

ISABELA RODRIGUES TEIXEIRA SILVA OLIVIO

**Análise de estabilidade inicial em implantes que favorecem a
compactação óssea**

São Paulo

2021

ISABELA RODRIGUES TEIXEIRA SILVA OLIVIO

**Análise de estabilidade inicial em implantes que favorecem a
compactação óssea**

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas (Reabilitação em Odontologia) para obter o título de Doutora em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. Newton Sesma

São Paulo

2021

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

Catálogo da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Silva-Olivio, Isabela Rodrigues Teixeira.

Análise de estabilidade inicial em implantes que favorecem a compactação óssea / Isabela Rodrigues Teixeira Silva Olivio ; orientador Newton Sesma. -- São Paulo, 2021.

88 p. : fig. , tab. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de concentração: Reabilitação em Odontologia. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. Implantação dentária. 2. Carga imediata em implante dentário. 3. Torque. 4. Análise de frequência de ressonância. I. Sesma, Newton. II. Título.

Fábio Jastwebski – Bibliotecário - CRB8/5280

Silva-Olivio IRT. Análise de estabilidade inicial em implantes que favorecem a compactação óssea. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutora em Ciências.

Aprovado em: 25 de março de 2021.

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). Gisseli Bertozzi de Ávila

Instituição: FOU SP-RB

Julgamento: Aprovada

Prof(a). Dr(a). Luis Eduardo Schneider

Instituição: ULBRA-RS

Julgamento: Aprovada

Prof(a). Dr(a). Piero Rocha Zanardi

Instituição: FOU SP-RB

Julgamento: Aprovada

Dedico esta tese ao meu esposo, Alexandre, agradeço por toda atenção e cuidado que você tem por mim e pela nossa relação. Agradeço por você sempre me incentivar na minha jornada de autoconhecimento, no meu crescimento profissional e pessoal e por todos os momentos que passamos juntos, na alegria e na tristeza! Sinto muito orgulho da relação que estamos construindo e sou muito grata pelo amor e amizade que há entre nós!

AGRADECIMENTOS

Agradeço a **Deus** pela fé, amor e pelas muitas bênçãos em minha vida. Agradeço, pois, sempre senti que o Senhor está comigo e por ter me permitido viver momentos maravilhosos que eu nunca sonhei que viveria algum dia.

Agradeço a minha família, iniciando pelos pais maravilhosos, **Ester e Dario**, que me conduziram por um caminho de amor e bondade e pelo exemplo de união familiar que eles sempre representaram.

Agradeço aos meus irmãos, **Gabi e Rafa**, pela amizade e porque eu sei que independente de qualquer coisa eu poderei sempre contar e confiar em vocês pelo resto da minha vida. Agradeço pelos meus sobrinhos amados, **Heitor e Davi**, que sempre me fazem esquecer de qualquer problema ou tristeza. Agradeço a todos que constituem a minha família, meus **avôs**, minha prima **Lili**, **cunhados**, e meus **sogros** por todo apoio, amizade e por sempre estarem torcendo por mim e prontos a ajudar.

Agradeço à **Universidade de São Paulo** e à **FOUSP**. Em 2008 eu ingressei nessa instituição que se tornou minha segunda casa, a FOUSP me abriu um mundo de possibilidades que eu nunca poderia imaginar ou ter palavras para agradecer.

Agradeço com muito carinho meu orientador, **Prof. Dr. Newton Sesma**, por todo apoio e suporte no decorrer de todos esses anos envolvendo iniciação científica, mestrado e doutorado. Durante esses 7 anos de pós-graduação eu passei por fases difíceis e mudanças drásticas e você sempre teve muita paciência e compreensão com todos esses processos. Todo o aprendizado que eu tive no

decorrer desse curso é algo que vou carregar por toda minha vida, sou extremamente grata pela oportunidade e pela confiança.

Quero agradecer a todo time que esteve envolvido no desenvolvimento dessa pesquisa de forma mais específica, a equipe de engenharia: **Dario Avelino**, **Edson Meronho**, **Érica Rosa dos Santos de Melo** e **Alexandre Olivio**; ao **Dr Sergio Alexandre Gerhke** pelo auxílio na realização dos testes e **Piero Zanardi** pelo auxílio na parte estatística. Agradeço à empresa **Dérig**, pela parceria e pelo financiamento de todo material para o desenvolvimento dessa pesquisa.

Agradeço minha amiga e companheira de pós-graduação, **Natali Raico**, uma amiga que levarei para minha vida! Desejo toda sorte no seu caminho e que nós ainda possamos trabalhar juntas no futuro!

Agradeço aos **colegas da pós-graduação**, um time especial e unido, é muito bom trabalhar com todos vocês a energia é sempre positiva em um ambiente agregador onde há espaço para todos. Essa relação é muito diferente do que vivenciei em outros grupos clínicos, desejo muito sucesso a cada um de vocês nos seus caminhos.

Agradeço aos professores do departamento de prótese removível: **Profa. Dalva Cruz Laganá**, **Prof. Bruno Costa**, **Prof. Roberto Chaib Stegun** e **Prof. Márcio Mukai** por serem exemplos como professores, por sempre estimularem seus alunos a darem o melhor de si e por todo o carinho dedicado ao nos ensinar.

Agradeço imensamente a equipe da secretaria do departamento de prótese dentária, secretaria da pós-graduação e à bibliotecária: **Márcia Maria**, **Coraci Moraes**, **Catia Tiezzi**, **Alessandra Moreira** e **Vânia Funaro**, por toda paciência e auxílio. Vocês fazem a diferença! Obrigada por toda a ajuda!

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES)

*“Burn your biographies
Rewrite your history
Light up your wildest dreams”*

RESUMO

Silva-Olívio IRT. Análise de estabilidade inicial em implantes que favorecem a compactação óssea [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2021. Versão Corrigida.

A combinação de implantes cônicos e um formato de rosca trapezoidais profundas parece ser uma boa estratégia cirúrgica para alcançar a desejada estabilidade primária. Diversos modelos de implantes foram desenvolvidos seguindo essa macrogeometria, com a presença de câmara de corte apical, para proporcionar compactação óssea ao redor do implante. Entretanto, apesar desse modelo de implante ser indicado para todos os tipos ósseos ainda não há evidências científicas de qual deve ser o protocolo de instalação específico para cada tipo ósseo. O objetivo desse estudo foi avaliar a estabilidade inicial desse modelo de implante seguindo protocolos específicos de instalação para cada tipo ósseo e estudar como a aplicação desses implantes pode ser feita em ossos mais corticais. O objetivo secundário foi a verificação de uma possível correlação entre os fatores testados. Um total de 128 implantes foram instalados em blocos ósseos sintéticos de poliuretano que simulavam osso tipo I, II, III e IV. Valores de torque de inserção, análise de frequência de ressonância e arrancamento foram registrados e submetidos às análises estatísticas: ANOVA e Bonferroni. Os valores de torque de inserção obtidos foram 92.53 ± 7.76 Ncm (osso tipo I), 75.83 ± 4.86 Ncm (osso tipo II), 63.13 ± 3.20 Ncm (osso tipo III) e 55.96 ± 2.66 Ncm (osso tipo IV). Os valores de análise de frequência de ressonância foram 75.09 ± 0.62 (osso tipo I), 72.89 ± 0.94 (osso tipo II), 73.94 ± 1.37 (osso tipo III) e 66.64 ± 0.79 (osso tipo IV). Os valores de arrancamento variaram entre 2095.39 ± 23.03 N (osso tipo I), 1099.44 ± 11.21 N (osso tipo II), 534.44 ± 9.65 N (osso tipo III) e 239.65 ± 11.65 N (osso tipo IV). Foi observada diferença estatística em todos os grupos testados. A partir desses resultados foi concluído que a estabilidade inicial obtida seguindo os protocolos propostos é satisfatória em todos os tipos ósseos, possibilitando até mesmo a carga imediata caso ela seja almejada. Foi observado que implantes com características osseocompactantes podem ser aplicados em ossos corticais, desde que o cirurgião-dentista tenha

experiência e conhecimento da técnica. Entretanto, não observamos correlação entre os fatores torque de inserção, análise de frequência de ressonância e arrancamento, portanto, o torque de inserção não parece ser uma representação de coeficiente de estabilidade inicial ou arrancamento.

Palavras-chave: Implantação Dentária. Carga Imediata em Implante Dentário. Torque. Análise de Frequência de Ressonância.

ABSTRACT

Silva-Olívio IRT. Initial stability analysis in implants that favor bone compaction [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2021. Versão Corrigida.

The combination of conical implants and a deep trapezoidal thread design seems to be a good strategy to achieve the desired primary stability. Several implant models have been developed following this macrogeometry, presenting an apical cutting flute, to provide bone compaction in the interface implant/bone. Although this implant design is indicated for all bone types, there is still no scientific evidence of what should be the specific protocol for installation in each bone type. The objective of the present study was to evaluate the initial stability of this implant design, following specific installation protocols for each bone type, and to study how the application of these implants can be done in cortical bones. Secondary objective was to verify a possible correlation between the factors tested. A total of 128 implants were installed in synthetic polyurethane bone blocks that simulated bone type I, II, III and IV. Insertion torque values, resonance frequency analysis and pull-out strengths were recorded and submitted to statistical analysis: ANOVA and Bonferroni test. Insertion torque values were 92.53 ± 7.76 Ncm (type I bone), 75.83 ± 4.86 Ncm (type II bone), 63.13 ± 3.20 Ncm (type III bone) e 55.96 ± 2.66 Ncm (type IV bone). The resonance frequency analysis values were 75.09 ± 0.62 (type I bone), 72.89 ± 0.94 (type II bone), 73.94 ± 1.37 (type III bone) e 66.64 ± 0.79 (type IV bone). The pull-out values were 2095.39 ± 23.03 N (type I bone), 1099.44 ± 11.21 N (type II bone), 534.44 ± 9.65 N (type III bone) e 239.65 ± 11.65 (type IV bone). 2095.39 ± 23.03 N to 239.65 ± 11.65 . Statistical difference was observed in all groups tested. From these results it was concluded that the initial stability obtained following the proposed protocols is satisfactory in all bone types, allowing immediate load in cases that it is desired. It was observed that implants that promote bone compaction can be applied in cortical bones, as long as the dentist has experience and knowledge of the technique. Meanwhile, we did not observe correlation between insertion torque

factors, resonance frequency analysis and pull-out, so the insertion torque does not seem to be an Initial Stability Quoefficient or pull-out representation.

Keywords: Dental Implantation. Immediate Dental Implant Loading. Torque. Resonance Frequency Analysis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Macrogeometria do implante	31
Figura 2.2 – Geometria das roscas	34
Figura 4.1 – Família implantes Dynamic®	57
Figura 4.2 – Instalação dos implantes	58
Figura 4.3 – Smartpeg	59
Figura 4.4 – Desenho técnico extrator de implante	60
Figura 4.5 – Encaixe extrator de implante e implante	60
Figura 4.6 – Fresa cônica Ø4.3mm	62
Figura 4.7 – Fresa Formadora de Rosca Dynamic Ø4.3mm	62
Figura 4.8 – Fresa Ø2.7mm	62
Figura 4.9 – Osstell Mentor	64
Figura 5.1 – Torque de inserção	68
Figura 5.2 – ISQ	69
Figura 5.3 – Arrancamento	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 – Média, desvio padrão e p-valor da análise ANOVA	67
Tabela 5.2 – Teste Bonferroni – torque de inserção	68
Tabela 5.3 – Teste Bonferroni – ISQ	69
Tabela 5.4 – Teste Bonferroni – arrancamento	71
Tabela 5.5 – Análise de correlação	71

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BAFO	fração óssea dentro da área dos fios de rosca
BIC	contato osso/implante
cm	centímetro
G	grupo
g/cm ³	grama por centímetro cúbico
ISQ	análise de frequência de ressonância
Kgf	kilograma força
min	minuto
mm	milímetro
N	Newton
Ncm	Newton centímetro
OD	osseodensificação
PCF	densidade por centímetro cúbico
Vs	versus

LISTA DE SÍMBOLOS

h	profundidade
c	espessura da crista
p	passo de rosca
a	ângulo de corte
°	graus
%	por cento
∅	diâmetro
<	menor
>	maior

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	27
2	REVISÃO DA LITERATURA	31
2.1	CONSIDERAÇÕES INICIAIS	31
2.1.1	Macrogeometria do implante utilizado	31
2.1.2	Geometria das Roscas	33
2.1.3	Compactação Óssea X Osseodensificação	35
2.2	ESTABILIDADE PRIMÁRIA	37
2.3	DESENHO DO IMPLANTE	45
2.4	TÉCNICA CIRÚRGICA	50
3	PROPOSIÇÃO	55
4	MATERIAIS E MÉTODOS	57
4.1	MATERIAIS	57
4.1.1	Implantes	57
4.1.2	Blocos ósseos	58
4.1.3	Smartpegs	59
4.1.4	Extratores de implantes	59
4.2	MÉTODOS	61
4.2.1	Divisão dos grupos	61
4.2.2	Instalação dos implantes	61
4.2.3	Torque de instalação	63
4.2.4	ISQ	63
4.2.5	Arrancamento	64
4.2.6	Análise Estatística	65
5	RESULTADOS	67
5.1	Torque de inserção	67
5.2	ISQ	68
5.3	Arrancamento	70
5.4	Correlação	71

6	DISCUSSÃO	73
7	CONCLUSÃO	79
	REFERÊNCIAS	81

1 INTRODUÇÃO

A busca dos pacientes por tratamento mais rápidos, no que compreende a instalação dos implantes e o seu carregamento funcional, promoveu modificações nos projetos de engenharia dos implantes em níveis macro, micro e nano (1) ao longo dos anos.

A carga imediata ganhou popularidade devido a vários fatores, entre eles estão a redução no tempo de tratamento, redução do trauma (2), bem como benefícios estéticos e psicológicos para o paciente (2).

A estabilização do implante no momento de sua instalação é considerada essencial para o sucesso clínico (3-5), e a sua ausência já foi documentada como uma das principais causas de falha na implantodontia (6). Nos casos em que o carregamento imediato é almejado a estabilidade inicial do implante é especialmente importante.

Sendo assim, a estabilidade primária é pré-requisito para que ocorra a carga imediata de um implante. Correlacionada com o torque de inserção (7), a estabilidade primária é fortemente influenciada pela combinação do projeto de engenharia do implante, técnica cirúrgica utilizada, densidade e qualidade óssea (2).

Clinicamente a subfresagem é um método que pode melhorar a estabilidade primária do implante (8). Entretanto, essa técnica tem a desvantagem de ser altamente sensível ao operador e subjetiva, o que dificulta a sua utilização (4, 9). O ideal é que um desenho de implante propício e um protocolo cirúrgico específico sejam utilizados quando se deseja o carregamento imediato do implante após a cirurgia.

A macrogeometria do implante foi modificada ao longo dos anos, os desenhos mais recentes de implantes são projetados com a finalidade de fornecer elevada estabilidade primária, possibilitando o carregamento imediato (10), quando desejado, já que o implante requer uma certa estabilidade no momento da inserção antes de estar sujeito às cargas oclusais (8). Entre as modificações na macrogeometria podemos citar a introdução de câmaras de corte na porção

apical do implante, modificação no número e tipo de rosca e conicidade do corpo do implante (8). O tipo de rosca migrou de um formato mais pontudo (em "V") para um formato de rosca mais quadrado ou trapezoidal e mais profundo. Todas essas modificações aumentam a área da superfície do implante em contato com o osso circundante (11), o que proporciona uma melhor estabilização do implante em questão.

O desenho do corpo do implante que favorece elevada estabilidade primária tem um formato gradualmente cônico com roscas mais espaçadas. As plataformas protéticas migraram em direção a uma conexão protética interna do tipo Cone Morse com indexação anti-rotacional, o que tende a minimizar o "gap" entre implante/ pilar (12). O conceito de "plataforma reduzida" para minimizar a perda óssea (13, 14) também ganhou espaço, além disso, os fabricantes tentaram simplificar a linha de componentes protéticos e a instrumentação cirúrgica (12).

Projetos que proporcionam a otimização do posicionamento do implante, melhorando a distribuição do estresse e possibilitando graus mais baixos de micromovimentação foram considerados um passo essencial no processo de reabilitação, esses projetos melhoram as condições de formação óssea, principalmente em carregamentos imediatos (15).

A combinação de implantes cônicos e um formato de rosca mais quadradas ou trapezoidais parece ser uma boa estratégia cirúrgica para alcançar a desejada estabilidade primária (8). Esse modelo de implante favorece a osseocompactação e pode ser considerado para a maioria das situações clínicas, podendo ser usado inclusive em casos mais complexos, como instalação de implante imediatamente após exodontia e casos de baixa disponibilidade óssea. Clinicamente é interessante o desenvolvimento de modelos de implantes que podem ser usados em diversas situações, independentemente do desejo de carregamento imediato ou não, isso facilita a logística de produtos dentro do consultório e reduz a quantidade de componentes protéticos no dia-a-dia, além de facilitar a curva de aprendizado dos cirurgiões e equipe.

Embora a alteração dos projetos macro geométricos dos implantes seja perspicaz do ponto de vista da engenharia, deve-se considerar a complexidade

do tecido ósseo, e a forma que esse tecido responde à perfuração óssea (16). No que se diz respeito ao tecido ósseo é possível observar que esse desenho de implante é mais comumente indicado para maxila, devido à sua alta capacidade de compactação óssea e seu padrão de roscas progressivas. Em osso denso, o preconizado por algumas empresas, é criar uma osteotomia de diâmetro maior, dessa forma apenas as pontas do filete de rosca do implante atingem o osso (12). Isso ocorre porque nesses casos o preconizado como protocolo é a utilização de uma broca cilíndrica maior do que o corpo do implante, o diâmetro de perfuração nesse caso atinge praticamente igual diâmetro do final das roscas do implante, o que acaba gerando uma maior retirada de tecido ósseo ao redor do implante, diminuindo o contato osso/implante e reduzindo o torque de instalação.

Diversos modelos de implantes foram desenvolvidos seguindo essa macrogeometria, com a presença de câmara de corte apical, que é responsável por exercer compactação, corpo cônico e profundas roscas progressivas. Alguns exemplos são: BLX (Straumann®), Nobel Active (Nobel Biocare®), Drive CM (Neodent®), Flash (Conexão®) e Dynamic (Dérig®). Entretanto, apesar desse modelo de implante ser indicado pelas empresas para todos os tipos ósseos ainda não há evidências científicas de qual deve ser o protocolo de instalação para cada tipo ósseo. Esse estudo parte de uma dúvida clínica: como trabalhar com implantes compactadores ósseos em ossos corticais e medulares?

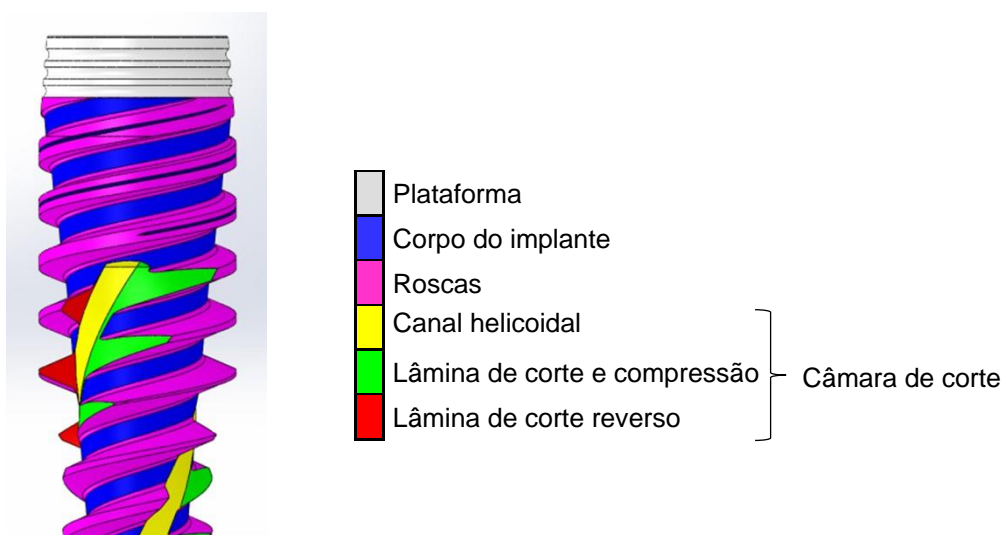
2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

2.1.1 Macrogeometria do implante utilizado

Para melhor compreensão dos componentes macro geométricos do implante utilizaremos a seguinte divisão: plataforma, corpo do implante, roscas e câmara de corte. Sendo que a câmara de corte é composta pelos componentes: canal helicoidal, lâmina de corte e compressão e lâmina de corte reverso (Figura 2.1).

Figura 2.1 – Macrogeometria do implante



Fonte: A autora.

O modelo de implante utilizado possui corpo do implante cônico e roscas profundas. Quando um determinado modelo de implante apresenta câmara de corte, isso confere ao implante poder de corte, ou seja, o implante em si tem capacidade de remoção de tecido ósseo. Devido à presença de câmara de corte podemos dizer que esse modelo de implante tem capacidade de perfurar e cortar(12).

Para a instalação desse modelo de implante é preconizado uma osteotomia mais conservadora, já que o próprio implante tem poder de remoção de tecido ósseo, dessa forma as brocas que antecedem a colocação do implante, por protocolo, removem menos osso e o próprio implante é inserido enquanto faz a osteotomia final.

Os modelos de implantes que não apresentam câmara de corte de uma forma geral demandam a remoção de mais tecido ósseo, já que nesses casos o implante não tem poder de corte. A questão chave aqui é a seguinte: quando essa última camada de osso é cortada pelo implante, esse osso não é removido da loja óssea, a plataforma do implante age como uma barreira mecânica, o osso cortado pelo implante continua em contato com o implante, fazendo a compactação óssea.

Nesse caso o osso é removido especificamente pela lâmina de corte e compressão. O osso removido acaba por funcionar como partículas de enxerto autógeno. A lâmina de corte e compressão atua sempre que o implante está sendo inserido no sentido horário. O osso que foi removido durante a inserção do implante é conduzido pela própria ação de inserção do implante através do canal helicoidal, no sentido ápico-coronal e em seguida esse osso é compactado no corpo do implante. O osso removido pela lâmina de corte e compressão vai traçando esse caminho, seguindo pelo canal helicoidal e corpo do implante até que o implante atinja sua posição final.

O corpo do implante é a área onde as lascas ósseas removidas no momento da inserção do implante serão compactadas, como o corpo do implante é cônico há mais espaço para compactação óssea na porção apical do implante, sendo assim esse implante proporciona um íntimo contato entre osso/implante, conferindo uma boa estabilidade primária.

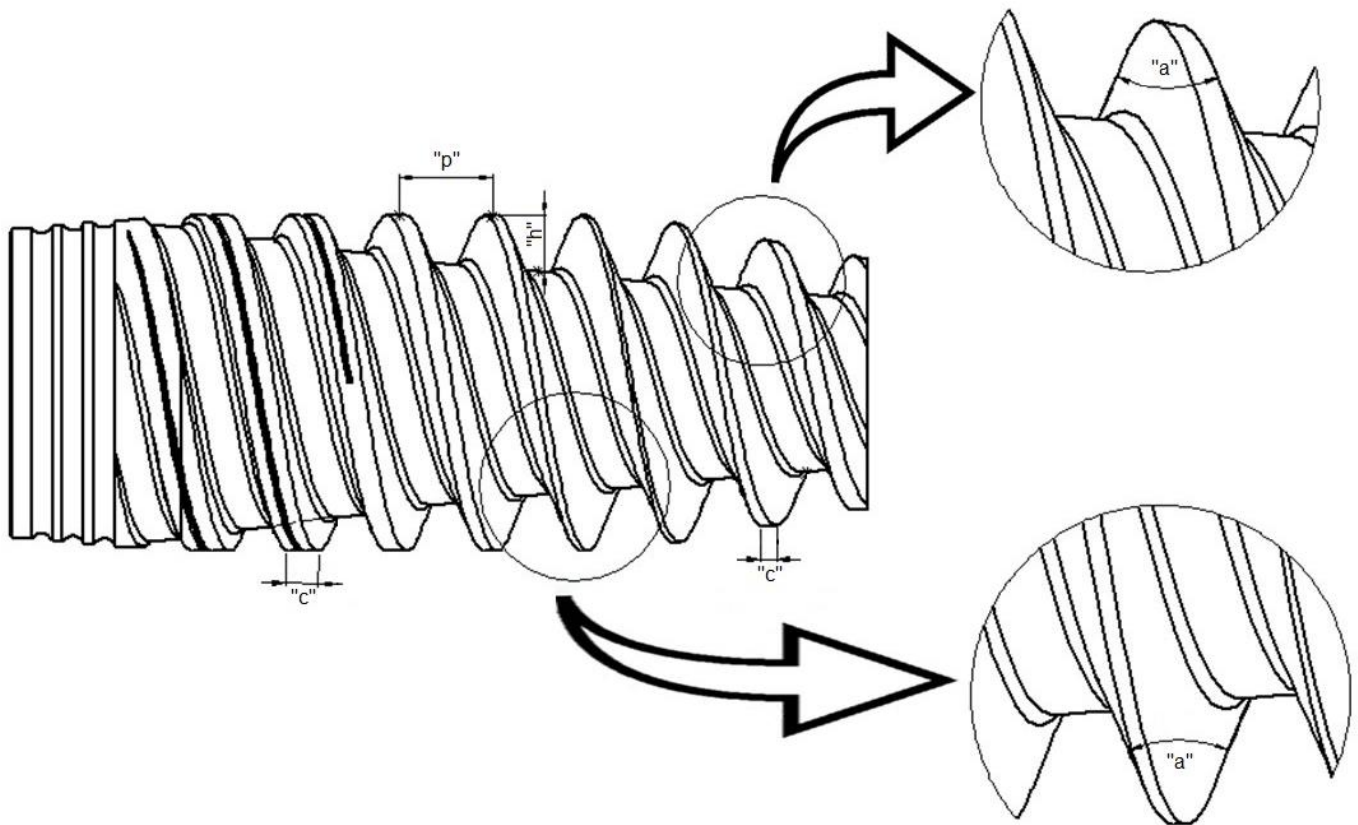
A lâmina de corte reverso, por sua vez, atua quando o implante é removido, ou seja, no sentido anti-horário, quando um contra-torque é aplicado, dessa forma esse implante pode ser removido e reposicionado no transcorrer cirúrgico, caso haja necessidade (12). A presença das 2 lâminas (lâmina de corte e compressão e lâmina de corte reverso) permite ao clínico maior poder sobre as forças de compressão que atuam sobre esse implante. Clinicamente pode-se utilizar a

técnica de inserção do implante no sentido horário e anti-horário, gradualmente(12), até que a posição final do implante seja atingida. É importante notar que cada vez que o implante é girado no sentido anti-horário, com a aplicação do contra-torque, as forças de compressão são diminuídas e a estabilidade é gradualmente reduzida, já que mais osso acaba sendo cortado.

2.1.2 Geometria das Roscas

A geometria das roscas inclui: formato, profundidade (“h”), espessura da crista (“c”), passo de rosca (“p”) e ângulo de corte (“a”) (Figura 2.2). Estas características aumentam a área de contato osso/implante (11), o que interfere na estabilidade primária e na dissipação das forças mastigatórias (8). O implante utilizado nessa investigação possui roscas duplas progressivas. Este tipo de rosca é favorável a áreas de pobre qualidade óssea, tendo a finalidade de tornar a inserção mais fácil e rápida, além de proporcionar uma alta estabilidade primária gerando menos aquecimento. Contudo, sua instalação necessita de um valor de torque mais alto devido à alta capacidade de compactação que estes tipos de roscas apresentam (15).

Figura 2.2 – Geometria das roscas



Fonte: A autora.

Componentes da rosca:

Formato da rosca: os formatos de roscas mais comuns na implantodontia são: triangular (em "V"), trapezoidal ou quadrado (8). As roscas trapezoidais e quadradas apresentam melhor dissipação de tensão, garantindo melhores índices de sucesso (17).

Profundidade ("h"): a profundidade da rosca é a distância que existe entre a crista da rosca e o corpo do implante, podendo se manter uniforme ao longo do comprimento do implante ou variar. Quanto maior a profundidade, maior será a área de superfície de contato, por contrapartida quanto menor for a profundidade das roscas, mais fácil será a inserção no osso e menos preparo será necessário (18).

Passo de rosca ("p"): o passo de rosca é a distância que existe entre 2 filetes de rosca consecutivos. Quanto maior o passo de rosca menos filetes de rosca estarão presentes no corpo do implante. O passo de rosca, juntamente com

formato e profundidade da rosca, interfere na área de superfície osso/implante. Além disso, implantes com mais filetes tendem a alcançar maior estabilidade primária (19). O modelo de implante utilizado apresenta rosca dupla com um passo de rosca = 1.2mm, o que significa que a cada volta de 360° percorrida o implante avança 2.4mm no sentido apical. A vantagem de se ter uma rosca com duas entradas é o aumento da velocidade de inserção do implante. Essa é uma forma de alcançar uma velocidade de inserção satisfatória, sem reduzir a quantidade de filetes de rosca, e, portanto, sem prejudicar a área de contato e a estabilidade primária.

Espessura da crista (“c”): nesse modelo de rosca a espessura da crista é variável. Quanto menor a espessura da crista mais pontudo é o filete de rosca e maior será o seu poder de corte, por outro lado, uma crista mais espessa favorece a compactação óssea.

Ângulo de corte (“a”): o ângulo de corte diz respeito ao poder de corte, juntamente com a espessura da crista. Quanto menor o ângulo de corte mais cortante será o filete de rosca, e um ângulo de corte maior geralmente está associado ao favorecimento de compactação óssea.

2.1.3 Compactação Óssea X Osseodensificação

A capacidade de compactação óssea desse implante ocorre de forma similar ao conceito recentemente introduzido na implantodontia de osseodensificação (OD). A OD consiste em um protocolo cirúrgico com a utilização de uma broca chamada “Densah” (Versah, Jackson, MI). Nesse protocolo após uma osteotomia inicial a broca Densah é utilizada não com o intuito de remover o osso, mas para proporcionar compactação óssea (20), girando a broca no sentido anti-horário. A utilização da broca Densah aumenta a densidade do osso à medida que a mesma expande a osteotomia (21), apresentando lâminas de corte (flautas) que compactam o osso. A broca é usada com motor cirúrgico (no sentido anti-horário para densificar: de 800 a 1.200 rotações por minuto) (21).

A preparação tradicional da osteotomia para a colocação do implante é considerada uma abordagem subtrativa que corta e remove o tecido ósseo. Já

as brocas osseodensificadoras são projetadas para encaminhar as lascas ósseas para dentro do leito, no qual será inserido o implante (22). Durante a perfuração, os restos ósseos são redistribuídos pelas flautas da broca e pressionados nas paredes ósseas da osteotomia, dessa forma os restos ósseos acabam por atuar como enxerto autógeno (23), mantendo o volume ósseo e resultando em maior densidade óssea inicial e melhor contato osso/implante (bone/implant contact: BIC) após a instalação do implante (20, 24).

É relatado que a OD duplica o torque de inserção (24) e aumenta a largura do osso em 2 ou 3 vezes em comparação com o corte regular (21) e, portanto, poderia ser indicada para melhorar a estabilidade do implante.

É importante notar que esse desenho de broca, tanto girando no sentido horário quanto no anti-horário, também produz fraturas ósseas e não apenas compactação óssea, fator que é evidenciado por achados histológicos de lascas ósseas adjacentes ao corpo do implante em uma pesquisa conduzida em ílio de ovelhas (25). As flautas das brocas Densah são mais cortantes quando giradas no sentido horário e mais compactantes no sentido anti-horário. Em uma rotação no sentido horário (modo de corte), as brocas são usadas para entrar no osso até a profundidade desejada da osteotomia (26). A seguir, as rotações no sentido anti-horário (modo de densificação) fazem com que uma camada forte e densa de tecido ósseo seja formada ao longo da osteotomia, nas paredes e fundo da mesma (23).

Quando uma broca é utilizada para compactação óssea, girando em uma alta velocidade, conforme o poder de corte é reduzido o atrito é aumentado, numa relação inversamente proporcional, o que gera aquecimento. Portanto, quantidades abundantes de irrigação devem ser usadas durante esse procedimento (20) , e a OD deve ser realizada de forma incremental e cuidadosamente controlada pelo cirurgião (21).

As brocas Densah universais de OD, segundo o fabricante, podem ser usadas para muitos sistemas de implantes. No entanto, a configuração da broca deve ser semelhante à geometria do implante para garantir melhores resultados (27).

Este método demonstrou ser eficaz para uma variedade de indicações clínicas quando utilizado em ossos de baixa densidade (28), não sendo recomendado

em ossos densos (tipo I e tipo II) (28). Durante a compactação óssea o osso está sujeito a um limiar de micro dano (28). Quando esse limiar é excedido, o ciclo de remodelação óssea pode exigir mais tempo para reparar as áreas danificadas (28). Isso é particularmente importante em relação a essas técnicas, uma vez que a compressão excessiva e a alta temperatura podem causar necrose óssea involuntariamente (28) . Além disso, a osteotomia não deve ser subdimensionada, para evitar a falha do implante (28).

De maneira similar à OD ocorre a instalação de um implante que apresenta câmara de corte para compressão. No caso da instalação desse modelo de implante a lâmina de corte e compressão apresenta baixo poder de corte e alto poder de compactação óssea já a lâmina de corte reverso apresenta alto poder de corte e não apresenta poder de compactação óssea. Portanto ao girar o implante no sentido horário haverá corte e compactação e ao girar o implante no sentido anti-horário haverá apenas corte.

Notem que enquanto o implante apresenta corte e compactação no sentido horário e corte no sentido anti-horário a broca Densah apresenta corte no sentido horário e corte e compactação no sentido anti-horário. Essa característica deve-se ao projeto, de forma que a broca foi desenhada para funcionar dessa forma. Como já abordado anteriormente, os implantes compressores removem lascas ósseas que ficam em contato com o implante atuando como enxerto autógeno, de forma semelhante ao observado na utilização do protocolo de OD.

2.2 ESTABILIDADE PRIMÁRIA

Um estudo ortopédico em coluna vertebral de cadáveres foi conduzido a fim de verificar a correlação entre torque de inserção e força de arrancamento. Dos 5 grupos testados, diferentes modelos de parafusos, 2 apresentaram correlação entre os fatores (29).

Em 1997, Meredith e colaboradores conduziram um estudo no qual mediram os valores de ISQ de implantes instalados em tíbias de coelhos. Os valores de ISQ foram aferidos de 42 até 168 dias, após os coelhos serem sacrificados, e comparados com análises histomorfométricas. Os autores chegaram à

conclusão de que os valores de ISQ podem ser aferidos após a instalação de implantes, servindo como uma referência da estabilidade dos mesmos (30).

Pesquisadores acompanharam até 4 meses após a instalação de 75 implantes, fazendo constantes medições do ISQ. Os autores observaram que independente do desenho do implante, a grande maioria mostrou um leve decréscimo nos valores de ISQ. Os autores também observaram que quando as prótese era múltipla os valores de ISQ mantinham-se constantes no período observado (31).

Pesquisadores verificaram em um estudo de torque de inserção utilizando fêmur de carneiros e tíbias de humanos, que o torque aplicado tinha a tendência de redução em 40 a 50% comparado ao torque de inserção em testes laboratoriais. Os autores não observaram correlação entre os fatores torque de inserção e arrancamento (32).

Em 2002, um estudo publicou uma pesquisa em ortopedia comentando fatores como: fraturas, remodelação e necrose óssea. O autor observa que parte do torque aplicado é sempre perdido e para que haja manutenção do torque aplicado o torque entre osso e implante deve ser reduzido. O autor notou em seus resultados que a força de arrancamento estava relacionada ao diâmetro do implante utilizado (33).

Bernard e colaboradores avaliaram em modelo animal a interferência de diferentes alturas de implantes. Eles observaram que o aumento na medida em altura do implante não interferiu significativamente a ancoragem. Passados 3 meses da instalação os implantes Brånemark apresentaram torque de inserção entre 36.67 e 38.57 Ncm, enquanto os implante ITI apresentaram valores entre 104.66 e 192.25 Ncm. Os autores acreditam que essa diferença deve-se ao tratamento de superfície (34).

O desconforto, a inconveniência e a ansiedade associados ao período de espera são um desafio para pacientes e implantodontistas do protocolo cirúrgico mais tradicional de dois estágios para colocação de carga oclusal nos implantes. Os autores puderam verificar por meio dessa revisão de literatura que a carga imediata é uma técnica viável e previsível. Os autores adicionam que ensaios clínicos randomizados são em sua maioria baseados em resultados a curto prazo e o acompanhamento a longo prazo ainda é escasso neste campo. Contudo, a partir da literatura disponível, pode-se concluir que localizações anatômicas,

projetos de implantes e diretrizes protéticas restritas são essenciais para garantir resultados bem-sucedidos. O autor adiciona que mais estudos são necessários antes que essa abordagem possa ser amplamente utilizada (3).

Ao comparar implantes carregados imediatamente com implantes carregados tardiamente os autores observaram que a posição dos implantes, as medidas dos implantes (comprimento e diâmetro) e a profundidade não afetaram a estabilidade primária. As análises de ISQ não demonstraram diferenças na estabilidade entre implantes com carregamento imediato ou tardio (35).

Valores de torque de inserção foram comparados com arrancamento, a fim de verificar se havia correlação entre os fatores. Neste estudo ortopédico os parafusos vertebrais apresentavam diferentes desenhos de rosca: cônico com fios progressivos trapezoidais, cônico com desenho tradicional em “V” e cilíndrico com desenho tradicional em “V”. Nessa pesquisa o desenho de rosca trapezoidal proporcionou maior área de contato com a superfície óssea, criando mais fricção e elevando os valores de torque. O mesmo aumento não foi observado de forma tão expressiva nos valores de arrancamento e, por esse motivo, os autores não observaram correlação entre os dois fatores (36).

As forças que atuam sobre o implante quando o carregamento é feito de forma imediata podem ser influenciadas por fatores relacionados ao paciente, posição do implante, presença ou não de cantilever, carga oclusal, intensidade de contato oclusal e a dieta adotada pelo paciente, segundo Misch. A área de superfície da distribuição de carga oclusal pode ser aumentada pelo tamanho, desenho e tratamento de superfície do implante (11).

Um estudo analisou o desempenho mecânico e a estabilidade primária de implantes cilíndricos e cônicos. No momento da instalação foram realizadas medidas de torque de inserção e análise de frequência de ressonância (ISQ). Passadas seis semanas os animais foram abatidos e novos valores de ISQ e torque de remoção foram obtidos. Os resultados mostraram que os implantes cônicos apresentam melhor estabilidade primária em comparação com o desenho de implante cilíndrico. Todos os implantes ganharam estabilidade durante os 6 meses de cicatrização (9).

A superfície SLA foi estudada, a fim de verificar qual é a contribuição do tratamento de superfície na ancoragem do implante. O torque reverso dos implantes com tratamento de superfície do tipo SLA foram em média de 157.29 +/- 38.04Ncm, enquanto os implantes que apresentavam tratamento de superfície de ataque ácido apresentaram valores em média de 105.33 +/- 25.12 Ncm. Osso foi encontrado nas duas superfícies e apesar dos resultados obtidos demonstrarem significância, as duas superfícies foram consideradas capazes de proporcionar crescimento ósseo satisfatório e imbricamento mecânico entre implante e osso (37).

Segundo Romanos o "carregamento imediato" precisa ser melhor entendido e pesquisado. De acordo com o autor os aspectos biomecânicos, o desenho do implante e a superfície parecem ser de grande importância para o sucesso a longo prazo em casos cirúrgicos complexos e avançados. Em conclusão, o carregamento imediato de implantes pode ser bem-sucedido se a estabilidade primária for alcançada e a união dos pilares (quando aplicável) for feita imediatamente após a cirurgia (6).

Os efeitos do macro-desenho e do diâmetro do implante na estabilidade inicial foram estudados. Os autores avaliaram ISQ, torque de inserção e torque de remoção em uma pesquisa *in-vitro* utilizando ossos de cadáveres. As análises estatísticas demonstraram correlação entre o torque de instalação e os valores de contra-torque para remoção dos implantes. Entretanto não foi demonstrada correlação entre torque, contra-torque e ISQ. Os autores argumentaram que as medidas de ISQ podem apresentar resultados falso-positivos, pois não seria possível detectar o contato osso-implante na porção mais apical (38).

A estrutura óssea pré-cirúrgica foi avaliada quantitativamente, a partir da estabilidade do implante, aferindo o ISQ. Os autores tinham a hipótese de que uma fina cortical óssea proporcionaria aumento na estabilidade do implante no momento da instalação. Um total de 225 implantes foram avaliados e os autores observaram uma forte correlação linear entre espessura da cortical óssea e ISQ, correlação que demonstrou influenciar mais a estabilidade inicial do que o comprimento do implante utilizado (39).

Otoni e colaboradores avaliaram os parâmetros de sobrevida de implantes unitários. Para essa pesquisa 46 implantes foram instalados em 23 pacientes. Eles observaram que o torque de inserção é um fator de risco, sendo que a cada 9.8Ncm adicionado o risco de insucesso cai em 20%. Portanto, para os autores, provisórios imediatos só devem ser propostos se um torque inicial apropriado for alcançado (40).

Um estudo biomecânico explorou o efeito da morfologia óssea na estabilidade inicial de implantes com diferentes desenhos. Implantes dentários Straumann e Astra Tech foram utilizados. Os autores verificaram nessa pesquisa que a morfologia óssea tem um efeito predominante sobre o desenho do implante na estabilidade inicial do mesmo, os autores também verificaram que o valor do torque de inserção é mais sensível, em termos de revelar propriedades biomecânicas na interface osso-implante, do que o ISQ (41).

Uma pesquisa foi realizada a fim de investigar a estabilidade primária em implantes cônicos e cilíndricos. O efeito da subfresagem na estabilidade também foi avaliada pelos autores nesse estudo *in-vitro*. O implante cônico mostrou estabilidade primária significativamente maior que o implante cilíndrico nos testes de torque de inserção e arrancamento. Para ambos os tipos de implantes, os valores de torque de inserção combinados à subfresagem foram significativamente maiores do que os obtidos após o protocolo de perfuração padrão (Cônico: 25Ncm Vs. 11Ncm; Cilíndrico: 11,75Ncm Vs. 5,75 Ncm). Não foram encontradas diferenças estatísticas em relação ao ISQ (os valores médios do ISQ para todos os grupos estavam entre 55 e 57). Neste estudo os implantes cônicos apresentaram maior estabilidade primária do que os implantes cilíndricos (4).

O torque de inserção de mini implantes ortodônticos foram analisados a fim de compará-los com a força de arrancamento em 3 momentos: instalação, após 15 e 60 dias, para tanto 60 implantes foram instalados em 10 cachorros. Os autores não observaram correlação entre os fatores: torque de inserção, arrancamento e espessura da cortical óssea (42).

Com o objetivo de verificar se há relação entre a microarquitetura óssea e a estabilidade primária do implante, Roze utilizou um protocolo clínico rigoroso e calcularam parâmetros histomorfométricos ósseos para serem relacionados com a estabilidade primária. As análises histomorfométricas indicaram diferenças nas microestruturas ósseas das amostras. No entanto, os valores de ISQ não foram relacionados aos parâmetros histomorfométricos do osso trabecular. A única correlação foi encontrada entre os valores de ISQ e a espessura óssea cortical (5).

Trisi realizou um estudo para verificar se a micromovimentação do implante está relacionada com a estabilidade primária, aferida por meio do torque de inserção. Um torquímetro digital para registrar o torque de inserção e um micrômetro digital para medir os micromovimentos do implante durante a aplicação de forças laterais de 20Ncm, 25Ncm e 30 Ncm, foram utilizados. Os resultados mostraram que o aumento do torque de inserção reduz o nível de micromovimentação do implante. Além disso, verificou-se que a micromovimentação no osso medular é consideravelmente alta, o que pode levar ao fracasso da osseointegração. Assim, a carga funcional imediata dos implantes nesse tipo ósseo deve ser considerada com cautela (7).

Segundo alguns autores a estabilidade primária dos implantes deve ser alta na inserção em alvéolos de extração frescos. A fim de investigar a estabilidade primária esses autores compararam o torque e o ISQ dos implantes colocados em sítios com e sem defeitos ósseos coronais. Os autores verificaram que a presença de defeitos ósseos leva à diminuição do torque de inserção e da estabilidade primária dos implantes. Nessa pesquisa não foi observada relação entre torque de inserção e ISQ (43).

Pesquisadores avaliaram o papel da estabilidade primária no sucesso do carregamento imediato de implantes dentários em uma revisão da literatura. Os autores concluíram que existe uma resposta biológica significativa dos tecidos duros e moles ao carregamento imediato dos implantes dentários. Segundo essa pesquisa a questão central a ser observada para a carga imediata é o estabelecimento de uma boa estabilidade primária do implante. O grau de estabilidade por sua vez depende de vários fatores, incluindo densidade e qualidade óssea, formato do implante, desenho e características da superfície e

técnica cirúrgica. Os autores ainda afirmaram que mais pesquisas são necessárias em situações que podem desafiar a obtenção de estabilidade primária como: osso esponjoso, pouca quantidade óssea e múltiplos implantes, bem como procedimentos de aumento ósseo (2).

Um estudo foi realizado comparando implantes carregados imediatamente inseridos com médio valor de torque de inserção (de 25 a 35Ncm) com implantes carregados imediatamente inseridos com elevado valor de torque de inserção (>80Ncm). Cem implantes foram instalados em 50 pacientes. Os autores verificaram que os implantes inseridos com torque de inserção >80Ncm não apresentaram falhas na prótese, enquanto os implantes inseridos com torques entre 25 e 35Ncm apresentaram. Os outros desfechos testados (complicações, nível ósseo marginal, dor pós-operatória e presença de radioluscência peri-implante apical) não demonstraram significância (44).

O efeito do torque de inserção na micromovimentação quando aplicada uma força lateral em três diferentes projetos de implantes foi estudado. Trinta e seis implantes com projeto de rosca idêntico, mas com design de câmara de corte diferentes foram divididos em três grupos. Os autores observaram que o torque de inserção foi reduzido nos modelos de implantes que incorporavam câmaras de corte, e o menor torque de inserção foi geralmente associado à diminuição de micromovimentos (45).

Um estudo foi conduzido a fim de testar o comportamento mecânico de implantes inseridos em 3 diferentes substratos, aferindo o arrancamento e a rigidez relativa dos materiais. Blocos ósseos artificiais de poliuretano mostraram valores mais elevados para torque de inserção, enquanto a madeira apresentou os valores mais elevados para arrancamento. Os resultados obtidos demonstraram diferença estatística entre os materiais testados (46).

Uma revisão sistemática comparou carga imediata e carga tardia em implantes unitários, adotando sobrevida dos implantes, perda óssea marginal, estabilidade do tecido peri-implantar, estética e satisfação do paciente como desfechos. A partir da análise dos 11 artigos selecionados os autores observaram que em relação à sobrevida e a perda óssea marginal a carga imediata é igual à carga tardia, baseado nos dados dos estudos avaliando torque de inserção e ISQ que

não contaram com casos de enxertia óssea. Aparentemente no primeiro ano a altura da papila também parece não alterar em função do momento do carregamento. Os autores não conseguiram concluir dados mais precisos para a comparação estética e desfechos relacionados à satisfação dos pacientes (47).

Segundo Levin diferentes parâmetros podem ser mensurados a partir da inserção de implantes para determinar a estabilidade primária. O autor tinha como objetivo investigar a correlação entre torque de inserção e ISQ, para tanto 59 implantes foram instalados em 52 pacientes. A partir de seus resultados Levin concluiu que os fatores não demonstram correlação (48).

Pesquisadores conduziram 2 estudos avaliando o desempenho de implantes com macrogeometria semelhante ao implante utilizado no presente estudo, instalados na região de maxila posterior. No primeiro estudo os autores compararam carga imediata com carga tardia, a fim de verificar as complicações em cada uma das técnicas. Os autores verificaram que o carregamento imediato de próteses parciais fixas suportadas por implantes produziu bons resultados, semelhantemente aos implantes que foram carregados tardiamente (49). No segundo estudo os autores analisaram o torque de inserção concluindo que nesse quesito há influência da qualidade óssea, interferindo assim na estabilidade primária, os autores perceberam que o torque de inserção desse modelo de implantes em osso “pobre” foi além do esperado para carga imediata (50).

A estabilidade primária de 3 diferentes modelos de implantes foi avaliada em uma pesquisa. O estudo foi realizado comparando os valores de torque de inserção, valores de resistência ao arrancamento e valores de ISQ dos implantes. Segundo a investigação dos autores o implante dentário NanoShort, avaliado nesse estudo *in-vitro*, mostrou um alto nível de estabilidade em algumas condições experimentais e poderia representar uma ferramenta útil, principalmente na mandíbula posterior, como alternativa aos procedimentos de aumento vertical (51).

Um estudo foi conduzido a fim de determinar o torque mínimo de instalação necessário para conectar o pino de medição ao implante para fornecer uma avaliação precisa da estabilidade do implante usando a análise de frequência de ressonância. Cem implantes de titânio foram inseridos em um bloco de

poliuretano uniforme com densidade semelhante ao osso. Os implantes foram distribuídos em 10 grupos, com 10 implantes cada (G1 a G10). No G1, o pino de medição foi conectado manualmente por uma operadora e no G2 por um operador, usando o conector manual fornecido pelo fabricante. Para os demais grupos (G3 a G10), os pinos de medição foram instalados usando um conector adaptado a uma chave digital com diferentes configurações de torque: 3 Ncm (G3), 4 Ncm (G4), 5 Ncm (G5), 6 Ncm (G6), 10 Ncm (G7), 13 Ncm (G8), 17 Ncm (G9) e 20 Ncm (G10). Neste experimento em modelo *in-vitro*, pinos torquados entre 10 e 17 Ncm pareceram ser adequados para a medição precisa da estabilidade do implante, permitindo assim comparações mais precisas sem danificar a conexão protética no implante (52).

2.3 DESENHO DO IMPLANTE

Pesquisadores realizaram uma revisão de literatura sobre materiais, desenhos e topografias de implantes dentários. Os autores notaram que os implantes devem ser cuidadosamente selecionados, equilibrando as informações científicas sobre suas propriedades com o plano de tratamento pretendido. O julgamento clínico da qualidade e quantidade óssea, o local de implantação, bem como a biomecânica do implante e o tipo de restauração final, são considerações importantes que avaliam as propriedades e características de um sistema de implantes. Os autores observaram que há uma certa dificuldade em comparar e selecionar dentro dos vários sistemas de implantes o mais adequado para cada situação (18).

Os efeitos de diferentes projetos de roscas de implantes dentários na qualidade e percentual de osseointegração e na resistência ao torque reverso foram analisados. A pesquisa foi realizada em tíbias de coelhos. Os dados mostraram que os implantes com desenho de rosca quadrada tinham significativamente maior BIC e o torque reverso foi maior em comparação a outros desenhos de rosca. Já nas avaliações radiográficas não foram encontradas diferenças. Segundo os autores o desenho de rosca quadrada pode ser mais eficaz (17).

Os autores Lazzara e Porter verificaram que acompanhamentos radiográficos a longo prazo de implantes dentários de grande diâmetro restaurados com "mudança de plataforma" demonstrou uma alteração óssea verticalmente menor do que a esperada em implantes sem a "mudança de plataforma". Segundo os autores esta observação radiográfica sugere que o processo biológico pós-restaurador resultante é alterado quando a borda externa da interface implante-pilar é reposicionada horizontalmente mais para o centro do implante, se afastando da borda externa da plataforma do mesmo (14).

A hipótese de que a mudança de plataforma, entre pilar e implante, pode reduzir micromovimentos na interface implante-pilar, reduzir a colonização bacteriana na região peri implantar e por consequência, reduzir a perda óssea ao redor do implante foi estudada. Segundo esse estudo todos os pacientes do grupo teste (com modificação de plataforma) tiveram uma redução significativa da perda óssea em comparação ao grupo controle (com modificação de plataforma) (13).

O desempenho de novos materiais foi investigado, a fim de guiar os profissionais de odontologia na avaliação de qual seria a melhor superfície de implante dentário, analisando de uma forma geral as modificações de textura e química das superfícies disponíveis comercialmente, incluindo novos processos de fabricação baseados em nanotecnologias da época. Os autores perceberam que embora as modificações na superfície aumentam a osseointegração total nos primeiros tempos de implantação, faltam informações sobre tecidos peri-implantes e o benefício a longo prazo devido ao número reduzido de ensaios clínicos. Segundo os autores o clínico deve se perguntar, com base na literatura, dados laboratoriais, bem como nos resultados de estudos clínicos qual é a eficácia antes do uso de qualquer implante dentário (1).

O comportamento dos implantes NobelActive foi analisado. Em um período de 13 meses, foram instalados 140 implantes NobelActive em 84 pacientes. Esses implantes demonstraram um valor médio de estabilidade de 50,8 Ncm. Os autores concluíram que por esse desenho de implante atingir níveis mais altos de torque são obtidos, assim eles podem ser mais indicados para casos de provisionalização e carregamento imediato (10).

A hipótese de que a estabilidade primária do implante pode ser influenciada pelo desenho do implante foi investigada. A pesquisa foi realizada na mandíbula de um cão. Os autores notaram que havia uma relação inversa entre BIC e área de gap entre implante e osso. O BIC foi maior nos implantes mais estreitos (19).

Abuhussein e colaboradores consideram que os recursos dos desenhos de implantes, como a geometria macro e micro, podem influenciar o sucesso geral do implante, e, portanto, conduziram esse estudo para examinar fatores como: passo de rosca, geometria da rosca, ângulo da hélice e profundidade e largura da rosca, fatores que podem afetar a estabilidade do implante. Os autores realizaram uma pesquisa bibliográfica utilizando o MEDLINE para identificar estudos relacionados a este tópico. Os resultados mostraram que a geometria da rosca afeta a distribuição das forças de tensão ao redor do implante. Uma diminuição no passo da rosca pode influenciar positivamente a estabilidade do implante. O excesso de ângulos helicoidais, apesar de uma inserção mais rápida, pode comprometer a capacidade dos implantes de sustentar a carga axial. Roscas mais profundas parecem ter um efeito importante na estabilização em situações de pior qualidade óssea. A adição de micro-roscas pode contribuir positivamente para o contato osso-implante, bem como para a preservação do osso marginal, no entanto mais estudos são necessários para melhor entendimento do assunto (15).

A resposta da cicatrização óssea em diferentes modelos de implantes foi analisada em um estudo realizado em cães. Os autores verificaram que diferentes desenhos de implantes e diferentes protocolos cirúrgicos resultam em padrões variados de cicatrização óssea. No entanto, não houve diferença estatística entre os implantes testados para o BIC (16).

Segundo Orentlicher e Teich o projeto de implantes dentários tem evoluído constantemente, com base em pesquisas científicas e participação de clínicos e engenheiros. Na opinião dos autores embora muitos dos recursos de desenho do implante NobelActive sejam encontrados individualmente em outros implantes dentários, a combinação de características da macrogeometria e o desenho interno desse implante possibilita aplicações em muitas situações clínicas difíceis. Os autores ainda acrescentam que protéticamente, esse modelo de implante possui recursos para minimizar a perda óssea e contribuir com a

manutenção da arquitetura gengival, além de minimizar os componentes protéticos e a instrumentação cirúrgica (12).

O efeito de 2 diferentes desenhos de implantes: cilíndricos e cônicos foram analisados em um estudo *in-vivo*, em relação à estabilidade primária de implantes instalados com um protocolo de carregamento imediato. Um total de 20 implantes cônicos e 20 implantes cilíndricos foram instalados. Os implantes cônicos apresentavam um padrão de rosca larga de 1,2 mm, enquanto os implantes cilíndricos apresentavam um padrão de rosca com passo de 0,8 mm. Todos os implantes foram carregados imediatamente com próteses fixas provisórias. Os implantes foram avaliados analisando-se os valores de torque de inserção e analisando o ISQ e, após o período de cicatrização de três meses, foram avaliados o sucesso desses implantes e a perda óssea marginal. Dois implantes cilíndricos apresentaram mobilidade e nenhum implante cônico falhou, resultando em taxas de sobrevivência de 90% e 100%, respectivamente, após três meses. O grupo que utilizou implante cônico alcançou maiores valores de estabilidade primária e menor perda óssea marginal do que os implantes cilíndricos. Segundo os autores a geometria da rosca quadrada fornece uma área de superfície otimizada para suportar forças intrusivas e de cisalhamento e aumentar a estabilização do implante. O formato da rosca quadrada pareceu ser uma característica mais importante que o número de roscas para obter valores aceitáveis de estabilidade do implante. No entanto, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas nos valores de ISQ (8).

Uma pesquisa com 148 implantes carregados imediatamente após a instalação foi realizada. Nessa pesquisa os autores verificaram que implantes de alta compactação óssea demonstraram bons resultados em relação à taxa de sobrevivência de implantes e próteses, perda óssea marginal e condições dos tecidos moles, tanto em áreas de pós-extração quanto em sítios já cicatrizados (53).

O desempenho de 105 implantes com poder de compactação óssea em sítios com e sem enxertia óssea foi analisado. Os autores consideraram que devido à compressão óssea, a estabilidade primária pode ser alcançada, mesmo em condições não ideais. Os autores notaram que o modelo de implante estudado, com poder de compactação óssea, pode ser usado em estágios iniciais de

cicatrização (4.6 meses), após levantamento de seio maxilar e enxertia óssea, com desfecho favoráveis, no que se diz respeito a sobrevida de implantes e estabilidade (54).

Quatro diferentes desenhos de implantes foram testados, nesse estudo o BIC e a fração óssea dentro da área dos fios de rosca (bone area fraction occupancy: BAFO) foram verificados. Os diferentes tratamentos de superfície testados não apresentaram diferenças significativas na resposta óssea após 10 dias da instalação em tíbias de coelhos. Além disso, o desenho do implante não demonstrou influência na resposta óssea no período testado (55).

Falco e colaboradores consideram que a macrogeometria do implante é fundamental para alcançar estabilidade primária em uma situação clínica. Os autores estudaram o impacto da macrogeometria do implante na estabilidade primária em relação a diferentes densidades ósseas, com a ajuda de um micrometro digital os autores mediram a micromovimentação dos implantes enquanto cargas laterais foram simuladas. Neste estudo os autores puderam verificar que os implantes que apresentavam ápice cortante apresentaram menos micromobilidade comparado com os outros implantes sem ápice cortante em sítios pós extração(56).

Uma revisão sistemática foi realizada, abordando os diferentes padrões de conicidade na macrogeometria de implantes comercialmente disponíveis, seus desfechos clínicos e desfechos relatados pelos pacientes. Após análises de 18 ensaios clínicos, de acordo com os critérios de inclusão os autores chegaram a 3 ensaios clínicos com acompanhamento de 3 anos ou mais. Os três ensaios descreveram os resultados de 245 participantes e 388 implantes de 3 diferentes marcas. Esses ensaios foram comparados, respectivamente dois a dois, e após analisados os autores verificaram que não havia diferença clínica significativa entre os perfis desenhos dos implantes incluídos no estudo. Não haviam dados suficientes para realização de meta-análise. Os autores concluíram que um julgamento profissional adequado na decisão deve incluir um diagnóstico da qualidade e quantidade óssea em questão, um protocolo de osteotomia adequado à necessidade de tratamento do paciente, sendo que no parecer dos autores o desenho do implante é apenas um fator contribuinte (57).

Diferentes formatos de roscas em um estudo biomecânico e histométrico foram analisados. O grupo de implantes com roscas mais profundas apresentou maior BAFO comparado aos outros grupos testados. Os grupos não mostraram diferença estatística nos quesitos torque de remoção e contato osso/implante. Os dados histológicos desse estudo sugerem que o perfil dos fios de rosca na macrogeometria do implante pode melhorar a reação óssea em comparação com um desenho convencional (58).

Quatro diferentes projetos de implantes foram estudados. Os implantes foram inseridos nos blocos de poliuretano de acordo com diferentes protocolos cirúrgicos. A estabilidade primária dos implantes foi medida por meio de torque de inserção e teste de arrancamento. Quando testados em osso medular não houve diferença estatísticas, já em osso cortical houve diferença entre os implantes testados tanto para torque de inserção quanto para os testes de arrancamento. Os autores concluíram que o desenho do implante associado ao protocolo cirúrgico, influenciou positivamente a estabilidade primária em ossos mais densos (59).

2.4 TÉCNICA CIRÚRGICA

A subfresagem afeta a formação óssea, implicando em um elevado torque inicial que mantém a estabilidade até que ela seja substituída pela estabilidade biológica. Por outro lado, é evidente que se o tecido ósseo é danificado, friccionado ou aquecido em demasia, o osso pode sofrer necrose, o que pode prejudicar a estabilidade do implante. O fato de o implante cônico gerar um alto torque de inserção indica que esse desenho de implante melhora a osseointegração. A análise histomorfométricas deste estudo demonstrou que tanto o preenchimento ósseo quanto a superfície de contato osso-implante foram significativamente maiores nos implantes cônicos do que nos cilíndricos, independentemente do diâmetro da broca utilizada, o que segundo os autores, sugere melhor osseointegração. É certo que, por meio de engenharia mecânica e projetos de roscas, níveis de estabilidade primária elevados podem ser alcançados (60).

Resultados clínico de implantes inseridos em locais preparados com um protocolo simplificado (uso de uma única broca) foram comparados à técnica com a utilização de mais que uma perfuração, segundo o protocolo convencional. Os autores relataram que a simplificação da sequência de perfuração reduziu o tempo operacional em uma média de 3,6 min, além de reduzir o as complicações (61).

Por outro lado, um estudo comparando protocolos de perfuração, usando um modelo de tíbia de coelho, testou a hipótese de que não há diferenças na variação de temperatura usando uma única broca para a preparação do local do implante, em comparação com a sequência de perfuração convencional usando várias brocas com diâmetro incremental. Os autores concluíram que as temperaturas geradas por um protocolo simplificado de perfuração utilizando apenas 1 brocas em estudos *in-vitro* não foram significativamente menores do que as temperaturas geradas em um protocolo de perfuração convencional não simplificado (62). Outro estudo do mesmo grupo de autores mostrou que o uso de somente uma broca forneceu respostas biomecânicas e histológicas similares à utilização de uma sequência de brocas para a osteotomia. Segundo os autores é possível sugerir a osteotomia como um fator determinante para a obtenção da estabilidade primária, sendo essa um dos principais requisitos para o sucesso da osseointegração (63).

A técnica de OD foi avaliada a fim de verificar se ela proporciona um aumento na densidade óssea e uma alteração na estabilidade secundária do implante. Dez implantes foram instalados nas cristas ilíacas de 2 ovelhas. Um aumento significativo da largura da crista óssea e da porcentagem de volume ósseo (aproximadamente 30% maior) foi detectado no grupo que a broca Densah foi utilizada. Valores maiores de torque de remoção foram associados ao uso da técnica de OD. A partir dos resultados os autores observaram que a técnica é capaz de aumentar o volume ósseo em torno dos implantes, podendo desempenhar um papel no aprimoramento da estabilidade do implante (24).

Para comparar 3 técnicas de osteotomia: perfuração padrão, perfuração com broca osseodensificadora no sentido horário e perfuração com broca osseodensificadora no sentido anti-horário, Huwais e Meyer realizaram 72 osteotomias em osso tibial suíno. Os resultados dessa pesquisa não

demonstraram diferenças significativas na estabilidade dos implantes ou no quesito aumento de temperatura entre os três grupos. Entretanto, a porcentagem de osso na superfície do implante foi aumentada em aproximadamente três vezes para os implantes preparados com a técnica de OD em comparação com a perfuração padrão (21).

As seguintes técnicas cirúrgicas foram comparadas: osteotomia padrão, utilização de osteótomos de Summers e a OD. Os autores observaram que a OD alcançou 60,3% de BIC, enquanto 40,7% de BIC foi alcançada com o uso de osteótomo e 16,3% de BIC na osteotomia padrão. Os autores concluíram que a técnica utilizada para a osteotomia pode influenciar o BIC e o volume ósseo ao redor do implante (26).

Uma revisão sistemática investigou a associação entre a técnica de perfuração e a osseointegração em áreas com baixa densidade óssea. Quinze estudos atenderam os critérios de inclusão, sendo 7 experimentais e 8 clínicos. Nos estudos avaliados foram encontradas 4 técnicas de osteotomia sugeridas para melhorar a osseointegração, são elas: osteotomia, subfresagem óssea, cirurgia com piezo e OD. Nessa análise os 4 protocolos de perfuração foram eficazes em aumentar a estabilidade primária, entretanto a longo prazo as técnicas são semelhantes (64).

A OD, técnica que visa a preservação óssea e compactação através de perfuração não subtrativa ou implantes com um desenho de rosca especial, foi estudada. Os autores perceberam que embora a OD pareça ser uma técnica muito promissora, os achados ainda são inconclusivos e devem ser interpretados com cautela. Segundo os autores mais estudos são necessários antes da implementação de tal técnica na prática diária clínica (22).

Diferentes técnicas de osteotomia foram pesquisadas, como as técnicas tradicionais de perfuração sequencial com aumento de diâmetros de perfuração, ou um único protocolo de perfuração aplicando apenas o diâmetro final da perfuração com a utilização de uma única broca, os autores dessa pesquisa também compararam o calor gerado nas 2 técnicas. Segundo os autores, embora muitas empresas de implantes recomendem um protocolo de perfuração sequencial para evitar uma extensa geração de calor, não há consenso na

literatura atual sobre se uma abordagem sequencial gera menos calor do que um único protocolo de perfuração. Esse estudo concluiu que a perfuração sequencial levou a uma maior geração de calor e maior duração do calor latente do que a perfuração única (65).

Para Kim simplificar a sequência de perfuração seria significativo para a cirurgia de implante, caso isso não exerça uma influência negativa. Os autores notaram diferenças significativas entre os dois grupos (sequência de perfuração normal Vs. uma perfuração inicial e uma perfuração final) com avaliação após 5 meses da instalação dos implantes. No entanto, ambos os grupos demonstraram valores suficientes para prosseguir com o tratamento de prótese, possibilitando até mesmo uma abordagem de carga imediata. Uma conveniência citada pelos autores é a simplificação da cirurgia e a redução do tempo, sendo particularmente vantajoso na colocação de vários implantes no mesmo ato cirúrgico (66).

Pikos e Miron publicaram 2 estudos estudando a OD. No primeiro estudo uma visão geral dos eventos de remodelação óssea que ocorrem após colocação de implante são abordados e métodos cirúrgicos usados ao longo dos anos para aumentar a estabilidade do implante primário são descritos. Segundo os autores a OD se mostrou importante para preservar volume ósseo, a filosofia desta técnica difere da filosofia de perfuração óssea, na qual osso é removido. Nesse caso o osso saudável é mantido (20). Na segunda parte do estudo os autores se concentram nas indicações da técnica de OD. Os autores concluíram que essa técnica é efetiva em diversas situações clínicas quando utilizada em osso de baixa densidade. Os autores ainda advertem que um treinamento específico é indicado para a implementação dessa técnica na rotina clínica (28).

A OD foi estudada em osso de baixa densidade, a parte experimental deste estudo foi realizada em osso ílio de três ovelhas. Para os autores desse estudo três sítios de osteotomia foram considerados: osteotomia regular, OD com perfuração no sentido horário e OD com perfuração no sentido anti-horário. Os autores puderam observar que a utilização da OD melhorou a estabilidade dos implantes, tanto primária quanto secundária. Os dados histológicos da OD mostraram resultados notavelmente diferentes dos dados histológicos do método de perfuração regular (25).

Com o objetivo de avaliar os efeitos de duas técnicas de osteotomia uma pesquisa com 40 leitões em costelas suínas foi conduzida. As técnicas de osteotomia utilizadas foram: subfresagem e OD. Após os testes os autores concluíram que, embora a densidade óssea tenha aumentado com a técnica de OD, os leitões preparados com a técnica de subfresagem (usando brocas com geometria semelhante à do implante que seria instalado em seguida) foram mais eficientes no aumento da estabilidade primária (27).

Em uma revisão sistemática sobre a OD e a estabilidade primária alcançada por meio dessa técnica foi abordado que essa técnica envolve o uso de brocas especiais em uma direção de osteotomia anti-horária, o que causaria uma expansão da osteotomia local, e aumentaria a densidade do osso nas proximidades da osteotomia. Um total de 12 artigos foram avaliados, a partir da análise desses artigos os autores perceberam que havia um padrão de maior torque médio de inserção do implante, BIC e BAFO no grupo de OD em comparação com o grupo de perfuração convencional (23).

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo é avaliar a estabilidade inicial de implantes que favorecem compactação óssea seguindo protocolos específicos de instalação para cada tipo ósseo. Bem como, estudar como a aplicação desses implantes pode ser feita em ossos mais corticais. Como objetivos secundários temos a verificação de uma possível correlação entre os fatores torque de inserção, ISQ e arrancamento.

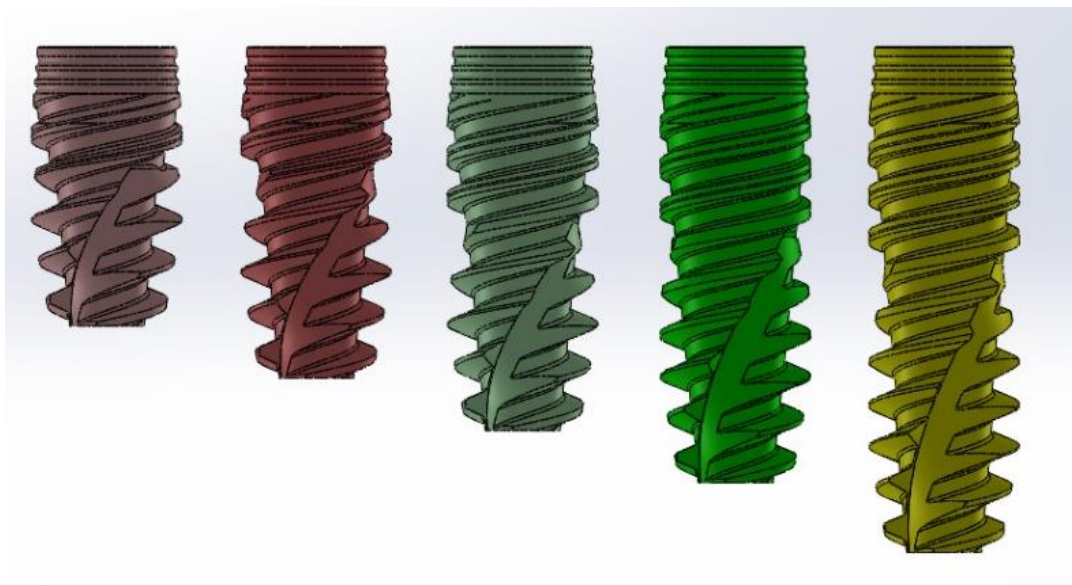
4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS

4.1.1 Implantes

Um total de 128 implantes da marca comercial Dérig® (Barueri, SP, Brasil) foram utilizados na presente investigação. Os implantes utilizados medem 4.3mm x 13.0mm, conexão protética do tipo cone morse e macrogeometria Dynamic®. A macrogeometria Dynamic® consiste em implantes que apresentam câmara de corte e corpo do implante cônico, características que possibilitam a compactação óssea, conforme discutido anteriormente no capítulo 2 (Figura 2.1 e Figura 2.2). Os implantes Dynamic® são disponibilizados pelo fabricante nos diâmetros: Ø 3.5 mm; Ø 4.3 mm e Ø 5.0 mm e nas alturas: 8.5mm, 10mm, 11.5mm, 13mm e 15mm (Figura 4.1).

Figura 4.1 – Família implantes Dynamic®

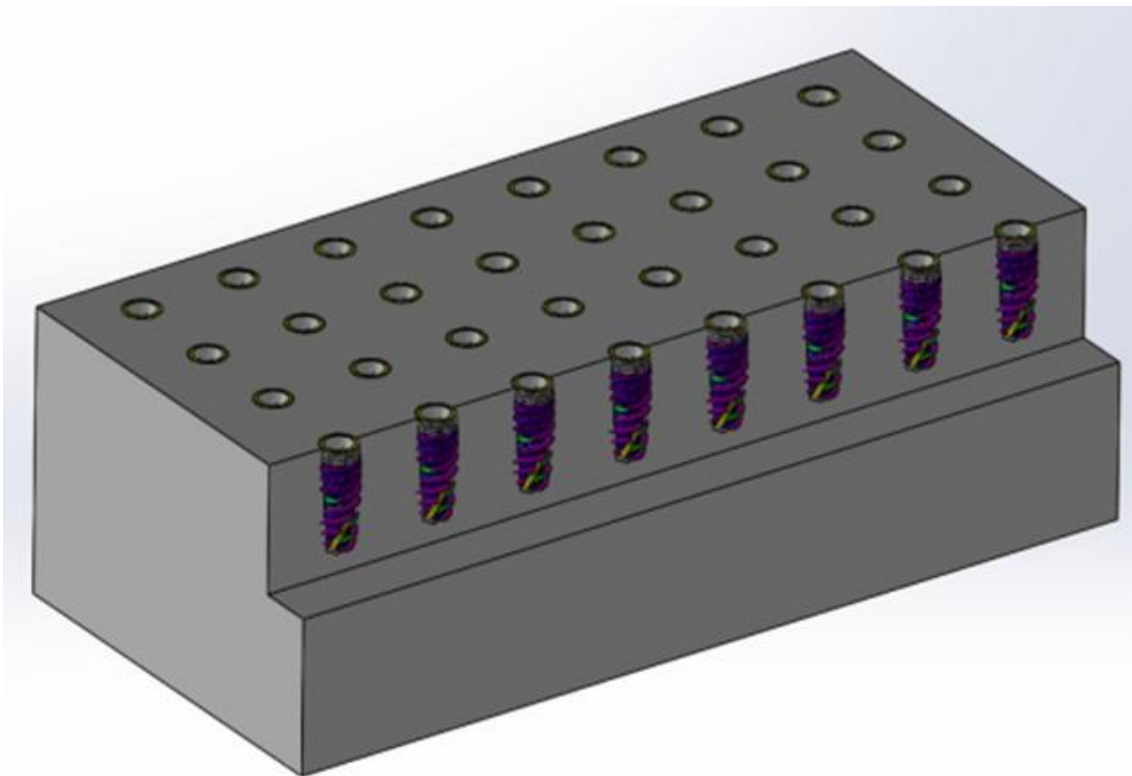


Fonte: A autora.

4.1.2 Blocos ósseos

Foram utilizados 4 blocos ósseos sintéticos de poliuretano (Nacional Ossos, São Paulo, Brasil), cada osso representava um tipo ósseo e uma densidade por centímetro cúbico (PCF). Um bloco ósseo simulava osso tipo I, apresentando 40 PCF ($0,64\text{g/cm}^3$); 1 bloco ósseo simulava osso tipo II, apresentando 30 PCF ($0,48\text{g/cm}^3$); 1 bloco ósseo simulava osso tipo III, apresentando 15 PCF ($0,24\text{g/cm}^3$); e 1 bloco ósseo simulava osso tipo IV, apresentando 10 PCF ($0,16\text{g/cm}^3$). Todos os blocos apresentavam 1 mm de cortical óssea. As configurações de bloco utilizadas apresentam altura de 3.1cm, largura de 4.5cm e comprimento de 9.5cm, comportando a instalação de 32 implantes de cada bloco, conforme o esquema representado na figura 4.2 (Figura 4.2).

Figura 4.2 – Instalação dos implantes



Fonte: A autora.

O poliuretano é considerado o material padrão para a realização de testes mecânicos em implantes odontológicos. Os blocos ósseos artificiais representam uma ferramenta útil para aplicações biomédicas, incluindo os testes de implantes

dentários. Os blocos ósseos artificiais exibem propriedades similares ao osso, e foi mostrado ser de confiança, apresentando características mecânicas consistentes (51).

4.1.3 Smartpegs

Para a determinação do ISQ cada modelo de implante tem o seu pino de medição específico, chamado de “smartpeg” (Figura 4.3). Para essa pesquisa foram utilizados “smartpegs” tipo 61, código 1005444, fornecidos pela Ostell Mentor (Osstell, Göteborg, Suécia). Para a utilização os “smartpegs” são parafusados nos implantes, e um torque de 10 Ncm é aplicado (52) para garantir a fixação dos smartpegs aos implantes.

Figura 4.3 – Smartpeg

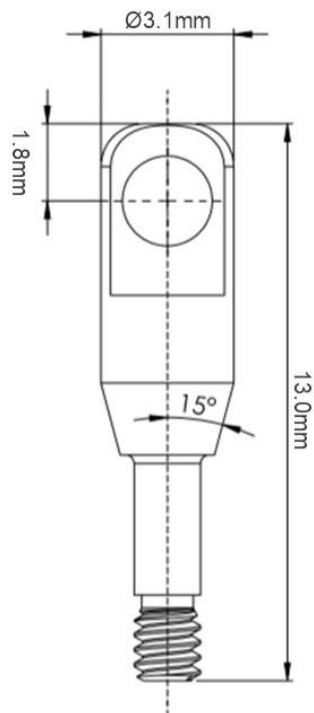


Fonte: Osstell (67).

4.1.4 Extratores de implantes

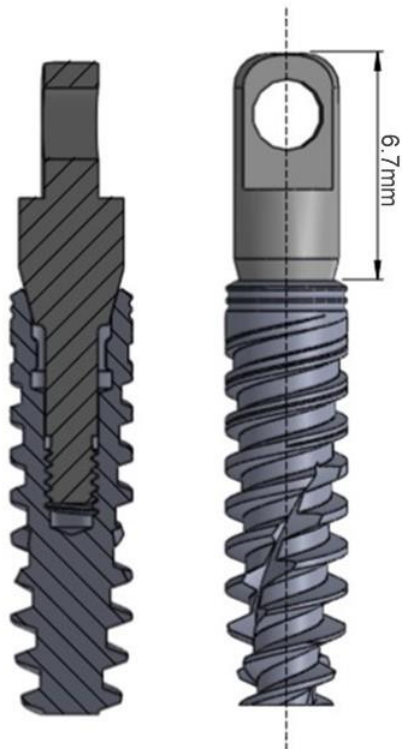
Para o teste de arrancamento 20 parafusos extratores de implantes (Figura 4.4) foram produzidos (Dérig® - Barueri, SP, Brasil), garantindo encaixe preciso com os implantes. O extrator é rosqueado na rosca interna do implante (Figura 4.5) e conectado à máquina de ensaios mecânicos.

Figura 4.4 – Desenho técnico extrator de implante



Fonte: A autora.

Figura 4.5 – Encaixe extrator de implante e implante



Fonte: A autora.

4.2 MÉTODOS

4.2.1 Divisão dos grupos

Os 128 implantes foram divididos em 4 grupos (I, II, III e IV), variando o tipo ósseo utilizado. Cada grupo apresentava 32 amostras.

A seguir podemos verificar a divisão dos grupos (Quadro 4.1).

Quadro 4.1 – Divisão dos grupos

Grupo	Tipo ósseo	Número de amostras no grupo	Número de amostras submetidas a cada um dos testes		
			Torque de instalação	ISQ	Arrancamento
I	I	32	32	32	32
II	II	32	32	32	32
III	III	32	32	32	32
IV	IV	32	32	32	32

Fonte: A autora.

4.2.2 Instalação dos implantes

Segue a descrição do protocolo de fresagem utilizado para cada grupo.

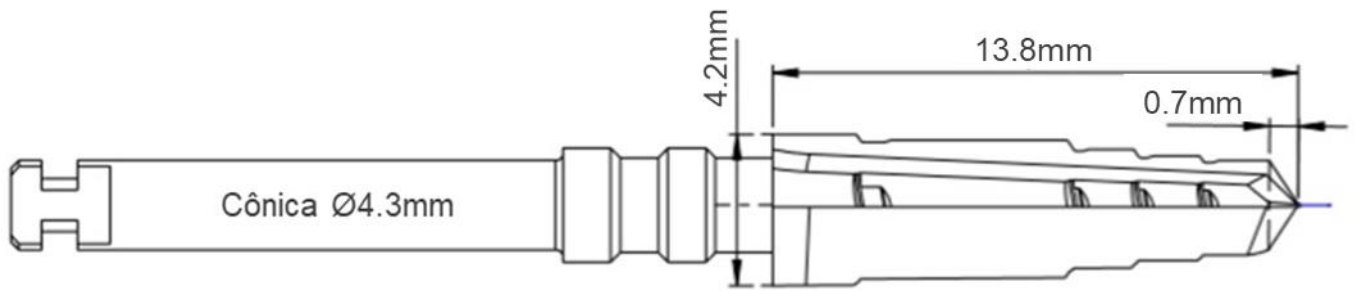
Osso tipo I: fresa lança, fresa helicoidal Ø 2.0mm, fresa cônica Ø3.5mm, fresa cônica Ø4.3mm (Figura 4.6) e fresa formadora de rosca Dynamic Ø4.3mm (Figura 4.7).

Osso tipo II: fresa lança, fresa helicoidal Ø2.0mm, fresa cônica Ø3.5mm e fresa cônica Ø4.3mm (Figura 4.6).

Osso tipo III: fresa lança, fresa helicoidal Ø2.0mm e fresa cônica Ø4.1mm.

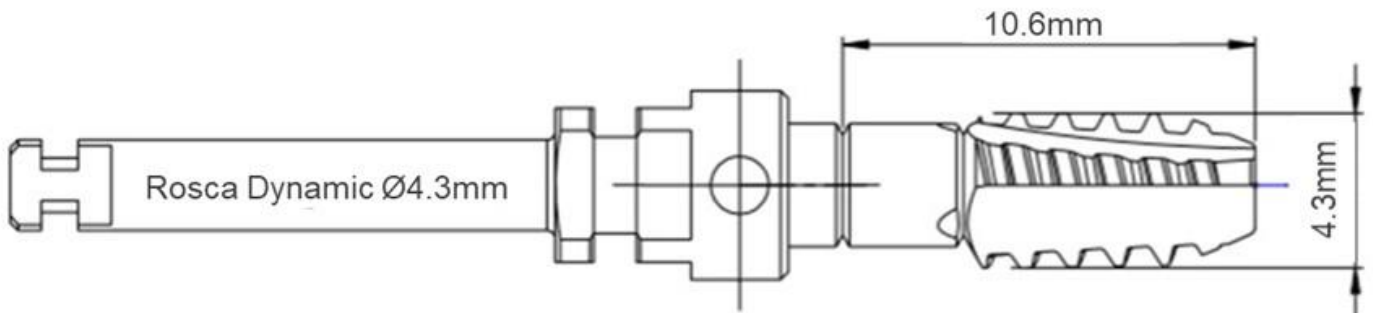
Osso tipo IV: fresa lança, fresa helicoidal Ø 2.0mm e fresa Ø2.7mm (Figura 4.8).

Figura 4.6 – Fresa cônica Ø4.3mm



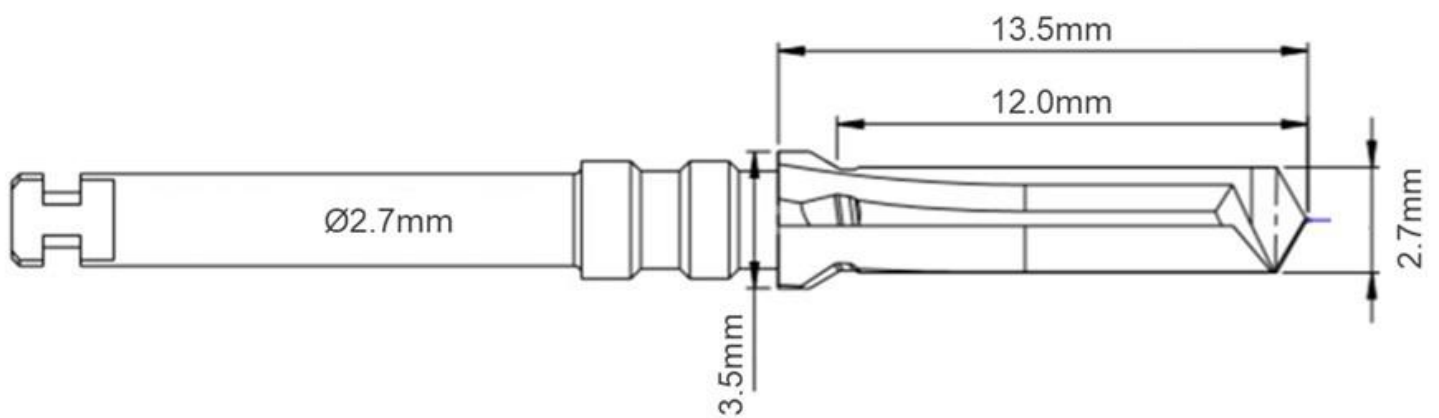
Fonte: A autora.

Figura 4.7 – Fresa Formadora de Rosca Dynamic Ø4.3mm



Fonte: A autora.

Figura 4.8 – Fresa Ø2.7mm



Fonte: A autora.

Após a perfuração os implantes são instalados com a chave de inserção manual acoplada ao torquímetro digital para registro do torque de instalação. Os dados foram armazenados na planilha de dados no programa Microsoft Excel.

4.2.3 Torque de instalação

Os valores de torque foram verificados utilizando um torquímetro digital. A chave de inserção do implante é conectada ao torquímetro digital e à indexação presente na plataforma cone morse do implante e o valor em Ncm é aferido. Os dados foram armazenados na planilha de dados no programa Microsoft Excel. Cem por cento das amostras desse estudo teve seus torques de inserção registrada.

4.2.4 ISQ

Após a instalação de cada implante, o ISQ foi medido usando o dispositivo Osstell Mentor (Osstell, Göteborg, Suécia) (Figura 4.9) com o auxílio dos smartpegs. Os valores de ISQ são representados em uma escala de 1 a 100. Cada implante é medido em 2 direções, e um valor médio é determinado para cada implante, esse valor médio é o valor armazenado na planilha de dados no programa Microsoft Excel e futuramente nas análises estatísticas.

Figura 4.9 – Osstell Mentor



Fonte: Osstell (68).

4.2.5 Arrancamento

O teste de arrancamento foi aplicado a fim de avaliar a força necessária para remover os implantes dos blocos ósseos. A força máxima de arrancamento dos implantes foi determinada adaptando o conjunto implante (conectado ao extrator de implante) e osso artificial à máquina de ensaios mecânicos (MTS Acumen Electrodynamic Test Systems, MTS Systems Corporation), de maneira que os implantes ficassem alinhados (paralelos) ao longo eixo da máquina. Garantindo que apenas a força no sentido axial fosse registrada. Os implantes foram tracionados com célula de carga de 100 Kgf a uma velocidade constante de 1,0 mm/min. A força máxima de arrancamento em Newton foi registrada para cada implante na planilha de dados no programa Microsoft Excel.

4.2.6 Análise Estatística

Para responder aos objetivos do estudo foi utilizada a metodologia de ANOVA, seguida de comparações múltiplas de Bonferroni. Foi desenvolvido um único modelo de ANOVA tendo como variável dependente o protocolo de fresagem utilizado e o tipo ósseo.

Todos os testes de hipóteses desenvolvidos nesse trabalho consideraram uma significância de 5%, ou seja, a hipótese nula foi rejeitada quando p-valor foi menor ou igual a 0.05. A hipótese nula é a afirmação de que os tratamentos testados são iguais, dessa forma ao rejeitar a hipótese nula, eu aceito que os tratamentos não são iguais, o que configura diferença estatística entre os resultados. Portanto, podemos afirmar que quando o p-valor <0.05 há diferenças estatísticas entre os resultados.

Ao detectar efeito de um fator no modelo de ANOVA, e o mesmo possui mais do que duas categorias, torna-se de interesse saber quais categorias apresentam diferença quanto à variável. O teste de comparações múltiplas de Bonferroni permite comparar cada um dos fatores a fim de verificar dois a dois qual apresenta média significativamente diferente. Uma terceira análise estatística foi adicionada, a análise de correlação, para melhor compreensão de como os valores obtidos nos testes (torque de inserção, ISQ e arrancamento) interagem entre si.

5 RESULTADOS

Os 128 implantes do presente estudo passaram por testes de torque de inserção, ISQ e arrancamento (Tabela 5.1).

Tabela 5.1 - Média, desvio padrão e p-valor da análise ANOVA

Tipo ósseo	Torque de inserção (Ncm)			ISQ			Arrancamento (N)		
	Média	Desvio padrão	P-valor	Média	Desvio padrão	P-valor	Média	Desvio padrão	P-valor
I	92.53	7.76	<0.0001*	75.09	0.62	<0.0001*	2095.39	23.03	<0.0001*
II	75.83	4.86		72.89	0.94		1099.44	11.21	
III	63.13	3.20		73.94	1.37		534.44	9.65	
IV	55.96	2.66		66.64	0.79		239.65	11.65	

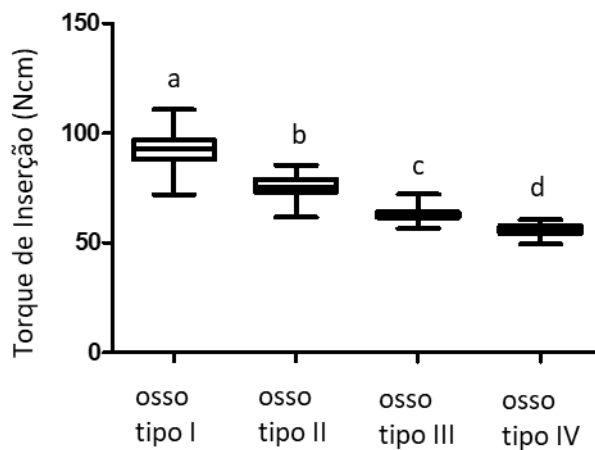
Fonte: A autora.

* Diferença significativa (p-valor<0.05)

5.1 TORQUE DE INSERÇÃO

No toque de inserção podemos verificar que os valores de torque (Ncm) tiveram uma tendência a diminuição conforme o tipo ósseo no qual os implantes foram instalados ficavam mais medulares (Figura 5.1). Osso tipo I apresentou uma média de 92.53Ncm e desvio padrão de 7.76 Ncm, o osso tipo II apresentou uma média de 75.83 Ncm e desvio padrão de 4.86 Ncm, o osso tipo III apresentou uma média de 63.13 Ncm e desvio padrão de 3.2 Ncm e o osso tipo IV apresentou uma média de 55.96 Ncm e desvio padrão de 2.66 Ncm. A ANOVA demonstrou diferença estatística significativa entre os grupos (p-valor<0.0001) (Tabela 5.1). O teste Bonferroni também demonstrou diferença estatística entre os grupos na comparação 2 a 2 (Tabela 5.2).

Figura 5.1 – Torque de inserção



Diferentes letras indicam diferença significativa entre os grupos (p -valor <0.05)

Fonte: A autora.

Tabela 5.2 - Teste Bonferroni - torque de inserção

Comparação			Torque de inserção (Ncm)
Tipo ósseo	x	Tipo ósseo	P-valor
I	x	II	$<0.0001^*$
I	x	III	$<0.0001^*$
I	x	IV	$<0.0001^*$
II	x	III	$<0.0001^*$
II	x	IV	$<0.0001^*$
III	x	IV	$<0.0001^*$

Fonte: A autora.

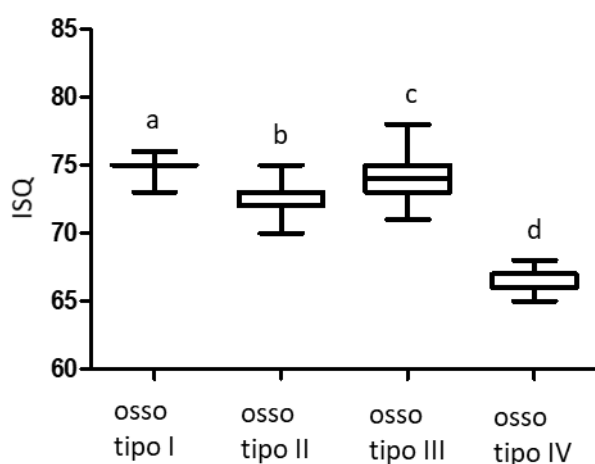
* Diferença significativa (p -valor <0.05)

5.2 ISQ

Na análise do ISQ observamos que os valores não apresentaram uma queda linear conforme o torque de inserção de acordo com o tipo ósseo (Figura 5.2). O grupo aplicado em osso tipo I apresentou uma média de 75.09 e desvio padrão de 0.62, o grupo aplicado em osso tipo II apresentou uma média de 72.89 e desvio padrão de 0.94, o grupo aplicado em osso tipo III apresentou uma média

de 73.94 e desvio padrão de 1.37 e o grupo aplicado em osso tipo IV apresentou uma média de 66.64 e desvio padrão de 0.79. A ANOVA demonstrou diferença estatística significativa entre os grupos ($p\text{-valor}<0.0001$) (Tabela 5.1). O teste Bonferroni também demonstrou diferença estatística entre os grupos na comparação 2 a 2 (Tabela 5.3).

Figura 5.2 – ISQ



Diferentes letras indicam diferença significativa entre os grupos ($p\text{-valor}<0.05$)

Fonte: A autora.

Tabela 5.3 - Teste Bonferroni – ISQ

Comparação			ISQ
Tipo ósseo	x	Tipo ósseo	P-valor
I	x	II	<0.0001*
I	x	III	<0.0001*
I	x	IV	<0.0001*
II	x	III	<0.0001*
II	x	IV	<0.0001*
III	x	IV	<0.0001*

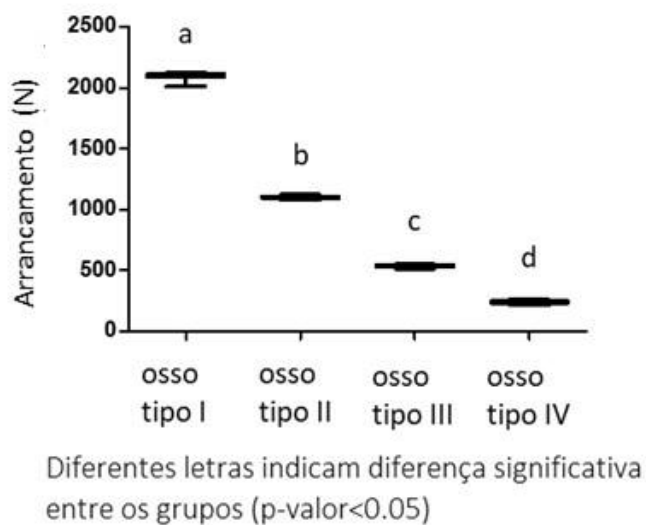
Fonte: A autora.

* Diferença significativa ($p\text{-valor}<0.05$)

5.3 ARRANCAMENTO

No teste de arrancamento observamos que, assim como nos valores de torque de inserção, os valores (N) tiveram uma tendência à diminuição conforme o tipo ósseo no qual os implantes foram instalados ficavam mais medulares (Figura 5.3). O arrancamento no osso tipo I apresentou uma média de 2095.39N e desvio padrão de 23.03N, o arrancamento no osso tipo II apresentou uma média de 1099.44N e desvio padrão de 11.21N, o arrancamento no osso tipo III apresentou uma média de 534.44N e desvio padrão de 9.65N e o arrancamento no osso tipo IV apresentou uma média de 239.65N e desvio padrão de 11.65N. A ANOVA demonstrou diferença estatística significativa entre os grupos (p -valor <0.0001) (Tabela 5.1). O teste Bonferroni também demonstrou diferença estatística entre os grupos na comparação 2 a 2 (Tabela 5.4).

Figura 5.3 – Arrancamento



Fonte: A autora.

Tabela 5.4 - Teste Bonferroni – arrancamento

Comparação			Arrancamento (N)
Tipo ósseo	x	Tipo ósseo	P-valor
I	x	II	<0.0001*
I	x	III	<0.0001*
I	x	IV	<0.0001*
II	x	III	<0.0001*
II	x	IV	<0.0001*
III	x	IV	<0.0001*

Fonte: A autora.

* Diferença significativa (p-valor<0.05)

5.4 CORRELAÇÃO

Para avaliar se havia relação entre os testes executados, a análise de correlação foi adicionada a esse estudo. A análise de correlação não demonstrou significância entre os testes executados (Tabela 5.5).

Tabela 5.5 - Análise de correlação

Tipo ósseo	Correlação			p-valor
	Torque de inserção	ISQ	Arrancamento	
I	x	x		0.58
		x	x	1.19
II	x		x	0.44
		x		0.89
III	x		x	0.07
		x		0.80
IV	x	x		0.69
		x	x	0.94
IV	x		x	0.43
		x		0.21
IV	x	x	x	0.88
			x	0.84

Fonte: A autora.

6 DISCUSSÃO

No presente estudo obtivemos uma média de torque de inserção que variaram entre 55.96Ncm e 92.53Ncm. Estudos anteriores mostraram que valores de torque superiores a 32Ncm seriam suficientes para aplicação da carga imediata (40, 48) e os resultados obtidos neste estudo se enquadram nessa situação, mesmo em bloco ósseo mais medular.

Apesar de os valores serem suficientes para carga imediata, no caso de osso tipo I, observamos uma média de 92.53Ncm para o torque de inserção, esses valores são avaliados com cautela, já que ainda não é conhecido qual é o limite para aplicação de torque e a literatura não é clara sobre quais são os valores máximos para obtenção de sucesso na osseointegração em casos de carga imediata. Apesar dos resultados para osso medular serem elevados é importante lembrar que devido à presença da lâmina de corte reverso esse implante pode ser inserido utilizando a técnica de inserção do implante no sentido horário e anti-horário, gradualmente(12), como já citado anteriormente, essa técnica tende a diminuir significativamente o torque de inserção.

Estudos que obtiveram resultados semelhantes no quesito torque de inserção, apresentando valores >80Ncm, argumentaram que as taxas de sucesso para esses casos são previsíveis (44), implantes inseridos com elevados torques não apresentam micromovimentação (33) e não apresentam fibrose na região peri-implantar (7). Cannizzaro e colaboradores observaram implantes inseridos com torque > 80 Ncm em 50 pacientes e não notaram complicações em um período de 6 meses após o carregamento dos implantes (44). Trisi e colaboradores consideraram que a questão chave não é o tempo de carregamento, mas sim a presença ou não de micromovimentação, portanto torques elevados podem ser aplicados para casos de carga imediata (7), já que nos casos de torques elevados (>80Ncm) o contato osso -implante é mais íntimo, reduzindo o gap e, conseqüentemente, a micromovimentação. Trisi obtiveram elevados torques em osso cortical, já em osso medular os autores não alçaram torque de inserção igual ou maior que 35Ncm, os autores consideraram que a micromovimentação em osso medular é consideravelmente alta e isso contribui para falhas da

osseointegração (7). Entretanto, podemos observar a partir dos resultados apresentados no presente estudo, que mesmo em osso medular, com um desenho de implante adequado para osseocompressão e um protocolo de fresagem adaptado para esses casos, torques suficientes podem ser alcançados para que não haja micromovimentação.

Os resultados obtidos no presente estudo para os tipos ósseos II, III e IV, foram diferentes dos resultados obtidos por Abi-Aad e colaboradores, sendo que no presente estudo os torques variaram entre 55Ncm (osso tipo IV) a 75Ncm (osso tipo II) e no estudo de Abi-Aad variaram entre 35Ncm a 70Ncm (50). Apesar da variação não ser muito elevada e os autores não demonstrarem resultados para osso tipo I, os implantes utilizados nas 2 pesquisas seguem os mesmos conceitos e apresentam macrogeometria semelhantes. Uma avaliação mais precisa é uma tarefa difícil, já que na pesquisa de Abi-Aad e colaboradores o protocolo cirúrgico e as fresas utilizadas não são descritas em detalhes, acreditamos que o protocolo de fresagem pode ser a justificativa para a diferença entre os valores obtidos.

Benic e colaboradores concluíram que um quociente de estabilidade do implante (ISQ) entre 60 e 65 seria suficiente para a carga imediata (nos casos em que não há necessidade de enxertia óssea) (47). Por outro lado, Javed e Romanos consideraram difícil categorizar um valor de ISQ para sucesso na osseointegração, de acordo com os autores estudos devem avaliar os valores de ISQ com cuidado, já que diversos fatores, como altura do implante, diâmetro do implante e densidade óssea, interferem diretamente nessa medida.

Nos nossos resultados apesar de os valores de ISQ serem maiores do que 65 (variando entre 66.64 e 75.09), não foi encontrada correlação entre torque de inserção e ISQ, assim como em diversos estudos anteriores (2, 30, 31, 34, 37, 38).

É sabido que o osso e o desenho do implante interferem no ISQ (5), adicionalmente alguns autores acreditam que o ISQ é mais afetado pela qualidade óssea do que por fatores relacionados ao tipo de implante utilizado (35, 39). Os nossos resultados divergem dos resultados de Bischof e Miyamoto (35, 39), já que o ISQ não variou de forma linear conforme o osso ficou mais cortical. Os resultados obtidos na presente pesquisa sugerem que o ISQ teve

interferência do protocolo cirúrgico escolhido para cada tipo ósseo. Para o osso tipo II seguimos como protocolo preparar a loja cirúrgica até o diâmetro 4.3mm (mesmo diâmetro do implante), já que esse osso não tem a mesma capacidade de expansão de um osso mais medular. Enquanto no osso tipo III a loja cirúrgica foi preparada até o diâmetro 4.1mm, e ao inserir o implante que apresenta diâmetro de 4.3mm há compressão ao redor do implante, o que gera um ISQ mais elevado para o osso tipo III comparado ao IQ do osso tipo II.

Segundo os nossos resultados obtidos para ISQ podemos concordar com Akca (43) ao dizermos que valores de torque de inserção estão relacionados à qualidade óssea de forma consistente, enquanto as medidas de ISQ mostram limitações em relação ao tipo ósseo.

Além do torque de inserção e ISQ, testes amplamente utilizados para análise de estabilidade primária de implantes dentários, utilizamos o teste de arrancamento. Esse teste é amplamente utilizado em pesquisas de implantes ortopédicos para análise de resistência mecânica e podem ser um indicativo de estabilidade primária para implantes odontológicos (46). Fatores como o desenho do parafuso (ou implante), orientação da inserção, profundidade da inserção, técnica cirúrgica, densidade e morfologia óssea (36, 46) influenciam a força de arrancamento. Enquanto o torque de inserção é o resultado da resistência ao atrito entre as roscas e o osso, o arrancamento é decorrente da ruptura por cisalhamento das trabéculas ósseas, no sentido axial (36).

Valores aproximados foram obtidos (46) em teste de arrancamento em blocos ósseos sintéticos de poliuretano (aproximadamente 600N), valores semelhantes aos obtidos nessa pesquisa em osso tipo III (média de 534.44N). Entretanto na pesquisa de Oliscovicz diversos materiais são comparados e não está claro qual seria o tipo ósseo que o bloco ósseo de poliuretano representa.

Inceoglu observou que um desenho de rosca trapezoidal gera maior compressão na cortical óssea, criando assim uma fricção elevada, o que resulta em um aumento considerável nos valores de torque (36). Porém os autores não observaram um aumento tão drástico para o teste de arrancamento (36). Diferentemente, nós observamos números extremamente altos nos testes de arrancamento. Entretanto, mesmo com os elevados números, assim como

Inceoglu, não observamos correlação entre os valores de torque de inserção e arrancamento. Além do presente estudo e o estudo citado de Inceoglu (36), alguns outros autores também não verificaram correlação entre os fatores (29, 32).

Salmória e colaboradores observaram que a dificuldade em correlacionar torque de inserção com outros fatores, como arrancamento, vem da característica inosotrópica do osso (42). Um material é considerado anisotrópico quando as suas propriedades elásticas dependem da direção, nesses casos os módulos de elasticidade nas direções x, y e z são distintos. Portanto, o torque de inserção não seria um indicativo de arrancamento (42), ou ISQ.

Pesquisas anteriores que utilizaram a técnica de OD mostraram valores de torque de inserção que variavam entre $25.24 \pm 2.5 \text{Ncm}$ (27) e $108 \pm 56 \text{Ncm}$ (21). O uso de brocas osseodensificadoras na implantodontia está em seu desenvolvimento inicial, e apresenta diversas particularidades, é recomendável que, para implementação dessa técnica no dia-a-dia clínico, seja obtido treinamento adequado (28), já que trata-se de uma broca universal e que pode ser adaptada ao protocolo cirúrgico de vários sistemas.

A partir da análise dos resultados obtidos em pesquisas anteriores e os obtidos aqui acreditamos que a técnica de OD acaba não sendo justificável, já que a utilização de implantes osseocompressores parecem proporcionar resultados semelhantes, e provavelmente geram menos aquecimento, pois enquanto a OD é feita com perfuração em alta velocidade, a osseocompressão é feita de forma mais controlada, em baixa rotação. É importante, porém, que haja compreensão por parte dos cirurgiões-dentistas de como a técnica e implantes osseocompressores devem ser utilizados, bem como, o entendimento de como esse modelo de implante funciona nos diferentes tipos ósseos.

Assim como o conceito de OD, acreditamos que a compressão óssea deve ser recomendada para tipos ósseos mais medulares. Por esse motivo optamos por remover mais tecido ósseo da porção apical em osso tipo I e II, dessa forma a câmara de corte, composta pelo canal helicoidal, lâmina de corte e compressão e lâmina de corte reverso, não tem ação efetiva em osso, e a compressão óssea não ocorre.

Apesar desse modelo de implante poder ser utilizado para todos os tipos ósseos, é necessário que haja um protocolo específico para cada tipo ósseo, essa pesquisa pode ser seguida para nortear os cirurgiões-dentistas de como esse modelo pode ser utilizado para cada tipo ósseo, bem como qual passo-a-passo cirúrgico pode ser aplicado. Inicialmente acreditamos que não haveria necessidade e indicação da aplicação da osseocompressão em osso tipo I e II, e os nossos resultados parecem vir de encontro com esse pensamento inicial, já que os valores obtidos conferem estabilidade inicial satisfatória em todos os parâmetros testados.

No presente estudo apenas fatores mecânicos referentes à estabilidade inicial foram analisados, entretanto, clinicamente muitos outros fatores interferem a estabilidade primária e o sucesso do tratamento. Para melhor compreensão do funcionamento e aplicação dos implantes osseocompressores, bem como se há indicação de utilização desse modelo de implantes em tipos ósseos mais corticalizados mais estudos são necessários.

7 CONCLUSÃO

A partir da avaliação de 128 implantes que favorecem a compactação óssea chegamos à conclusão que a estabilidade inicial obtida seguindo os protocolos que foram aqui propostos são satisfatórias, possibilitando até mesmo a carga imediata caso ela seja almejada. Verificamos que esses implantes podem ser aplicados em ossos mais corticais, desde que o cirurgião-dentista tenha conhecimento do modelo de implante em questão e da técnica. Os nossos resultados falharam em demonstrar qualquer correlação entre os fatores torque de inserção, ISQ e arrancamento, possivelmente devido à característica inosotrópica do osso, o torque de inserção não parece ser uma representação de ISQ ou arrancamento.

REFERÊNCIAS¹

1. Coelho PG, Granjeiro JM, Romanos GE, Suzuki M, Silva NR, Cardaropoli G, Thompson VP, Lemons JE. Basic research methods and current trends of dental implant surfaces. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009 Feb;88(2):579-96. doi: 10.1002/jbm.b.31264. PMID: 18973274.
2. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent*. 2010 Aug;38(8):612-20. doi: 10.1016/j.jdent.2010.05.013. Epub 2010 Jun 11. PMID: 20546821.
3. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res*. 2003 Oct;14(5):515-27. doi: 10.1034/j.1600-0501.2003.00950.x. PMID: 12969355.
4. Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, Nat R, Al-Nawas B, Wagner W. Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindrical screw-type implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Jul-Aug;21(4):560-6. PMID: 16955606.
5. Rozé J, Babu S, Saffarzadeh A, Gayet-Delacroix M, Hoornaert A, Layrolle P. Correlating implant stability to bone structure. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Oct;20(10):1140-5. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01745.x. Epub 2009 Jun 10. PMID: 19519789.
6. Romanos GE. Surgical and prosthetic concepts for predictable immediate loading of oral implants. *J Calif Dent Assoc*. 2004 Dec;32(12):991-1001. PMID: 15715376..
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 Implants Res*. 2009 May;20(5):467-71. doi: 10.1111/j.1600-0501.2008.01679.x. PMID: 19522976.
8. Torroella-Saura G, Mareque-Bueno J, Cabratosa-Termes J, Hernández-Alfaro F, Ferrés-Padró E, Calvo-Guirado JL. Effect of implant design in immediate loading. A randomized, controlled, split-mouth, prospective clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Mar;26(3):240-4. doi: 10.1111/clr.12506. Epub 2014 Oct 18. PMID: 25327537..
9. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Aug;15(4):474-80. doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01041.x. PMID: 15248883.
10. Irinakis T, Wiebe C. Initial torque stability of a new bone condensing dental implant. A cohort study of 140 consecutively placed implants. *J Oral*

¹ De acordo com estilo Vancouver.

Implantol. 2009;35(6):277-82. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-09-00020.1. PMID: 20017643

11. Misch CE, Wang HL, Misch CM, Sharawy M, Lemons J, Judy KW. Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: part II. *Implant Dent.* 2004 Dec;13(4):310-21. doi: 10.1097/01.id.0000148556.73137.24. PMID: 15591992.

12. Orentlicher G, Teich M. Evolving implant design. The NobelActive implant: discussion and case presentations. *Compend Contin Educ Dent.* 2010 Jan-Feb;31(1):66-70, 72-7. PMID: 20158019.

13. Vela-Nebot X, Rodríguez-Ciurana X, Rodado-Alonso C, Segalà-Torres M. Benefits of an implant platform modification technique to reduce crestal bone resorption. *Implant Dent.* 2006 Sep;15(3):313-20. doi: 10.1097/01.id.0000226788.19742.32. PMID: 16966906.

14. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006 Feb;26(1):9-17. PMID: 16515092.

15. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Feb;21(2):129-36. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01800.x. Epub 2009 Aug 25. PMID: 19709058.

16. Coelho PG, Suzuki M, Guimaraes MV, Marin C, Granato R, Gil JN, Miller RJ. Early bone healing around different implant bulk designs and surgical techniques: A study in dogs. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010 Sep;12(3):202-8. doi: 10.1111/j.1708-8208.2009.00153.x. Epub 2009 May 7. PMID: 19438947.

17. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FH Jr, Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol.* 2004 Sep;75(9):1233-41. doi: 10.1902/jop.2004.75.9.1233. PMID: 15515339.

18. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Sep-Oct;15(5):675-90. PMID: 11055135.

19. Orsini E, Salgarello S, Bubalo M, Lazic Z, Trire A, Martini D, Franchi M, Ruggeri A. Histomorphometric evaluation of implant design as a key factor in peri-implant bone response: a preliminary study in a dog model. *Minerva Stomatol.* 2009 Jun;58(6):263-75. English, Italian. PMID: 19516235.

20. Pikos MA, Miron RJ. Osseodensification: An Overview of Scientific Rationale and Biological Background. *Compend Contin Educ Dent.* 2019 Apr;40(4):217-22; quiz 223. PMID: 30938536.

21. Huwais S, Meyer EG. A Novel Osseous Densification Approach in Implant Osteotomy Preparation to Increase Biomechanical Primary Stability, Bone Mineral Density, and Bone-to-Implant Contact. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017 Jan/Feb;32(1):27-36. doi: 10.11607/jomi.4817. Epub 2016 Oct 14. PMID: 27741329.
22. Elsayyad AA, Osman RB. Osseodensification in Implant Dentistry: A Critical Review of the Literature. *Implant Dent*. 2019 Jun;28(3):306-12. doi: 10.1097/ID.0000000000000884. PMID: 31124828.
23. Padhye NM, Padhye AM, Bhatavadekar NB. Osseodensification -- A systematic review and qualitative analysis of published literature. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2020 Jan-Mar;10(1):375-80. doi: 10.1016/j.jobcr.2019.10.002. Epub 2019 Nov 2. PMID: 31737477; PMCID: PMC6849357.
24. Trisi P, Berardini M, Falco A, Podaliri Vulpiani M. New Osseodensification Implant Site Preparation Method to Increase Bone Density in Low-Density Bone: In Vivo Evaluation in Sheep. *Implant Dent*. 2016 Feb;25(1):24-31. doi: 10.1097/ID.0000000000000358. PMID: 26584202; PMCID: PMC4770273.
25. Witek L, Alifarag AM, Tovar N, Lopez CD, Gil LF, Gorbonosov M, Hannan K, Neiva R, Coelho PG. Osteogenic parameters surrounding trabecular tantalum metal implants in osteotomies prepared via osseodensification drilling. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2019 Nov 1;24(6):e764-e9. doi: 10.4317/medoral.23108. PMID: 31655837; PMCID: PMC6901143.
26. Slete FB, Olin P, Prasad H. Histomorphometric Comparison of 3 Osteotomy Techniques. *Implant Dent*. 2018 Aug;27(4):424-8. doi: 10.1097/ID.0000000000000767. PMID: 29762184.
27. Delgado-Ruiz R, Gold J, Somohano Marquez T, Romanos G. Under-Drilling versus Hybrid Osseodensification Technique: Differences in Implant Primary Stability and Bone Density of the Implant Bed Walls. *Materials (Basel)*. 2020 Jan 15;13(2):390. doi: 10.3390/ma13020390. PMID: 31952138; PMCID: PMC7013970.
28. Pikos MA, Miron RJ. To Drill or to Densify? Clinical Indications for the Use of Osseodensification. *Compend Contin Educ Dent*. 2019 May;40(5):276-81; quiz 282. PMID: 31067068.
29. Kwok AW, Finkelstein JA, Woodside T, Hearn TC, Hu RW. Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1996 Nov 1;21(21):2429-34. doi: 10.1097/00007632-199611010-00004. PMID: 8923627.
30. Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L, Cawley P. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clin Oral Implants Res*. 1997 Jun;8(3):234-43. doi: 10.1034/j.1600-0501.1997.080310.x. PMID: 9586468.

31. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Gröndahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1999 Aug;28(4):266-72. PMID: 10416893.
32. Lawson KJ, Brems J. Effect of insertion torque on bone screw pullout strength. *Orthopedics*. 2001 May;24(5):451-4. PMID: 11379993.
33. Perren SM. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg Br*. 2002 Nov;84(8):1093-110. doi: 10.1302/0301-620x.84b8.13752. PMID: 12463652.
34. Bernard JP, Szmukler-Moncler S, Pessotto S, Vazquez L, Belser UC. The anchorage of Brånemark and ITI implants of different lengths. I. An experimental study in the canine mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2003 Oct;14(5):593-600. doi: 10.1034/j.1600-0501.2003.120908.x. PMID: 12969363.
35. Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Oct;15(5):529-39. doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01042.x. PMID: 15355394.
36. Inceoglu S, Ferrara L, McLain RF. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. *Spine J*. 2004 Sep-Oct;4(5):513-8. doi: 10.1016/j.spinee.2004.02.006. PMID: 15363421.
38. Akkocaoglu M, Uysal S, Tekdemir I, Akca K, Cehreli MC. Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study. *Clin Oral Implants Res*. 2005 Apr;16(2):202-9. doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01099.x. PMID: 15777330.
39. 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. doi: 10.1016/j.bone.2005.06.019. Epub 2005 Sep 8. PMID: 16154396.
40. Ottoni 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. PMID: 16274152.
41. Akça K, Chang TL, Tekdemir I, Fanuscu MI. Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2006 Aug;17(4):465-72. doi: 10.1111/j.1600-0501.2006.01265.x. PMID: 16907780.

42. 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.e15-22. doi: 10.1016/j.ajodo.2007.12.020. PMID: 18538236.
43. Akça K, Kökat AM, Cömert A, Akkocaoğlu M, Tekdemir I, Cehreli MC. Torque-fitting and resonance frequency analyses of implants in conventional sockets versus controlled bone defects in vitro. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010 Feb;39(2):169-73. doi: 10.1016/j.ijom.2009.11.019. Epub 2009 Dec 24. PMID: 20036107.
44. Cannizzaro G, Leone M, Ferri V, Viola P, Gelpi F, Esposito M. Immediate loading of single implants inserted flapless with medium or high insertion torque: a 6-month follow-up of a split-mouth randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2012 Winter;5(4):333-42. Erratum in: *Eur J Oral Implantol.* 2013 Autumn;6(3):260. Federico, Gelpi [corrected to Gelpi, Federico]. PMID: 23304687.
45. Freitas AC Jr, Bonfante EA, Giro G, Janal MN, Coelho PG. The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Jan;23(1):113-8. doi: 10.1111/j.1600-0501.2010.02142.x. Epub 2011 Mar 23. PMID: 21426405.
46. Oliscovicz NF, Shimano AC, Marcantonio Junior E, Lepri CP, Dos Reis AC. Analysis of primary stability of dental implants inserted in different substrates using the pullout test and insertion torque. *Int J Dent.* 2013;2013:194987. doi: 10.1155/2013/194987. Epub 2013 Jan 22. PMID: 23431301; PMCID: PMC3566606.
47. Benic GI, Mir-Mari J, Hämmerle CH. Loading protocols for single-implant crowns: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29 Suppl:222-38. doi: 10.11607/jomi.2014suppl.g4.1. PMID: 24660200.
48. Levin BP. The Correlation Between Immediate Implant Insertion Torque and Implant Stability Quotient. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2016 Nov/Dec;36(6):833-40. doi: 10.11607/prd.2865. PMID: 27740644.
49. Abi-Aad H, Daher F, Dimassi H, Cordioli G, Majzoub Z. Immediate vs conventional loading of variable-thread tapered implants supporting three- to four-unit fixed partial dentures in the posterior maxilla: 1-year interim results of a split-mouth randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2018;11(3):337-50. PMID: 30246186.
50. Abi-Aad HL, Daher FI, Baba NZ, Cordioli G, Majzoub ZAK. Insertion Torque of Variable-Thread Tapered Implants in the Posterior Maxilla: A Clinical Study. *J Prosthodont.* 2019 Feb;28(2):e788-e94. doi: 10.1111/jopr.12965. Epub 2018 Sep 4. PMID: 30178903.

51. Comuzzi L, Iezzi G, Piattelli A, Tumedei M. An In Vitro Evaluation, on Polyurethane Foam Sheets, of the Insertion Torque (IT) Values, Pull-Out Torque Values, and Resonance Frequency Analysis (RFA) of NanoShort Dental Implants. *Polymers (Basel)*. 2019 Jun 10;11(6):1020. doi: 10.3390/polym11061020. PMID: 31185590; PMCID: PMC6630510.
52. Salatti DB, Pelegrine AA, Gehrke S, Teixeira ML, Moshaverinia A, Moy PK. Is there a need for standardization of tightening force used to connect the transducer for resonance frequency analysis in determining implant stability? *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019 July/August;34(4):886–90. doi: 10.11607/jomi.7361. Epub 2019 Apr 1. PMID: 30934030.
53. Pozzi A, Mura P. Immediate Loading of Conical Connection Implants: Up-to-2-Year Retrospective Clinical and Radiologic Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016 Jan-Feb;31(1):142-52. doi: 10.11607/jomi.4061. PMID: 26800171.
54. Younes F, Eghbali A, De Troyer S, De Bruyckere T, Cleymaet R, Cosyn J. Marginal and apical bone stability after staged sinus floor augmentation using bone condensing implants with variable-thread design: a two-dimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2016 Sep;45(9):1135-41. doi: 10.1016/j.ijom.2016.04.012. Epub 2016 May 5. PMID: 27156066.
55. Choi JY, Kang SH, Kim HY, Yeo IL. Control variable implants improve interpretation of surface modification and implant design effects on early bone responses: An in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018 Sep/Oct;33(5):1033-40. doi: 10.11607/jomi.6436. PMID: 30231089.
56. Falco A, Berardini M, Trisi P. Correlation between implant geometry, implant surface, insertion torque, and primary stability: in vitro biomechanical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018 Jul/Aug;33(4):824-30. doi: 10.11607/jomi.6285. PMID: 30024998.
57. Jokstad A, Ganeles J. Systematic review of clinical and patient-reported outcomes following oral rehabilitation on dental implants with a tapered compared to a non-tapered implant design. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Oct;29 Suppl 16:41-54. doi: 10.1111/clr.13128. PMID: 30328207.
58. Gehrke SA, Eliers Treichel TL, Pérez-Díaz L, Calvo-Guirado JL, Aramburú Júnior J, Mazón P, de Aza PN. Impact of different titanium implant thread designs on bone healing: a biomechanical and histometric study with an animal model. *J Clin Med*. 2019 May 31;8(6):777. doi: 10.3390/jcm8060777. PMID: 31159286; PMCID: PMC6616501.
59. Valente MLDC, Castro DT, Shimano AC, Reis ACD. Influence of an alternative implant design and surgical protocol on primary stability. *Braz Dent J*. 2019 Jan-Feb;30(1):47-51. doi: 10.1590/0103-6440201902324. PMID: 30864647.

60. Jimbo R, Tovar N, Anchieta RB, Machado LS, Marin C, Teixeira HS, Coelho PG. The combined effects of undersized drilling and implant macrogeometry on bone healing around dental implants: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2014 Oct;43(10):1269-75. doi: 10.1016/j.ijom.2014.03.017. Epub 2014 May 1. PMID: 24794761.
61. Guazzi P, Grandi T, Grandi G. Implant site preparation using a single bur versus multiple drilling steps: 4-month post-loading results of a multicenter randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2015 Autumn;8(3):283-90. PMID: 26355172.
62. Gehrke SA, Bettach R, Taschieri S, Boukhris G, Corbella S, Del Fabbro M. Temperature changes in cortical bone after implant site preparation using a single bur versus multiple drilling steps: an in vitro investigation. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Aug;17(4):700-7. doi: 10.1111/cid.12172. Epub 2013 Nov 11. PMID: 24215668.
63. Gehrke SA, Bettach R, Aramburú Júnior JS, Prados-Frutos JC, Del Fabbro M, Shibli JA. Peri-implant bone behavior after single drill versus multiple sequence for osteotomy drill. *Biomed Res Int*. 2018 Apr 11;2018:9756043. doi: 10.1155/2018/9756043. PMID: 29850594; PMCID: PMC5925187.
64. El-Kholey KE, Elkomy A. Does the drilling technique for implant site preparation enhance implant success in low-density bone? a systematic review. *Implant Dent*. 2019 Oct;28(5):500-9. doi: 10.1097/ID.0000000000000917. PMID: 31205268.
65. Frösch L, Mukaddam K, Filippi A, Zitzmann NU, Kühl S. Comparison of heat generation between guided and conventional implant surgery for single and sequential drilling protocols-An in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2019 Feb;30(2):121-30. doi: 10.1111/clr.13398. Epub 2019 Jan 28. PMID: 30578579..
66. Kim HM, Cho JY, Ryu J. Evaluation of implant stability using different implant drilling sequences. *J Dent Sci*. 2019 Jun;14(2):152-56. doi: 10.1016/j.jds.2019.03.006. Epub 2019 Mar 28. PMID: 31205606; PMCID: PMC6558346.
67. Ostell [homepage]. Gothenburg; 2020. [acesso 19 nov 2020]. Disponível em:
<https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2Fwww.osstell.com%2Fproduct%2Fsmartpeg%2F&psig=AOvVaw0DW1kmAXDmaZ2UyqiPfCpm&ust=1611238906973000&source=images&cd=vfe&ved=0CAIQjRxqFwoTCLifhuraqu4CFQAAAAAdAAAAABAD>
68. Ostell [homepage]. Gothenburg; 2020. [acesso 19 nov 2020]
<https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2Fwww.osstell.com>

%2Fzh-hans%2Fproduct%2Fosstell-
isq%2F&psig=AOvVaw0uNMms3cKYGZVo08gBkXEM&ust=161123896993700
0&source=images&cd=vfe&ved=0CAIQjRxqFwoTcli90Yfbqu4CFQAAAAAdAA
AAABAD