh T, Persovski Z, Binderman I.Mechanical properties of bone-implant interface: An in vitro comparison of the parameters at placement and at 3 months. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995 Nov/Dec;10(6):729–35.

Bouwers KT, Keller JC, Randolph BA, Wick DG, Michaels CM. Optimization of surface micromorphologic for enhanced osteoblast responses in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(3):302-10.

Brouwers JEIG, Lobbezoo F, Visscher CM, Wismeijer D, Naeije M. Reliability and validity of the instrumental assessment of implant stability in dry human mandibles. *J Oral Rehab*. 2009 Apr;36(4):279–83.

Brunnette, D.M. The effects of implant surface topography on the behavior of cells. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3(4):231-46.

Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte L-P. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998 Sep/Oct;13(5):611–9.

Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, Hoffmann B, Lussi A, Steinemann SG. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res*. 2004 Jul;83(7):529-33.

Carvalho MA, Queiroz CM, Molena CCL, Rezende CP, Rapoport, A. Estudo clínico da relação do torque de inserção dos implantes e sua osseointegração. *Rev Bras Cir Cabeça Pescoço*. 2008 Oct/Nov/Dec;37(4):202-5.

Carvalho BM, Pellizzer EP, Moraes SLD, Falcón-Antenucci RM, Ferreira JS Jr. Surface treatments in dental implants. *Rev Cir Traumatol Bucomaxilofac*. 2009 Jan/Mar;9(1):123-30.

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 Impl Res*. 2009a Oct;20(10):1163–9.

Cehreli MC, Karasoy D, Akca K, Eckert SE. Meta-analysis of methods used to assess implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(6):1015–32.

Chiapasco M, Gatti C, Rossi E, Haeffliger W, Markwalder TH. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading: a retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. *Clin Oral Impl Res*. 1997 Feb; 8(1):48–57.

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

Colella SM, Miller AG, Stang RG, Stoebe TG, Spengler DM. Fixation of porous titanium implants in cortical bone enhance by electrical stimulation. *J Biomed Mat Res*. 1981 Jan;15(1):37–46.

Cook SD, Thomas KA, Dalton JE, Volkman TK, Whiecloud TS 3^o, Kay JE. Hydroxylapatite coating of porous implants improves bone ingrowth and interface attachment strength. *J Biomed Mat Res*. 1992 Aug;26(8):989–1001.

Cooper LF. Factors Influencing Primary Dental Implant Stability Remain Unclear *J Evid Base Dent Pract*. 2010 Mar;10(1):44-5.

Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomechanics*. 1996 Apr; 29(4):525-35.

Cristofolini L, Viceconti M. Mechanical validation of whole composite tibia models. *J Biomechanics*. 2000 Mar;33(3):279-88.

Da Cunha H, Francischone CE, Nary H Filho, Oliveira RCG. A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth implants under immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Jul/Aug;19(4):578–85.

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 Impl Res*. 2009 Aug;20(8):778-81.

Degidi M, Giuseppe D, Adriano P. Determination of primary stability: a comparison of the surgeon's perception and objective measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Mai/Jun;25(3):558-61.

Deligianni DD, Katsala N, Ladas S, Sotiropoulou D, Amedee J, Missirlis YF. Effect of surface roughness of the titanium alloy Ti-6Al-4V on human bone marrow cell response and on protein adsorption. *Biomaterials*. 2001 Jun;22(11):1241-51.

Deporter DA, Todescan R, Watson PA, Pharaoh M, Levy D, Nardini K. Use of endopore dental implant to restore single teeth in the maxilla: protocol and esrly results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998 Mar/Apr;13(2):263-72.

Dhert, WJA, Klein CPAT, Wolke JGC, van der Velde EA, de Groot K, Rozing PM.A

mechanical investigation of fluorapatite, magnesiumwhitlockite, and hydroxylapatite plasma-sprayed coatings in goats. *J Biomed Mat Res.* 1991 Mai;25(10):1183–1200.

Dinato JC, Polido WD. *Implantes Osseointegrados - Cirurgia e Prótese*. 1ª ed. São Paulo, SP: Artes Médicas Ltda; 2001. Capítulo 5, Superfícies dos implantes. O estágio atual; p. 64-80.

Elias CN, Lima JHC. Importância da qualidade da superfície dos implantes osseointegráveis na biofixação. *Rev Bras Implant.* 2001 Jan/Mar;7(1):21-5.

Elmengaard B, Bechtold JE, Soballe KS. In vivo study of the effect of rgd treatment on bone ongrowth on press-fit titanium alloy implants. *Biomaterials.* 2005 Jun;26(17):3521–6.

Ersanli S, Karabuda C, Beck F, Leblebiboglu B. Resonance frequency analysis of onestage dental implant stability during osseointegration period. *J Periodontol.* 2005 Jul;76(7):1066-71.

Ferguson SJ, Langhoff JD, Voelter K, von Rechenberg B, Scharnweber D, Bierbaum S, Schnabelrauch M, Kautz AR, Frauchiger VM, Mueller TL, van Lenthe GH, Schlottig F. Biomechanical comparison of different surface modifications for dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008 Nov/Dec;23(6):1037-46.

Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. *Clin Oral Impl Res.* 1995 Dec;6(4):213–9.

Friberg B, Sennerby L, Gröndahl K., Bergström C, Bäck T, Lekholm U. On cutting torque measurement during implant placement: a 3-year clinical prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 1999 Oct;1(2):75–83.

Friberg B, Jisander S, Widmark G, Lundgren AK, Ivanoff CJ, Sennerby L, Thoren C. One-year prospective three-center study comparing the outcome of a “soft bone implant” (prototype MK IV) and the standard Branemark implant. *Clin Oral Dent Rel Res.* 2003 Aug;5(2):71–7.

Gedrange T, Hietschold V, Mai R, Wolf P, Nicklish M, Harzer W. An evaluation of resonance frequency analysis for the determination of the primary stability of orthodontic palatal implants. A study in human cadavers. *Clin Oral Impl Res.* 2005 Aug;16(4):425-31.

Glauser R, Lundgren A; Gottlow J, Sennerby L, Portmann M, Ruhstaller P, Hämmerle CHF. Immediate occlusal loading of Branemark TiUnite™ Implants placed predominantly in soft bone: 1-year results of a prospective clinical study. *Clin Impl Dent Rel Res.* 2003;5(suppl 1):47-56.

Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Rée A, Lundgren A, Gottlow J, Hämmerle CHF. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Impl Res.* 2004 Aug;15(4):428-34.

Granato R, Charles M, Gil JN, Suzuki M, Coelho PG. Current trends for osseointegration enhancement. *Innovat Impl J.Biomat and Esthet.* 2008 Mai/Aug;3(5):20-26

Grassi S, Piattelli A, Figueiredo LC, Feres M, de Mello L, Iezzi G, Alba RC Jr., Shibli JA. Histologic evaluation of early bone response to different implant surfaces. *J Periodontol.* 2006 Oct;77(10):1736-43.

Greenstein G, Cavallaro J, Romanos G, Tarnow D. Clinical recommendations for avoiding and managing surgical complications associated with implant dentistry: a review. *J Periodontol.* 2008 Mai;79(8):1317-29.

Guizzardi S, Galli C, Martini D, Belletti S, Tinti A, Raspanti M, Taddei P, Ruggeri A, Scandroglio R. Different titanium surface treatment influences human osteoblast response. *J Periodontol.* 2004 Feb;75(2):273-82.

Han CH, Johansson CB, Wennerberg A, Albrektsson T. Quantitative and qualitative investigations of surface enlarged titanium and titanium alloy implants. *Clin Oral Impl Res.* 1998 Feb;9(1):1–10.

Han J, Lulic M, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: II. Implant surface modifications and implant diameter. *Clin Oral Impl Res.* 2010 Jun;21(6):605–611.

Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retentions elements biomechanical approach. *Clin Oral Impl Res* 1999;10:394-405.

Helgason B, Viceconti M, Rúnarsson TP, Brynjólfsson S. On the mechanical stability of porous coated press fit titanium implants: A finite element study of a pushout test. *J Biomechanics.* 2008;41(8):1675–81.

Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD, Cochran DL. Biologic width around one and two piece titanium implants. A histometric evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *Clin Oral Impl Res.* 2001 Dec;12(6):559-71.

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 Jul;23(4):788-94.

Huwiler MA, Pjetursson BE, Bosshardt DD, Salvi GE, Lang NP. Resonance frequency analysis in relation to jawbone characteristics and during early healing of implant installation. *Clin Oral Impl Res.* 2007 Jun;18(3): 275–80.

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

Jankowsky IP, Chimelo JP, Cavancante A, Galina ICM, Nagamura JCS. *Madeiras brasileiras*. 1ª ed. Caxias do Sul: Spectrum; 1990. 172p.

Johansson CB, Han CH, Wennerberg A, Albrektsson T. A quantitative comparison of machined commercially pure titanium and titanium-aluminumvanadium implants in rabbit bone. *Int J Oral and Maxillofac Implants.* 1998 Mai/Jun;13(3):315-21.

Johansson B, Bäck T, Hirsch JM. Cutting torque measurements in conjunction with implant placement in grafted and nongrafted maxillas as an objective evaluation of bone density: a possible method for identifying early implant failures? *Clin Impl Dent Rel Res.* 2004 Apr;6(1):9–15.

Jung Y-C, Han C-H, Lee KW. A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Nov/Dez;11(6): 811-8.

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

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

Kim S-J, Kim M-R, Rim J-S, Chung S-M, Shin SW. Comparison of implant stability after different implant surface treatments in dog bone. *J Appl Oral Sci.* 2010 Jul/Aug;18(4):415-20.

Kline R, Hoar JE, Beck GH, Hazen R, Resnik RR, Crawford EA. Prospective multicenter clinical investigation of a bone quality-based dental implant system. *Implant Dent* 2002;11(3):224 –34.

Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Impl Res.* 1997 Dez;8(6):442-7.

Kuhn A, Mc Iff T, Cordey J, Baumgart FW, Rahn BA. Bone deformation by thread-cutting and thread-forming cortex screws. *Injury.* 1995;26(suppl 1):12-20.

Kido, H., Schulz, E.E., Kumar, A., Lozada, J. & Saha, S. Implant diameter and bone density: effect on initial stability and pull-out resistance. *J Oral Implantol.* 1997 23(4):163-9.

Lazzara RJ, Testori T, Trisi P, Porter SS, Weinstein RL. A human histologic analysis of osseotite and machined surfaces using implants with 2 opposing surfaces. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1999 Apr;19(2):116-29.

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

Lewis CG, Jones LC, Hungerford DS. Effects of grafting on porous metal ingrowth: a canine model. *The Journal of Arthroplasty*. 1997 Jun;12(4):451-60.

Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol*. 1991;17(2):126-31.

Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. *J Oral Implantol*. 1992;18(4): 343-53.

Mariano M. Miniature swine (minipig) in biomedical experimental research: the Minipig br 1. *Acta Cir Bras* 2003;18(5):387-91.

Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celleti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Impl Res*. 2001 Oct;12(5):423-432,

Martínez González JM, García Sabán F, Ferrándiz Bernal J, Gonzalo Lafuente JC, Cano Sánchez J, Barona Dorado C. Removal torque and physico-chemical characteristics of dental implants etched with hydrofluoric and nitric acid. An experimental study in Beagle dogs. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006 Mai/Jun;11(3):E281-5.

Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Impl Res*. 1996 Sept;7(3): 261-7.

Meredith, N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodontics* 1998 Sept/Oct;11(5):491–501.

Merheb J, Van Assche N, Coucke W, Jacobs R, Naert I, Quirynen M. Relationship between cortical bone thickness or computerized tomography-derived bone density values and implant stability. *Clin Oral Impl Res*. 2010 Jun;21(6):612–7.

Misch CE. *Implantes Dentais Contemporâneos*. 2ª ed. São Paulo, SP: Editora Santos; 2006: Capítulo 23 ,Fundamento Científico Lógico do Design do Implante Dentário; p. 329-42.

Misch CE. *Prótese Sobre Implantes*. 2ª ed. São Paulo, SP: Editora Santos; 2007. 626 p.

Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery—clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone*. 2005 Dec;37(6):776–80.

Morton D, Jaffin R, Weber H-P. Immediate restoration and loading of dental implants: Clinical considerations and protocols *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 (suppl);19(7):103–8.

Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Sep/Oct; 22(5):779–84.

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

Tortamano Neto, P e cols. *Filosofia e Técnica de Implante de um estágio cirúrgico*. 1ª ed. São Paulo, SP: Quintessence Editora Ltda.; 2007, 292 pág.

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

Nishimoto SK, Nishimoto M, Park S-W, Lee K-M, Kim H-S, Koh J-T, Ong JL, Liu Y, Yang Y. The effect of titanium surface roughening on protein absorption, cell attachment, and cell spreading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008 Jul;23(4):675-80.

Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Tröger M, Neukam FW, Engelke K. Dental implant stability and histomorphometry: A correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Impl Res* 2003 Oct;14(5):601–9.

O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Impl Dent Rel Res*. 2000 Apr;2(2):85–92.

O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Impl Dent Relat Res*. 2004;6(1):48-57.

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

Overgaard S, Lind M, Glerup H, Grundvig S, Bünger C, Søballe K. Hydroxyapatite and fluorapatite coatings for fixation of weight loaded implants. *Clin Orthop Relat Res*. 1997 Mar;336:286–96.

Pfeiffer FM, Abernathie DL. A Comparison of Pullout Strength for Pedicle Screws of Different Designs: A Study Using Tapped and Untapped Pilot Holes. *Spine*. 2006 Nov 1;31(23):E867-E870

Pfeil W, Pfeil M. Estruturas de madeira. 6.ed. Rio de Janeiro: Ed. LTC, 2003. 224p.

Pithon MM, Nojima LI. Avaliação da estabilidade primária de miniimplantes ortodônticos em diferentes regiões da maxila e mandíbula de porcos. *Innovations Implant J. Biomat and Esthet*. 2007 Dec;2(4):58-63.

Protivinsky J, Appleford M, Strnad J, Helebrant A, Ong JL. Effect of chemically modified titanium surfaces on protein adsorption and osteoblast precursor cell behavior. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Jul/Aug;22(4):542-50.

Rabel A, Köhler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Investigations*. 2007 Sept;11(3):257–65.

Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005 Mai/Jun;20(3):425-31.

Rho JY, Pharr GM. Effects of drying on the mechanical properties of bovine femur measured by nanoindentation. *J Mater Sci Mater Med*. 1999 Aug;10(8):485–88.

Rocha FA. Análise dos fatores que influenciam a estabilidade primária dos implantes dentários [dissertação]. [Rio de Janeiro]. Instituto Militar de Engenharia; 2010. 61 p.

Rodriguez-Rius D, Garcia-Saban FJ. Caracterización físico-química de la superficie de 9 implantes dentales con 3 distintos tratamientos de superficie. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2005 Jan/Feb;10(1):58-65.

Rosa RC. Influência do preparo do orifício piloto e da freqüência de colocação do implante no seu torque de inserção e resistência ao arrancamento [dissertação]. [Ribeirão Preto]: Universidade de São Paulo; 2007. 112 p.

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

Rouahi M, Champion E, Hardouin P, Anselme K. Quantitative kinetic analysis of gene expression during human osteoblastic adhesion on orthopaedic materials. *Biomaterials*. 2006 Mai;27(14):2829-44.

Rozé J, Babu S, Saffarzadeh A, Gayet-Delacroix M, Hoornaert A, Layrolle P. Correlating implant stability to bone structure. *Clin Oral Impl Res*. 2009 Oct;20(10):1140–5.

Ryken TC, Goel VK, Clausen JD, Traynelis VC. Assessment of unicortical and bicortical fixation in a quasistatic cadaver model. Role of bone mineral density and screw torque. *Spine*. 1995 Sept 1;20(17):1861-7.

Ryken TC, Clausen JD, Traynelis VC, Goel VK. Biomechanical analysis of bone mineral density, insertion technique, screw torque, and holding strength of anterior cervical plate screw. *J Neurosurg*. 1995 Aug;83(2):324-9.

Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, Al-Nawas B, Wagner W. Primary Stability of a Conical Implant and a Hybrid, Cylindric Screw-Type Implant In Vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Jul/Aug;21(4):560-6.

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 Jun;133(6):790.e15-790.e22.

Santos MV, Elias CN, Cavalcanti JH. The Effects of Superficial Roughness and Design on the Primary Stability of Dental Implants. 2009 Sept; vol*:1-9.

Schliephake H, Sewing A, Aref A. Resonance frequency measurements of implant stability in the dog mandible: experimental comparison with histomorphometric data. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2006 Oct;35(10):941-6.

Schnitman PA, Wöhrle PS, Rubenstein JE, DaSilva JD, Wang NH. Ten-year results for Branemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997 Jul/Aug;12(4):495-503.

Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology* 2000. 2008 Jun;47(1):51-66.

Simanka H-G, Stuber M, Frahm R, Helbig L, van Lenthe H, Müller R. The influence of surface coatings of dicalcium phosphate (DCPD) and growth and differentiation factor-5 (GDF-5) on the stability of titanium implants in vivo. *Biomaterials*. 2006 Jul;27(21):3988-94.

Smith DC, Pilliar R, Chernenky R. Dental Implant Materials I: some effects of preparative procedures on surface topography. *J Biomed Mater Res*. 1991 Sept;25(9):1045-68

Søballe K, Hansen ES, Brockstedt-Rasmussen H, Pedersen CM, Bünger C. Hydroxyapatite coating enhances fixation of porous coated implants. A comparison in dogs between press fit and noninterference fit. *Acta Orthop Scand*. 1990 Jan;61(4):299-306.

Søballe K, Hansen ES, Brockstedt-Rasmussen H, Hjortdal VE, Juhl GT, Pedersen CM, Hvid I, Bünger C. Gap healing by hydroxyapatite coating in dogs. *Clin Orthop Rel Res*. 1991 Nov;272:300-7.

Søballe K, Brockstedt-Rasmussen H, Hansen ES, Bünger C. Hydroxyapatite coating modifies implant membrane formation: controlled micromotion studied in dogs. *Acta Orthop Scand*. 1992 Jan;63(2):128–140.

Søballe K, Hansen ES, B-Rasmussen, Jorgensen PH, Bünger C. Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite-coated implants during stable and unstable mechanical condition. *Journal of Orthopaedic Research*. 1992;10(2):285–99.

Søballe K, Hansen ES, Brockstedt-Rasmussen, Bünger C. Hydroxyapatite coating converts fibrous tissue to bone around loaded implants. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1993 Mar;75-B(2):270–8.

Song Y-D, Jun S-H, Kwon J-J. Correlation between bone quality evaluated by cone-beam computerized tomography and implant primary stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009 Jan/Feb;24(1):59–64.

Stanford C. Surface modifications of dental implants. *Aust Dent J* 2008;53(1 Suppl):S26–S33.

Sul YT, Johansson CB, Jeong Y, Wennerberg A, Albrektson T. Resonance frequency-and removal torque analysis of implants with turned and anodized surface oxides. *Clin Oral Impl Res* 2002 Jun;13(3):252–9.

Sul YT, Jeong Y, Johanson C, Albrektsson T. Oxidized, bioactive implants are rapidly and strongly integrated in bone. Part I: experimental implants. *Clin Oral Impl Res* 2006 Oct;17(5):521-6.

Sul Y-T, Jönsson J, Yoon G-S, Johansson C. Resonance frequency measurements in vivo and related surface properties of magnesium-incorporated, micropatterned and magnesium-incorporated TiUnites, Osseotites, SLA and TiOblast implants. *Clin. Oral Impl. Res.* 2009 Oct;20(10):1146–55.

Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JGC, Jansen JA. Influence of the surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with a density equivalent to maxillary bone: a laboratory study. *Clin Oral Impl Res.* 2009 Apr;20(4):327–32.

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

Tawse-Smith A, Payne AGT, Kumara R, Thomson WM. One-stage operative procedure using two different implant systems: a prospective study on implant overdentures in the edentulous mandible. *Clin Impl Dent Relat Res* 2001;3(4):185–93.

Todescan FF, Bechelli A, Romanelli H. Implantodontia Contemporânea – Cirurgia e Prótese . 1^a ed. São Paulo, SP: Artes Médicas; 2005. Capítulo 21, Bioengenharia aplicada à Implantodontia; p. 483-93.

Toyoshima T, Wagner W, Klein MO, Stender E, Wieland M, Al-Nawas B. Primary stability of a hybrid self-tapping implant compared to a cylindrical non-self-tapping implant with respect to drilling protocols in an ex vivo model. Clin Imp Dent Rel Res. 2011 Mar;13(1):71-8.

Tricio J, van Steenberghe D, Rosenberg D, Duchateau L. Implant stability related to insertion torque force and bone density: an in vitro study. J Prosthetic Dent. 1995 Dec;74(6): 608–12.

Trisi P, Rao W. Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. Clin Oral Impl Res. 1999 Feb;10(1):2–7.

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 Impl Res. 2009 Mai;20(5):467-71.

Turkyilmaz I. A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Brånemark system implants. J Oral Rehabil 2006a Oct;33(10):754–59.

Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C, Ozbek EN. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and resonance frequency values at dental implant placement. J Oral Rehabil. 2006b Dec;33(12):881-8.

Turkyilmaz I, Tumer C, Ozbek EN, Tözüm TF. Relations between the bone density values from computerized tomography and implant stability parameters: A clinical study of 230 regular platform implants. J Clin Periodontol 2007 Aug;34(8):716–22.

Turkyilmaz I & Mcglumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. BMC Oral Health. 2008 Nov;8:1-8.

Turkyilmaz I, Sennerby L, Mcglumphy EA, Tözüm TF. Biomechanical aspects of primary implant stability: a human cadaver study. Clin Impl Dent Rel Res. 2009 Jun;11(2):113-9.

Valderrama P, Oates TW, Jones AA, Simpson J, Schoolfield JD, Cochran DL. Evaluation of two different resonance frequency devices to detect implant stability: a clinical trial. J of Periodontol. 2007 Jan;78(2)262–72.

Veis AA, Papadimitriou S, Trisi P, Tsirlis AT, Parissis NA, Kenealy JN. Osseointegration of osseotite and machined-surfaced titanium implants in

membrane-covered critical-sized defects: a histologic and histometric study in dogs. *Clin Oral Impl Res*. 2007 Apr;18(2):153–60.

Vendrame JRB. Ensaio mecânicos e estudo histológico da interface dos implantes vertebrais.[dissertação]. [Ribeirão Preto]: Universidade de São Paulo; 2006. 118 p.

Vercaigne S, Wolke JGC, Naert I, Jansen JA. Bone healing capacity of titanium plasmasprayed and hydroxylapatite-coated oral implants. *Clin Oral Impl Res*. 1998 Aug;9(4):261–71.

Wang S, Lacefield WR, Lemons JE. Interfacial shear strength and histology of plasma sprayed and sintered hydroxyapatite implants in vivo. *Biomaterials*. 1996 Oct;17(20):1965-70.

Wang K, Li DH, Guo JF, Liu BL, Shi SQ. Effects of buccal bi-cortical anchorages on primary stability of dental implants: a numerical approach of natural frequency analysis. *J Oral Rehab* 2009 Apr;36(4):284–91.

Weinberg LA, Kruger B. An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. *Int J Period Restor Dent* 1996 Jun;16(3):253-66.

Wen-Chi T, Chen P-Q, Tung-Wu L, Shing-Sheng W, Kao-Shang S, Shang-Chih L. Comparison and prediction of pullout strength of conical and cylindrical pedicle screws within synthetic bone. *BMC Musculoskelet Disord*. 2009 Apr 30;10:1-9.

Weng D, Hoffmeyer M, Hürzeler MB, Richter EJ. Osseotite vs. machined surface in poor bone quality. A study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2003 Dec;14(6):703–8.

Wennerberg A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. *Biomaterials*. 1996 Jan;17(1):15–22.

Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Annals of Periodontology*. Dec 2000;5(1):22–31.

Worthington P, Lang BR, Rubenstein JE. Osseointegração na odontologia (uma visão geral). 2ª ed. São Paulo, SP: Quintessence Editora Ltda, 2005; 174 p.

Yang Y, Kim KH, Ong JL. A review on calcium phosphate coatings produced using a sputtering process - an alternative to plasma spraying. *Biomaterials*. 2005 Jan;26(3):327-37.

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

Zdeblick TA, Kunz DN, Cooke ME, McCabe R. Pedicle screw pullout strength. Correlation with insertional torque. *Spine*. 1993 Sept;18(12):1673-6.

Zhu X, Chen J, Scheideler L, Altebaeumer T, Geis-Gerstorfer J, Kern D. Cellular reactions of osteoblasts to micron- and submicrom-scale porous structures of titanium surfaces. *Cells Tissues Organs*. 2004;178(1):13-22.

Zreiqat H, Valenzuela SM, Nissan BB, Roest R, Knabe C, Radlanski RJ, Renz H, Evans PJ. The effect chemistry surface modification of titanium alloy of signalling pathways in human osteoblasts. *Biomaterials*. 2005 Dec;26(36):7579-86.