



**UNIVERSIDADE
FERNANDO
PESSOA**

A CONTRIBUIÇÃO DO DESIGN DAS ESPIRAS PARA A ESTABILIDADE E MANUTENÇÃO DOS IMPLANTES DENTÁRIOS: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA

[The contribution of thread design to dental implants stability and maintenance: a
systematic review]

Dissertação de Mestrado
[Mestrado Integrado em Medicina Dentária]

Eduardo Sylos Uchôa

Orientador:
Doutor José Paulo Mendes Guimarães Macedo

Junho/2025

**A CONTRIBUIÇÃO DO DESIGN DAS ESPIRAS PARA A
ESTABILIDADE E MANUTENÇÃO DOS IMPLANTES
DENTÁRIOS: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA**

[The contribution of thread design to dental implants stability and maintenance: a
systematic review.]

Dissertação de Mestrado
[Mestrado Integrado em Medicina Dentária]

Eduardo Sylos Uchôa

Orientador:
Doutor José Paulo Mendes Guimarães Macedo

Junho 2025

Dedicatória

Dedico esta dissertação à memória da minha mãe, **Elizabeth Sylos Uchôa**, cuja presença permanece viva em cada passo que dou, e ao meu pai, **Arnaldo Conrado Uchôa**, pelo exemplo de força, dignidade e apoio incondicional ao longo da minha vida.

À minha esposa, **Priscila Carchedi**, pela paciência, amor e incentivo constante, mesmo nos momentos mais desafiadores desta jornada.

Aos colegas e amigos de curso, que partilharam comigo não só conhecimentos, mas também momentos de partilha, amizade e apoio mútuo.

Ao meu orientador, Prof./Dr. José Paulo Mendes Guimarães Macedo, pela disponibilidade e contributo valioso ao longo de todo o processo

Por fim, dedico também a todos os que, de alguma forma, contribuíram para a realização deste trabalho. Cada gesto, por mais pequeno que tenha parecido, teve um grande significado para mim.

Resumo

A estabilidade primária e a manutenção a longo prazo dos implantes dentários estão profundamente interligadas ao design macro e micro geométrico, especialmente em relação à morfologia das espiras. O propósito desta revisão sistemática foi avaliar a influência do design das espiras sobre a estabilidade e os resultados biomecânicos dos implantes dentários, utilizando como base evidências científicas oriundas de estudos in vivo e por meio da análise por elementos finitos (FEA). A investigação bibliográfica foi conduzida nas bases de dados Pub MED, Lilacs, WebofScience e EBSCO, empregando termos MESH e DECS e palavras chave como “Implantes dentários”, “Design das espiras” e “Estabilidade Primária”. Após a triagem com base em critérios específicos de inclusão e exclusão, foram selecionados 9 estudos (5 in vivo e 4 FEA) para a análise de dados. Os achados mostraram que as configurações como V Thread, Quadradas, Trapezoidais, Buttress e Reverse Buttress afetam de forma diferenciada os parâmetros de estabilidade, incluindo Torque de Inserção (IT), Índice de Estabilidade do Implante (ISQ). Pesquisas realizadas in vivo demonstraram um aumento no contato osso implante (BIC) em configurações que apresentam espiras mais profundas e ângulos superiores.

Pesquisas realizadas em FEA confirmaram, por meio de simulações computacionais, que certas geometrias promovem uma distribuição mais eficiente das tensões no osso cortical e trabecular, constatou-se assim, que a configuração das espiras desempenha um papel crucial na estabilidade primária e distribuição das cargas, sendo essencial na seleção clínica do implante. Entretanto a diversidade metodológica restringe a generalização dos resultados, evidenciando a necessidade de pesquisas que apresentem maior padronização.

Palavras chave: Implante Dentário, Osseointegração, Estabilidade Primária, Estabilidade Inicial, Estabilidade do Implante, Desenho da Rosca, Passo da Rosca, Largura da Rosca, Profundidade da Rosca, Formato da Rosca, Geometria de Rosca.

Abstract

The primary stability and long-term maintenance of dental implants are intricately linked with the macro and micro geometry design, especially regarding thread morphology. The purpose of this systematic review was to evaluate the influence of the design of the threads on the stability and biomechanical outcomes of dental implants, based on scientific evidence from in vivo studies and finite element analysis (FEA). The bibliographic research was conducted in the Pub MED, Lilacs, Web of Science and EBSCO databases, using MESH and DECS terms and keywords such as “Dental Implants”, “Thread Design” and “Primary Stability”. After screening based on specific inclusion and exclusion criteria, 9 studies (5 in vivo and 4 FEA) were selected for data analysis. The findings showed that settings such as V Thread, Square, Trapezoidal, Buttress and Reverse Buttress differently affect stability parameters, including Insertion Torque (IT), Implant Stability Quotient (ISQ). In vivo research has shown an increase in Bone-Implant Contact (BIC) in configuration with deeper turns and higher angles. Research carried out in FEA has confirmed, by means of computer simulations that certain geometries promote a more efficient distribution of stress in cortical and trabecular bone. It can be seen that the configuration of the threads plays a crucial role in primary stability and load distribution, and is essential in the clinical selection of the implant. However, the methodological diversity restricts the generalization of the results, highlighting the need for more standardized research.

Keywords: Dental implant; Osseointegration; primary stability; Initial Stability; Implant Stability; Thread Design; Thread Pitch; Thread Width; Thread Depth; Thread Shape; Thread Geometry

Índice Geral

1.	INTRODUÇÃO.....	1
2.	DESENVOLVIMENTO	7
2.1.	MATERIAIS E MÉTODOS	7
2.1.1.	PICO	7
2.1.2.	ESTRATÉGIA DE PESQUISA.....	7
2.1.3.	CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE	7
2.1.3.1.	CRITÉRIOS DE INCLUSÃO	7
2.1.3.2.	CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO.....	8
2.1.4.	PROCESSO DE TRIAGEM	8
2.1.5.	RISCO VIÉS.....	9
2.2.	RESULTADOS	14
2.2.1.	CARACTERÍSTICAS DOS ESTUDOS	14
2.2.1.1.	MAKARY ET AL., 2019.....	14
2.2.1.2.	RÍOS-SANTOS ET AL. (2018).....	17
2.2.1.3.	BENALCÁZAR-JALKH ET AL. (2023).....	20
2.2.1.4.	STEIGENGA ET AL. (2004)	22
2.2.1.5.	ORSINI ET AL., 2012	25
2.2.1.6.	AUSIELLO ET AL., 2012.....	28
2.2.1.7.	KONG ET AL., 2011	31
2.2.1.8.	CHOWDARY ET A., 2021	34
2.2.1.9.	LAN ET AL., 2011	39
3.	DISCUSSÃO	45
3.1.	SUMÁRIO DOS RESULTADOS	45
3.1.1.	COMPARAÇÃO DOS ESTUDOS IN VIVO	45
3.1.2.	COMPARAÇÃO DOS ESTUDOS FEA	45
3.1.3.	COMPARAÇÃO ESTUDOS IN VIVO VS ESTUDOS FEA	46
3.2.	INTERPRETAÇÃO DOS RESULTADOS	46
3.2.1.	IMPLICAÇÕES	47
3.3.	PONTOS FORTES E LIMITAÇÕES.....	48
3.3.1.	PONTOS FORTES DOS ARTIGOS INCLUÍDOS	48
3.3.2.	PONTOS FRACOS DOS ARTIGOS INCLUÍDOS	49
3.3.3.	LIMITAÇÕES DO PROCESSO DE REVISÃO	50
3.4.	DIREÇÕES FUTURAS.....	51
3.4.1.	ESTUDOS A LONGO PRAZO	51
3.4.2.	PADRONIZAÇÃO DOS MÉTODOS	51
3.4.3.	INVESTIGAÇÃO DE EFICÁCIA COMPARATIVA	52

3.4.4.	ENSAIOS CLÍNICOS.....	53
4.	CONCLUSÃO.....	55
4.1.	SÍNTESE DA PRINCIPAIS CONCLUSÕES.....	55
4.2.	IMPLICAÇÕES PARA A PRÁTICA CLÍNICA.....	55
4.3.	CONSIDERAÇÕES FINAIS E RECOMENDAÇÕES.....	55
5.	BIBLIOGRAFIA.....	57

Índice de Figuras

Figura 1 – Fluxograma do processo de identificação, triagem, elegibilidade e inclusão dos estudos segundo as diretrizes PRISMA (2020)	9
Figura 2 – Avaliação do risco de viés do estudo in vivo com modelo humano segundo a ferramenta ROBINS-1.....	10
Figura 3 – Avaliação do risco de viés dos estudos in vivo com modelo animal segundo a ferramenta SYRCLE.....	12
Figura 4 – Avaliação do risco de viés dos estudos FEA com base nos critérios propostos por Viceconti et al. (2020).....	14
Figura 5 – Após a preparação óssea final com broca 3.3mm, foi inserido um implante de 4,5 mm com o auxílio de um torquímetro eletrônico, registrando-se o torque final de inserção.....	15
Figura 6 – Os valores dispersos de IT apresentaram uma concentração da maioria das medições dentro de um valor considerado ótimo (linha vermelha), independentemente da densidade óssea. Embora valores mais altos tenham sido registados em osso denso, todos os valores de IT ficaram acima do limiar de 40 Ncm, sendo considerados dentro da “zona de conforto” para carga precoce ou imediata.....	15
Figura 7 – Valores médios de IT em diferentes tipos ósseos. Verificou-se uma diferença estatisticamente significativa entre os valores de IT nos ossos tipo D1 e D2, bem como entre D3 e D4. Não foram observadas diferenças significativas entre os valores de IT nos ossos tipo D2 e D3.....	16
Figura 8 – Após a preparação óssea final de 3.3mm, um implante de 4,5mm foi inserido usando uma chave eletrônica e o torque de inserção foi registado.....	16
Figura 9 – Macrodesign do Straumann Tissue Level (1), Implante Cônico Klockner Essential (2) e do Implante Protótipo (3).....	18
Figura 10 – Valores principais e IC 95% do torque máximo de inserção.....	20
Figura 11 – Valores médios e IC 95% das análises histomorfométricas de contato osso-implante (%BIC).....	21
Figura 12 – Ocupação fracionária da BAFO em ambos os grupos experimentais nas semanas 3 e 6.....	21
Figura 13 – As formas padrão de roscas no design dos implantes. Os perfis V, Quadrada, Buttress Invertido e Sem roscas.....	23
Figura 14 – Valores de RT (Ncm) e Porcentagem de BIC (N=12 coelhos)	

*† Significância estatística ($P>0.05$) ao compara rosca Quadrada com Rosca em V e Buttress Invertida ‡ Três das 72 amostras não puderam ser lidas devido a erro de processamento.....	23
Figura 15 – Comparação dos Valores de RT e Porcentagem de BIC entre diferentes tipos de design de implantes (n=12 coelhos; 69 implantes).....	24
Figura 16 – Desenhos esquemáticos dos implantes testados. Esquerda Implante NP; Direita: Implante WP. Ambos apresentam ranhuras longitudinais ao longo do corpo do implante como característica adicional.....	25
Figura 17 – Valores médios de torque de remoção (e respectivos desvios padrão) dos diferentes tipos de implantes em cada tempo experimental (n=45). Os valores de torque de inserção variam entre 30e 50 Ncm (média 34 ± 10 Ncm).....	27
Figura 18 – Fatores de Design do Implante	28
Figura 19 – Designs de Implantes Gerados de acordo com a Matriz Fatorial Fracionada L_{16}	28
Figura 20 – Efeitos Médios do BDD nos ossos trabecular e cortical (fatores principais): (a) BDD no osso trabecular e (b) no osso cortical.....	29
Figura 21 – Modelo de Elementos Finitos (FEM) e condições de contorno: (a) modelo FEM, (b) interface osso-implante e (c) interface entre ossos.....	30
Figura 22 – Índice de Contribuição: (a) osso trabecular; (b) osso cortical.....	31
Figura 23 – Índice de contribuição cumulativo: (a) osso trabecular; (b) osso cortical.....	31
Figura 24 – Vista Seccional no plano de simetria de um dos modelos. a=superestrutura; b= implante e intermediário protético; c=osso esponjoso; d = osso cortical.....	32
Figura 25 – Vista Seccional no plano de simetria de um modelo malhado, com indicação das direções das cargas aplicadas.....	32
Figura 26 – Curva de Resposta do passo da rosca em relação às tensões máximas equivalentes de Von Mises (EQV) no osso maxilar e no complexo implante-pilar protético. Redução Percentual calculada como: $(Tensão_{max} - Tensão_{min})/Tensão_{max} \times 100\%$	33
Figura 27 – Modelos tridimensionais assistidos por computador (CAD) de 8 implantes com diferentes designs de rosca: A, V-Thread; B, Power Acme; C, Power; D, Buttress; E, Reverse Buttress; F, Crestal Vertical Slot Power; G, Rounded; H, Spiral Lock.....	35
Figura 28 – Resultados da Analise numérica bidimensional com Modelo Bonded (osseointegrado) resultou em 8 diferentes designs de rosca: A, V-Thread; B, Power Acme; C, Power; D, Buttress; E, Reverse Buttress; F, Crestal Vertical Slot Power; G, Rounded;	

H, Spiral Lock.....	36
Figura 29 – Resultados da análise Bidimensional com modelo Friccional em 8 diferentes designs de espiras: A, V-Thread; B, Power Acme; C, Power; D, Buttress; E, Reverse Buttress; F, Crestal Vertical Slot Power; G, Rounded; H, Spiral Lock.....	37
Figura 30 – FEA dos modelos 3D de 6 implantes com diferentes designs de espiras, sob aplicação de carga vertical: A, V-Thread; B, Power Acme; C, Power; D, Buttress; E, Crestal Vertical Slot Power; F, Spiral Lock.....	38
Figura 31 – Utilização de Software CAD para configurar o corpo dos implantes com diferentes designs de rosca. Os parâmetros constitutivos das roscas dos implantes incluem: depth (D), width (W) and Base (B).....	39
Figura 32 – Utilização de Tomografia Computadorizada para examinar a mandíbula e a região do primeiro molar.....	40
Figura 33 - Utilização de Software de desenho assistido por computador (CAD) para construir o modelo.....	40
Figura 34 - Comparação de tensão principal mínima (Pm) no osso em implantes com cinco geometrias distintas.....	42

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Valores de ISQ no momento da cirurgia e em diferentes momentos de avaliação, comparando as distintas morfologias dos implantes.....	18
Tabela 2 – Valores de BIC, BAT e ROI comparando diferentes morfologias de implantes em distintos intervalos de tempo.....	19
Tabela 3 – Parâmetros Histomorfométricos (medias \pm erro padrão) dos diferentes tipos de implantes em cada momento experimental. N= 5 para todos os grupos; medições realizadas em duplicado BIC new= contato Osso-Implante em osso neoformado; BIC old= contato osso-implante em osso receptor; BI = crescimento ósseo no implante; BS/BV = superfície óssea/volume ósseo; NP = implante de rosca estreita; WP= implante de rosca larga.....	26
*p<0.05, implantes NP vs WP (Estudante/Teste); ^a p<0.0005, NP vs WP (one-way ANOVA); ^b p<0.0005, 8 semanas vs 4 semanas (one-way ANOVA)	
Tabela 4 – Matriz Fatorial Fracionada.....	28
Tabela 5 – Valores máximos de tensões equivalentes de Von Mises (EQV) no osso maxilar e no complexo implante pilar protético das amostras.....	33
Tabela 6 – Valores de Tensão de Von Mises no osso ao redor de diferentes designs de rosca em modelos bidimensionais (2D), com interfaces aderentes e sem atrito, sob aplicação de carga vertical.....	36
Tabela 7 – valores máximos de tensão registados no osso em torno de diferentes designs de espiras, nos modelos 3D, sob aplicação de carga vertical e oblíqua.....	38
Tabela 8 – Resumo da análise de variância (ANOVA) demonstrando os resultados estatísticos da tensão máxima em relação ao osso.....	41
Tabela 9 – Resumo da análise de variância (ANOVA) demonstrando os resultados estatísticos da tensão máxima em relação ao implante.....	41
Tabela 10 - Tabela 10 – Tensão máxima de Von Mises (EQV) no implante e tensão principal mínima de pico (Pm) no osso cortical em torno de diferentes designs de implantes.....	42

Lista de Abreviaturas

IT – Torque de inserção

ISQ – Índice de Estabilidade do Implante

FEA – Análise de Elementos Finitos

ANOVA – Analysis of Variance

BAT – Área de Tecido Ósseo entre as Espiras

ROI – Densidade Óssea na Região Externa

BIC – Contato Osso Implante

ECD – Essencial Cone Design

PD – Protótipo

STD – Straumann Tissue Level

BAFO – Fração de Área Óssea Ocupada

BI - Índice Preenchimento Ósseo entre Espiras

IR – Increment Rate

SEM – Scanning Eletron Microscopy

DOE - Design of Experiments

BDD – Bone Damage Degree

1. Introdução

Em uma sociedade com elevado conceito sobre a estética, a reabilitação protética em pacientes edêntulos com implantes integrados ao tecido ganhou ampla aceitação tanto por pacientes como pelos clínicos. A base de sucesso desses implantes integrados ao tecido é o processo de osseointegração (Pandey et al., 2022).

O termo osseointegração foi criado e definido pela primeira (Adell et al., 1981), por como uma ligação morfológica e funcional direta entre o osso vivo e a superfície do implante que suporta carga. Em seguida, (American Academy of Implant Dentistry, 1986) a definiu como “contato estabelecido sem a interposição de tecido não ósseo entre osso remodelado normal e um implante, implicando uma transferência e distribuição sustentada de carga do implante para e dentro do tecido ósseo” (Albeshri & Greenstein, 2024)

(Albrektsson & Albrektsson', 1987) descreveram que a osseointegração é identificada pela presença de osso regenerado na interface implante/osso, e para que ela ocorra, a adesão das células à superfície do biomaterial é um fator crítico.

Mais tarde, em 2005, o Glossário de Termos Protéticos a definiu como “a aparente fixação ou conexão direta de tecido ósseo a um material aloplástico inerte sem tecido conjuntivo interveniente”. Apontaram que a definição de osseointegração deveria misturar cuidadosamente outros parâmetros, como estabilidade protética sob cargas funcionais, aposição de osso novo sem a interposição de tecido conjuntivo, ausência de mobilidade do implante em relação ao tecido circundante sob carga funcional e tecidos ósseos e medulares normais evidentes na superfície do implante em níveis de microscopia óptica e eletrônica (Pandey et al., 2022)

Segundo (Pooyan Rahmanivahidl, 2021) a osseointegração define-se como uma conexão firme entre o osso e o implante, o que torna uma estrutura unitária sob cargas de suporte. Uma vez ativada, a osseointegração segue os eventos biológicos comuns divididos em três estágios, quais sejam, estágio de incorporação do implante no osso pela formação de osso tecido, o estágio de adaptação da massa óssea (osso lamelar e com fibras paralelas) à carga e, por último, estágio de adaptação da estrutura óssea (remodelação óssea) à carga (Pandey et al., 2022), (Raghavendra et al., 2005) em seus estudos definiu que a formação óssea é uma série complexa de mudanças moleculares que levam a uma entidade estrutural e funcional recém-formada e para a formação de novo osso no local da ferida depende de 3 estágios: coágulo, resolução da ferida e migração celular osteogênica. Depois da instalação do implante, a determinação da estabilidade primária é considerada

um dos critérios essenciais que influenciam o sucesso do implante (Albeshri & Greenstein, 2024; Grassi et al., 2025). O travamento mecânico entre o osso nativo e o implante visa impedir micromovimentos que podem cessar o processo de cicatrização, impossibilitando, em última análise, o estabelecimento da estabilidade secundária (Pooyan Rahmanivahid1, 2021).

A estabilidade primária é definida como a estabilidade biométrica imediatamente à instalação de um implante, ou seja, para uma adequada estabilidade primária é necessário o atrito mecânico entre a superfície do implante e o osso circunjacente, com ausência de mobilidade na área da osteotomia (Abuhusseini et al., 2010; Al-Sabbagh et al., 2019).

Tipicamente, a estabilidade primária associa-se a elevados valores de torque de inserção, conseguidos através de preparos de osteotomia subdimensionadas (Benalcázar-Jalkh et al., 2023).

A estabilidade primária do implante tem sido largamente referenciada na literatura como premissa para a osseointegração e para o sucesso em longo prazo, porém, alguns fatores interferem nessa estabilidade (Albrektsson, 1983; Grassi et al., 2025) e ainda a fixação mecânica inicial do implante ao osso receptor, obtida no momento da inserção está intimamente ligada à densidade óssea do leito (Elias & Soares, 2021), à técnica cirúrgica empregada e, sobretudo, ao macrodesign do implante, com destaque para o formato e a geometria das espiras. Estas espiras, ao penetrarem na estrutura óssea, promovem compressão e ancoragem, aumentando o contacto físico entre o titânio e o osso cortical e esponjoso, o que estimula a formação óssea e acelera o processo de osseointegração.(Chowdhary, 2014; Kong et al., 2009), além de distribuir de forma mais uniforme as tensões da interface osso-implante (Kumararama et al., 2018).

Estudos recentes (Almas et al., 2019) sugerem que o sucesso a longo prazo depende de uma sinergia entre a fixação mecânica inicial promovida pela rosca e os estímulos biológicos mediados pela superfície

Esses fatores que influenciam na taxa e no sucesso da osseointegração podem ser agrupados como aqueles pertinentes às propriedades do implante, como o micro e macro design físico e químico dos implantes, ou às características ósseas, como a quantidade e a qualidade óssea e as condições locais e sistêmicas do hospedeiro, ou o tempo ou protocolo seguido para a carga funcional do implante dentário (Pandey et al., 2022; J. T. Steigenga et al., 2003).

Como a topografia da superfície do implante é determinante da adesão celular e da diferenciação osteoblástica necessárias para a osseointegração, o diâmetro da rosca

externa deve ser igual ao diâmetro da cavidade do implante, possibilitando a formação de tecido de granulação e a subsequente osseointegração. Além disso, a instrumentação deve estar entre as roscas interna e externa, favorecendo na remodelação óssea induzida pela compressão e nas câmaras de cicatrização necessárias para a migração das células osteogênicas (Benalcázar-Jalkh et al., 2023).

O desenho da rosca do implante representa um papel importante, sendo um dos fatores dominantes para a estabilidade primária. Particularmente, a área total de contato entre o implante e o osso desempenha uma função significativa na resistência da osseointegração das interfaces implante/osso (Geng et al., 2004). Além disso, o desenho da rosca do implante afeta diretamente a distribuição de tensões e a restauração óssea marginal e contribui para a transformação de forças de cisalhamento em forças compressivas, mais benéficas à estabilidade primária (Pooyan Rahmanivahid1, 2021; Shetty et al., 2016).

O crescimento ósseo acontece especialmente nas extensões elevadas ou salientes da superfície do implante, como cristas, sulcos e bordas das roscas. A microtopografia relaciona-se à microrrugosidade, colaborando na fixação de células osteogênicas e na deposição óssea na faixa de 1-100 µm, podendo ser otimizada com várias técnicas de fabricação. Enquanto a microtopografia atua no nível celular da osseointegração, a nanotopografia supostamente atua em um nível proteico adicional, exercendo efeitos por vias físicas, químicas e biológicas, aumentando a adesão de células osteogênicas e promovendo a osseointegração (Pandey et al., 2022).

Implantes de lados lisos precisam de um tratamento de superfície adicional e o afunilamento, quando incorporado, diminui a área de superfície disponível para osseointegração. Já implantes rosqueados proporcionam maior área de superfície funcional do que os implantes cilíndricos ou cônicos de lados lisos, pois pode ser fixado rigidamente, limitando assim o microambiente durante a cicatrização da ferida. (Pandey et al., 2022)

Várias características como ângulo da face, tipo, passo e profundidade da rosca devem ser avaliadas para que o design possa balancear a tensão de compressão e de tração, produzindo uma força de cisalhamento mínima (Kreve et al., 2024).

A largura e a espessura da rosca desempenham um papel crucial na redução de tensões e danos induzidos no osso (Ausiello et al., 2012). A alteração do perfil da rosca pode influenciar a área do potencial contato entre o osso nativo e o implante no aspecto externo das roscas do implante (Parithimarkalaigan & Padmanabhan, 2013). Se a área de contato osso-implante for aumentada, pode-se esperar um aumento na estabilidade primária.

Porém, se as tensões resultantes forem muito elevadas, a remodelação celular osteogênica pode levar à reabsorção óssea, redução da estabilidade do implante e, em consequência falha clínica (Grassi et al., 2025; Pooyan Rahmanivahid1, 2021).

Dessa maneira, modificações na macrogeometria que buscam melhorar a estabilidade primária devem ter como finalidade limitar o estresse compressivo, preservando o padrão normal de cicatrização óssea, o que é importante para a osseointegração em longo prazo (Gehrke et al., 2020).

O formato das espiras dos implantes dentários constitui um dos elementos estruturais fundamentais para a maximização da estabilidade primária, a distribuição de cargas mastigatórias e a integração com o osso. A configuração da rosca impacta a maneira como as forças são distribuídas na interface entre osso e o implante, o que pode determinar tanto o êxito clínico quanto a durabilidade da reabilitação. Os variados tipos de espiras presentes no mercado apresentam características biomecânicas particulares, as quais fundamentam sua aplicação em distintos contextos clínicos e diferentes tipos de tecido ósseo.

A V-thread, representa uma das configurações mais empregadas em implantes dentários, sendo caracterizada por sua geometria de flancos simétricos que promove uma penetração eficaz no osso durante o processo de inserção, favorecendo uma estabilidade primária satisfatória. Esse perfil possibilita que o implante funcione com propriedades de autoperfuração, o que torna sua inserção mais fácil em locais de elevada densidade óssea, diminuindo a necessidade de instrumentação. Contudo, pesquisas apontam que esse perfil tende a acumular tensões na base da espira, especialmente na área cortical, o que pode elevar a vulnerabilidade a sobrecarga mecânica e a reabsorção óssea marginal em situações funcionais desfavoráveis (Lan et al., 2012; J. Steigenga et al., 2004).

(Abuhussein et al., 2010; J. Steigenga et al., 2004) evidenciam que a geometria V-Thread provoca uma maior ocorrência de forças de cisalhamento na interface entre osso e implante, em comparação a outros formatos, tais como o quadrado ou o Buttress. Esse modelo de distribuição das forças pode prejudicar a adaptação óssea e impactar de forma adversa a estabilidade a longo prazo, particularmente em áreas de osso cortical denso.

Roscas quadradas distingue-se por possuir flancos paralelos com ângulos retos, proporcionando uma geometria adequada para a transformação de forças de cisalhamento em forças compressivas. Essa configuração de rosca favorece uma distribuição mais equitativa das tensões na interface osso/implante, minimizando a probabilidade de ocorrência de microfissuras e sobrecarga no osso, principalmente em áreas de osso

trabecular (Abuhussein et al., 2010).

Além disso, outros estudos também sugeriram uma superioridade da rosca quadrada porque ela tinha a menor concentração de tensões quando comparada a outros formatos de rosca e também valores de BIC e torque de remoção superiores comparados a roscas triangulares e reverse Buttress, sugerindo uma maior eficiência biomecânica e estabilidade inicial (J. Steigenga et al., 2004). Essa superioridade tem sido relacionada a preponderância de forças compressivas decorrentes deste perfil, as quais são fisiologicamente mais adequadas a tolerância do tecido ósseo, promovendo a preservação da estrutura óssea marginal e a osseointegração a longo prazo.

O perfil de rosca Trapezoidal é definida por uma base mais ampla e um topo mais estreito, apresentado flancos inclinados, o que resulta em uma geometria que integra característica de penetração e dissipação de cargas. Esse modelo de espira foi caracterizado como uma combinação híbrida entre perfis triangulares e quadrados, oferecendo uma inserção adequada no osso, com estabilidade biomecânica moderada. Conforme (Lan et al., 2012), implantes com rosca trapezoidal demonstraram a menor concentração de tensão na área do osso cortical e esponjoso, tanto sobre carga vertical quanto oblíqua, em comparação a implantes de perfil triangular.

Roscas de perfil trapezoidal é especialmente eficiente em contextos clínicos que demandam uma área de contato osso/implante mais amplo, pois favorece a melhor distribuição de cargas e diminui a intensidade dos picos de tensão na região cervical (Lan et al., 2012). Essa vantagem pode estar relacionada a base mais extensa da espira, que proporciona uma distribuição mais uniforme de cargas ao longo da interface osso/implante. (Pooyan Rahmanivahid1, 2021) apontam que o perfil trapezoidal constitui uma das configurações que possibilitam a modulação do ângulo de flanco e o contato ósseo funcional de maneira mais eficiente em comparação com geometrias que apresentam ângulos agudos, como o perfil triangular.

O perfil de rosca Buttress se caracteriza por ter um flanco de carga inclinado direcionado ao ápice do implante, enquanto o flanco oposto é mais vertical e voltado para a coroa. Essa configuração assimétrica foi projetada para direcionar as forças funcionais, principalmente na forma de cargas compressivas, que são biomecanicamente mais adequadas ao tecido ósseo. O flanco inclinado possibilita que o estresse seja dissipado de maneira mais gradual na interface osso/implante, atenuando a concentração de tensões na área cervical (Abuhussein et al., 2010; Pooyan Rahmanivahid1, 2021).

O desenho da rosca Buttress é particularmente aprimorado para suportar forças de tração

axial, apresentado diâmetros principais e secundários em paralelo, o que favorece a elevação da retenção mecânica e da estabilização inicial do implante (Chowdhary, 2014). Esse perfil é comumente recomendado para situações clínicas que demandam uma função acentuada, como áreas posteriores expostas a intensas cargas mastigatórias.

A rosca do tipo Reverse Buttress possui uma configuração geométrica que contrapõe à do perfil Buttress convencional. Na estrutura, o flanco de carga apresenta-se quase vertical, enquanto flanco oposto se inclina na direção da coroa, gerando uma disposição que privilegia a resistência a forças de tração em detrimento das forças de compressivas. A organização inversa dos flancos impacta de maneira imediata o padrão de distribuição das forças na interface osso/implante, resultando em uma mescla de tensões de tração e cisalhamento ao longo do carregamento funcional (Abuhussein et al., 2010).

Conforme (Chowdhary, 2014), esse perfil tem sido empregado em determinados sistemas comerciais, por possuir uma profundidade de espira reduzida e um número menor de filetes, o que pode restringir a área de contato com o osso e comprometer a eficácia na dissipação das tensões. Portanto, a utilização clínica deve ser considerada em relação a densidade óssea e o tipo de carga previsto.

Apesar da Reverse Buttress proporcionar benefícios em situações nas quais predominam forças de tração, a literatura revela que este formato pode resultar numa maior concentração de forças de cisalhamento em comparação a outras configurações, como a quadrada, o que pode afetar a estabilidade óssea a longo prazo, especialmente em osso cortical (Abuhussein et al., 2010).

A rosca arredondada apresenta flancos com curvatura suave, formando transições contínuas entre a base e o corpo do implante. Essa geometria visa minimizar a concentração de tensões nos limites da espira, reduzindo os picos de stress na região cervical e promovendo uma transferência de cargas mais homogênea ao osso adjacente. A suavidade do perfil facilita a adaptação do tecido ósseo ao implante e pode favorecer a preservação da estrutura óssea marginal, sendo especialmente indicada em casos de osso de baixa densidade ou em protocolos de carga imediata. (Chowdhary, 2014; Chowdhary et al., 2013)

A diversidade de formatos geométricos das espiras constitui uma variável crítica na biomecânica dos implantes dentários. Contudo, é relevante reconhecer que nem todos estes perfis estão representados nos estudos incluídos nesta revisão sistemática, o que pode condicionar a interpretação dos resultados e limitar a força da evidência científica, ao restringir as conclusões a determinados modelos experimentais.

2. Desenvolvimento

2.1. Materiais e Métodos

2.1.1. PICO

Para a presente revisão, a questão PICO abordada foi:

« P – Estudo em humanos, animais e análise de elementos finitos (FEA); I – uso de implantes com diferentes tipos de roscas; C – comparação entre implantes com diferentes designs de roscas; O – avaliar como os diferentes designs de roscas interagem na estabilidade primária do implante ».

O objetivo principal desta revisão sistemática é analisar a literatura científica disponível para determinar se e de que forma as características geométricas das espiras dos implantes dentários influenciam a estabilidade primária inicial e a manutenção a longo prazo da osseointegração, com base em evidência proveniente de estudos in vivo e análises por elementos finitos (FEA).

2.1.2. Estratégia de Pesquisa

Uma busca sistemática nas bases de dados PubMed, LILACS, Web of Science and EBSCO foi realizada entre Janeiro e Março de 2025. Foram considerados artigos em Inglês e Português

Foram utilizados os seguintes descritores com as combinações:

« Dental implant » AND « Osseointegration » AND « primary stability » OR « Initial Stability » OR « Implant Stability » OR « Thread Design » OR « Thread Pitch » OR « Thread Width » OR « Thread Depth » OR « Thread Shape » OR « Thread Geometry »

Estes termos foram inseridos e verificados por um autor em várias pesquisas baseadas em "OR".

O Site Ryyan foi utilizado para organização e seleção dos artigos.

2.1.3. Critérios de Elegibilidade

2.1.3.1. Critérios de Inclusão

Os critérios de inclusão foram definidos da seguinte forma:

- estudos in vivo.
- estudos realizados em modelos animais ou humanos que avaliaram a influência das espiras dos implantes na estabilidade primária.

- estudos baseados em análise de elementos finitos, considerando a simulação computacional como abordagem válida para investigar a estabilidade primária.

2.1.3.2. Critérios de Exclusão

Os critérios de exclusão foram definidos da seguinte forma:

- estudos in vitro.
- estudos em cadáver
- estudos com osso artificial
- enxertos
- implantes de zircônia
- estudos não relacionados a medicina dentária
- tratamento de superfície
- mini implantes
- ortodontia
- técnica cirúrgica
- carga imediata vs carga tardia.

2.1.4. Processo de Triagem

O processo de seleção, após aplicação dos critérios de elegibilidade, está exposto no esquema abaixo (Figura 1).

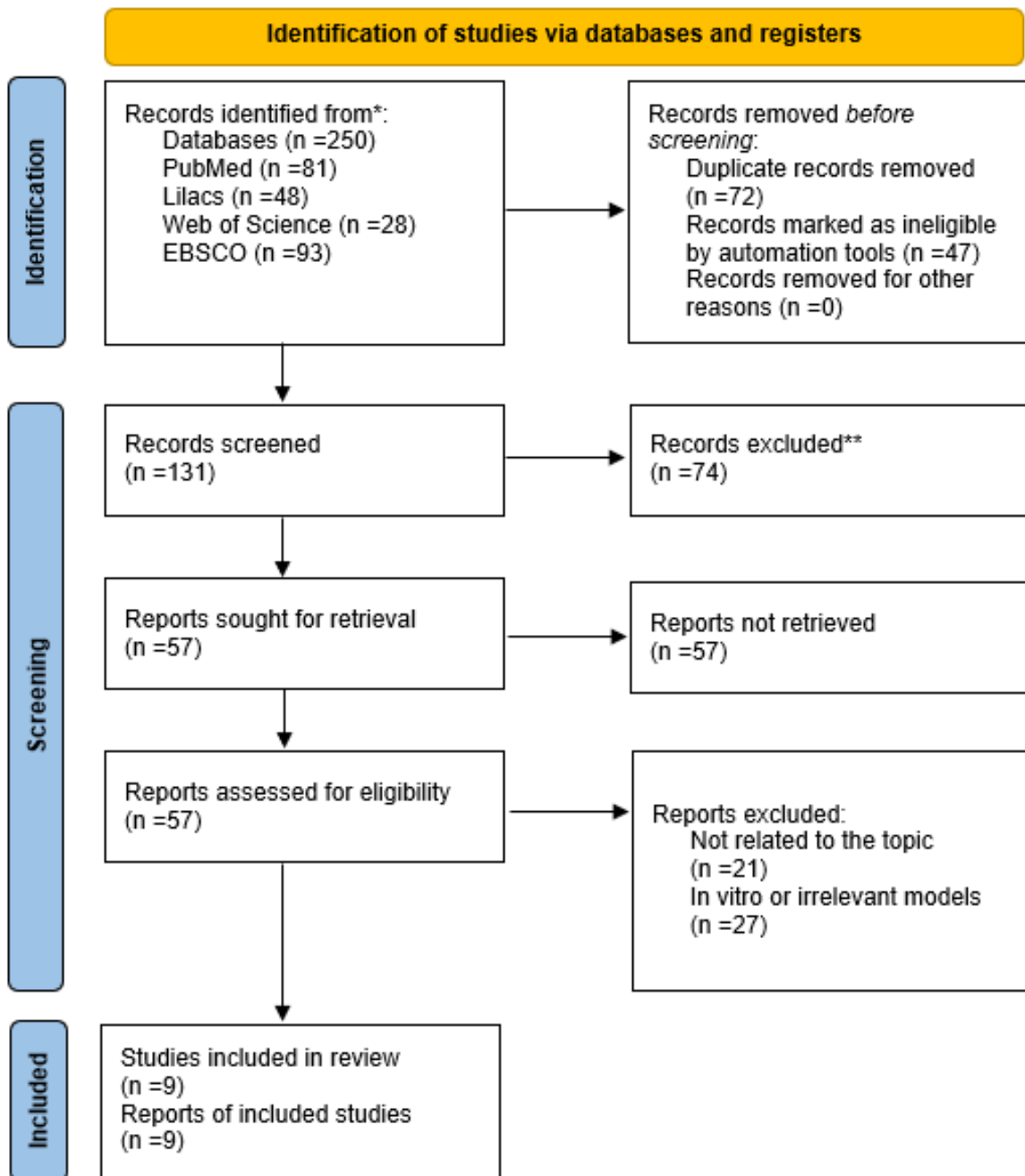


Figura 1 – Fluxograma do processo de identificação, triagem, elegibilidade e inclusão dos estudos segundo as diretrizes PRISMA (2020)

Fonte: Elaborado pelo Autor










2.1.5. Risco Viés

A Avaliação do risco viés foi realizada de forma diferenciada conforme o tipo de estudo incluído.

Para estudo clínico humano (não randomizados) (Makary et al., 2019), utilizou-se a ferramenta Risk of Bias In NON-Randomized Studies of Interventions (ROBINS-I) com

base em sete domínios (Sterne et al., 2016) : (1) viés devido à confusão, (2) viés devido à seleção dos participantes, (3) viés na classificação das intervenções, (4) viés devido ao desvio das intervenções pretendidas, (5) viés devido à falta de dados, (6) viés na mensuração dos resultados e (7) viés na seleção do resultado relatado. No estudo incluído, o risco foi classificado como “baixo risco” se houvesse um baixo risco de viés em todos os domínios, “risco moderado” se houvesse um risco moderado de viés em todos ou alguns domínios, e “risco grave” se houvesse um risco grave de viés em pelo menos um domínio.

Para o estudo de (Makary et al., 2019), foi realizado a análise em todos domínios obtendo a classificação moderada, conforme Figura 2.

Análise de Risco Viés (ROBINS-I) - Makary et al., 2019	Avaliação de Risco
1 - Viés devido a confusão	
2 - Viés na seleção dos participantes	 
3 - Viés na classificação das intervenções	
4 - Viés devido a desvios das intervenções pretendidas	
5 - Viés devido a dados ausentes	
6 - Viés na medição dos desfechos	
7 - Viés na seleção dos resultados reportados	
Classificação Geral	




 Baixo  Moderado  Alto

Figura 2 - Avaliação do risco de viés do estudo in vivo com modelo humano segundo a ferramenta ROBINS-I

Fonte: Elaborado pelo Autor

A ferramenta SYRCLE’s Risk of Bias Tool (Systematic Review Centre for Laboratory Animal Experimentation), foi utilizada par os estudos realizados em animais conforme (Hooijmans et al., 2014). Esta ferramenta foi especificamente criada a partir da Cochrane Risk of Bias Tool, visando ajustar os domínios de avaliação ao cenário dos estudos pré-clínicos, que possuem especificidades metodológicas diferentes dos ensaios clínicos em

seres humanos.

A ferramenta SYRCLE possibilita a avaliação de dez domínios de viés, desde a criação aleatória da sequência de atribuição dos grupos, até a ocultação dos avaliadores e das unidades experimentais. Estes domínios incluem:

- Geração aleatória da sequência de atribuição
- Ocultação da alocação
- Comparabilidade das características basais
- Ocultação dos cuidadores/investigadores
- Ocultação dos avaliadores de desfecho
- Dados incompletos de desfecho
- Relato seletivo de desfechos
- Outras fontes de viés
- Randomização da unidade experimental
- Ocultação da unidade experimental

A utilização desta ferramenta fundamentou-se na avaliação do protocolo experimental especificado em cada artigo, certificando—se do atendimento aos critérios metodológicos considerados fundamentais para assegurar a validade interna das pesquisas com animais. Sempre que os autores forneceram informações insuficientes, o domínio foi categorizado como “incerto”, seguindo as orientações da própria ferramenta.

A escolha da SYRCLE é justificada não só pela sua comprovação científica e ampla aceitação global, mas também por ser adequada aos objetivos desta revisão, que incluem a análise de parâmetros biomecânicos e histológicos da osseointegração em modelos animais. O uso desta ferramenta possibilitou uma análise estruturada e sistemática dos

quatro estudos in vivo incluídos, favorecendo uma interpretação mais precisa dos seus resultados (Tabela – 3)

Tabela Risco Viés SYRCLE	Rio-Santos et al. (2018)	Benalcázar-Jalkh et al. (2023)	Steigenga et al. (2004)	Orsini et al. (2012)
Geração Aleatória da Sequência de Atribuição	+	+	+	-
Ocultação da Alocação	X	X	X	X
Comparabilidade das Características Basais	+	+	+	+
Ocultação dos Cuidadores/Investigadores	?	-	-	-
Ocultação dos Avaliadores de Desfecho	-	+	+	-
Dados Incompletos de Desfecho	+	+	+	+
Relato Seletivo de Desfecho	-	-	-	-
Outras Fontes de Viés	+	+	+	+
Randomização da Unidade Experimental	+	+	+	?
Ocultação da Unidade Experimental	?	?	?	?
Classificação Geral	-	-	-	-

Baixo
 Moderado
 Alto
 Incerto

Figura 3 - Avaliação do risco de viés dos estudos in vivo com modelo animal segundo a ferramenta SYRCLE

Fonte: Elaborado pelo Autor

Para os estudos em FEA:

A análise da confiabilidade dos modelos computacionais empregados em pesquisas baseadas em FEA é crucial para estabelecer a precisão metodológica e a confiabilidade dos resultados biomecânicos apresentados. Adotou-se nesta revisão sistemática o modelo sugerido por (Viceconti et al., 2020) para avaliar o risco viés em estudos FEA. Este modelo é adaptado da norma ASME V&V 40, amplamente aceita na literatura científica para validar modelos computacionais.

Segundo (Viceconti et al., 2020), a credibilidade de um modelo FEA deve ser medida com base na sua representatividade anatômica e biomecânica, clareza metodológica, validação numérica e replicabilidade científica. Portanto, os seguintes 10 critérios de avaliação objetiva foram utilizados nos 4 estudos FEA incluídos nesta revisão:

- A geometria do modelo FEA é representativa da anatomia dentária real?
- A malha foi descrita em detalhe?

- As propriedades dos materiais são realistas e bem descritas?
- As condições de contorno e cargas aplicadas são clinicamente relevantes?
- O tipo de contato entre implante e osso está especificado?
- O modelo foi validado (com dados experimentais, literatura ou outros modelos)?
- Há análise de sensibilidade dos parâmetros (malha, propriedades, condições)?
- Os resultados são apresentados com clareza?
- O estudo apresenta limitações e discute a aplicabilidade clínica dos achados?
- A simulação é reproduzível com base nas informações fornecidas?

Cada artigo foi examinado individualmente com base nesses critérios, categorizando-o como adequado, parcial ou ausente. No término da avaliação, atribuiu-se uma classificação global da credibilidade do modelo (Alta, Moderada ou Baixa), levando em conta a quantidade e a qualidade dos critérios cumpridos.

Este método possibilitou uma análise rigorosa e comparativa entre os 4 estudos FEA analisados, auxiliando na interpretação crítica dos seus resultados na discussão da presente revisão sistemática (Tabela - 4)

	Chowdhary et al. (2013)	Kong et al. (2009)	Lan et. al (2012)	Ausiello et al. (2012)
1. Geometria representativa				
2. Malha descrita				
3. Propriedades dos materiais				
4. Condições de contorno e carga				
5. Contato osso-implante especificado				
6. Validação do modelo				
7. Análise de sensibilidade				
8. Resultados claros				
9. Discussão das limitações				
10. Reprodutibilidade				
Classificação Geral				

Adequado
 Parcial
 Ausente
 Alta
 Moderada
 Baixa

Figura 4 - Avaliação do risco de viés dos estudos FEA com base nos critérios propostos por Viceconti et al. (2020)

Fonte: Elaborado pelo Autor

2.2. Resultados

2.2.1. Características dos Estudos

2.2.1.1. Makary et al., 2019

A pesquisa clínica conduzida por (Makary et al., 2019) analisou a influência da profundidade das espiras dos implantes dentários na estabilidade primária, considerando a densidade óssea do leito receptor, classificada segundo a classificação de Misch (D1 a D4), 40 implantes foram instalados em 21 pacientes, aos quais foram distribuídos em dois grupos: um grupo contendo espiras padrão e outro grupo com espiras profundas, ambos possuíam o mesmo formato cônico e superfície tratada.

A densidade óssea foi avaliada durante o procedimento cirúrgico, e os critérios de análise abrangeram IT e ISQ, o qual foi medido por meio de uma análise de frequência de

ressonância (Osstell™) Figura 5. Os resultados estão apresentados na Figura 6 (IT) e Figura 7 (ISQ).

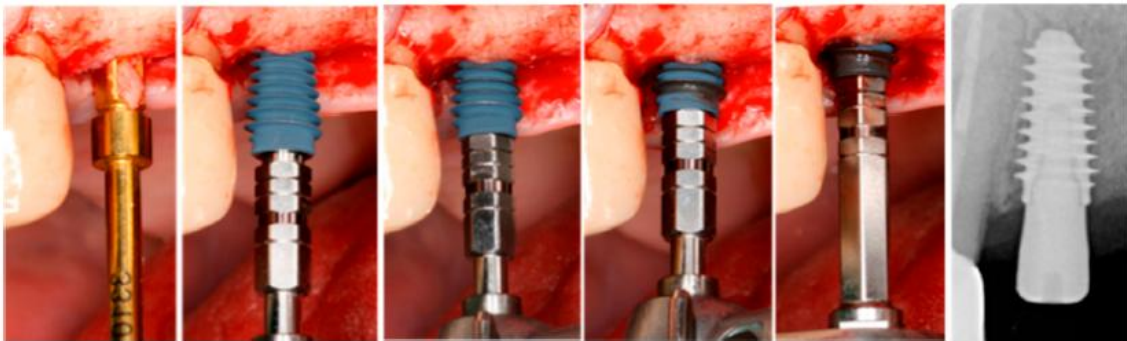


Figura 5 - Após a preparação óssea final com broca 3.3mm, foi inserido um implante de 4,5 mm com o auxílio de um torquímetro eletrônico, registrando-se o torque final de inserção.
Fonte: Adaptado de (Makary et al., 2019)

Nos tipos ósseos D1 e D2, caracterizados por osso de alta densidade, não foram observadas diferenças significativas entre os grupos, apresentando valores de IT entre 45 e 52 Ncm e ISQ superiores a 65 para ambas as variantes de espira

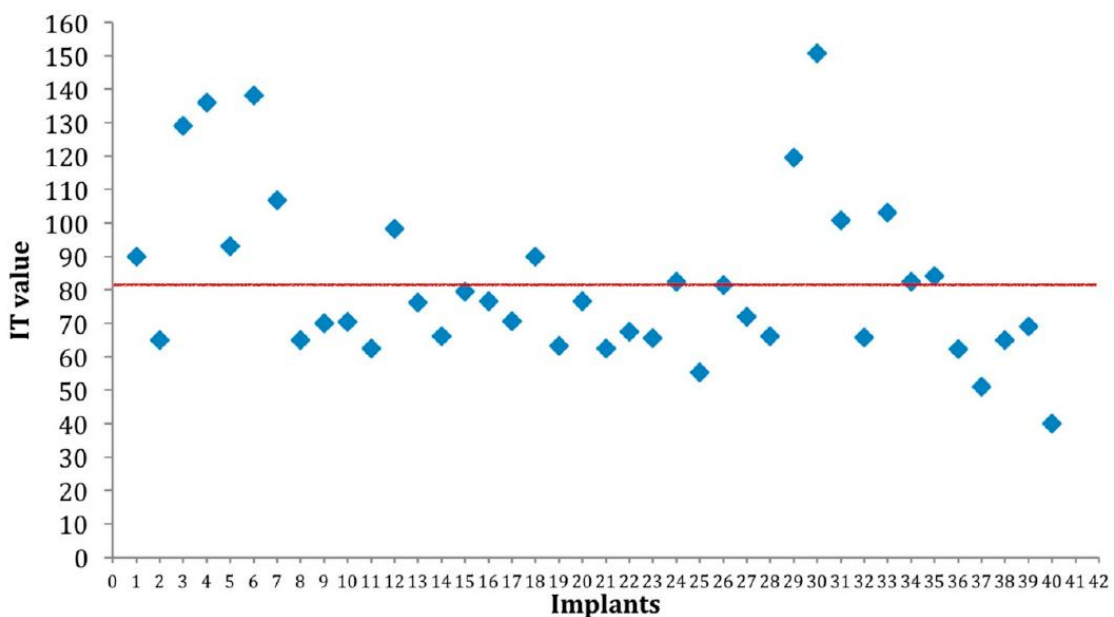


Figura 6 - Os valores dispersos de IT apresentaram uma concentração da maioria das medições dentro de um valor considerado ótimo (linha vermelha), independentemente da densidade óssea. Embora valores mais altos tenham sido registados em osso denso, todos os valores de IT ficaram acima do limiar de 40 Ncm, sendo considerados dentro da “zona de conforto” para carga precoce ou imediata.
Fonte: Adaptado de (Makary et al., 2019)

Entretando, nos ossos D3 e D4 de baixa densidade, os implantes com espiras com maior pico vale demonstraram um desempenho significativamente superior. No osso D3, o torque médio foi de $38,2 \pm 4,7$ Ncm com espiras de maior pico vale e $29,4 \pm 5,3$ Ncm com espiras padrão ($p < 0,01$). No D4 a disparidade foi ainda mais significativa ($31,7 \pm 4,5$ Ncm vs

21,1±4,9 Ncm, p<0,01).

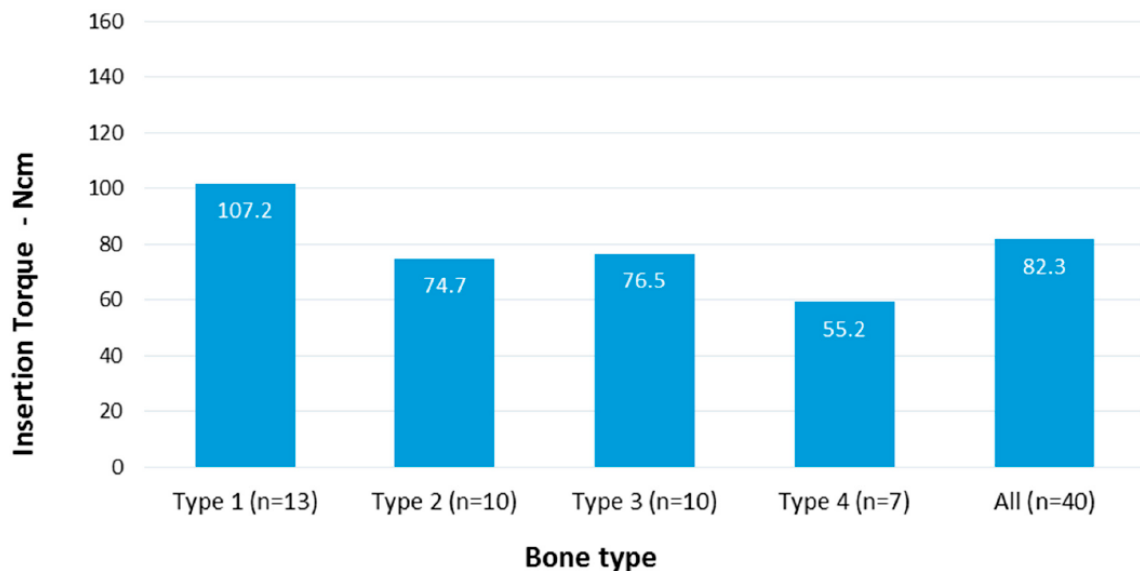


Figura 7 - Valores médios de IT em diferentes tipos ósseos. Verificou-se uma diferença estatisticamente significativa entre os valores de IT nos ossos tipo D1 e D2, bem como entre D3 e D4. Não foram observadas diferenças significativas entre os valores de IT nos ossos tipo D2 e D3.

Fonte: Adaptado de (Makary et al., 2019)

O mesmo padrão similar foi notado nos valores de ISQ: no osso D3, o grupo que utilizou espiras com maior pico vale alcançou $68,6 \pm 2,7$ Ncm, enquanto o grupo padrão obteve $62,3 \pm 2,9$ Ncm; no D4 os valores foram de $61,2 \pm 2,5$ Ncm comparação a $58,8 \pm 3,1$ Ncm, apresentando diferenças igualmente significativas ($p < 0,01$).

Implantes com diâmetros de espiras 4 mm, 4,5 mm, 5 mm e 5,5 mm, respectivamente em ossos D1, D2, D3 e D4, conforme Figura 8.

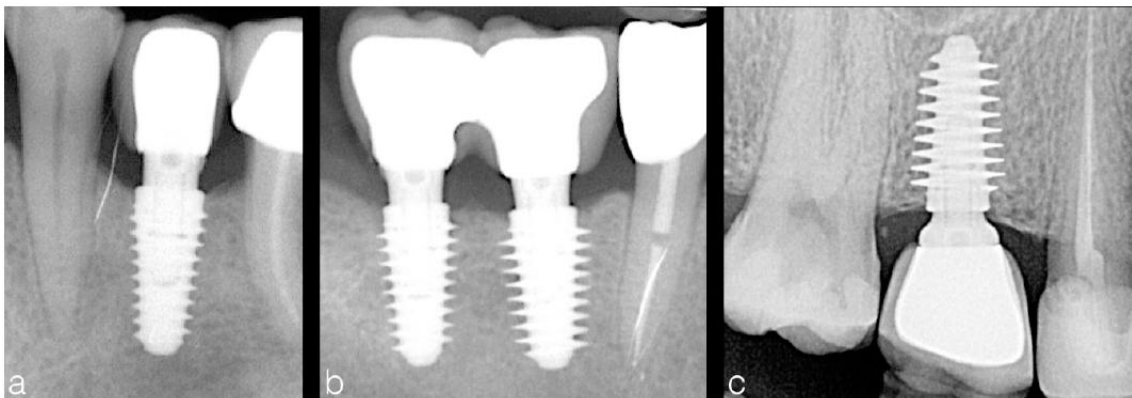


Figura 8 – Após a preparação óssea final de 3.3mm, um implante de 4,5mm foi inserido usando uma chave eletrônica e o torque de inserção foi registrado

Fonte: Adaptado de (Makary et al., 2019)

Os pesquisadores chegaram à conclusão de que, em áreas com baixa densidade óssea, a ampliação da distância pico vale das espiras favorece um acoplamento mecânico mais eficaz, o que culmina em um maior torque de inserção e ISQ. Em osso denso, entretanto, a configuração da espira não impactou de maneira significativa na estabilidade primária. Destaca-se que a pesquisa não oferece valores dimensionais exatos das espiras, o que constitui uma limitação metodológica significativa.

2.2.1.2. Ríos-Santos et al. (2018)

No estudo conduzido por (Ríos-Santos et al., 2018), examinaram-se os impactos do design macroscópico de três diferentes implantes dentários na osseointegração, empregando um modelo animal que continha 96 implantes instalados nas maxilas de 12 miniporcós. Este segmento analisou os implantes com o mesmo tratamento de superfície (ShotBlasting), com o objetivo de isolar e comparar apenas o efeito do formato externo dos implantes na estabilidade primária e na resposta óssea ao longo do tempo.

O ISQ foi mensurado no instante da implantação, assim como nas semanas 2,4 e 8, foram realizadas análises histomorfométricas e estatísticas em distintos momentos de sacrifício, com o objetivo de avaliar o BIC, BAT e ROI.

Os três desenhos macroscópicos comparados foram (Figura 9):

- O implante Straumann Tissue Level (STD), com corpo cilíndrico, espiras em V com ângulo de 18°, passo de 1,25 mm e ápice de 0,1 mm.
- O implante Essential Cone Design (ECD), com corpo cônico, espiras em V com ângulo de 45°, passo de 2,2 mm, início duplo das espiras e ápice de 0,21 mm.
- O Protótipo (PD), derivado do ECD, com núcleo mais estreito, espiras mais agudas e ápice de 0,12 mm (Ríos-Santos et al., 2018, pp. 3–4).

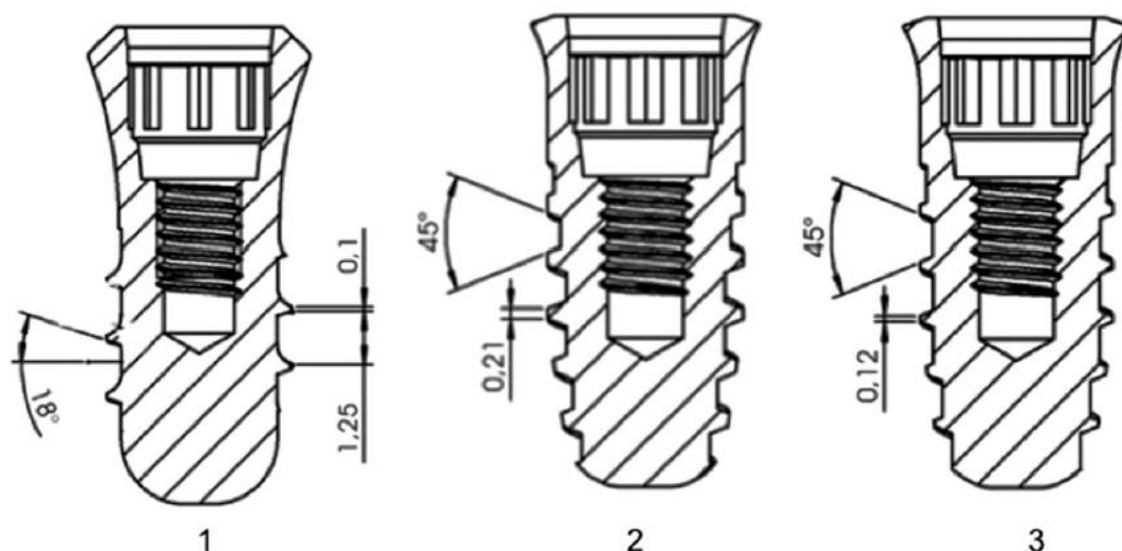


Figura 9 – Macrodesign do Straumann Tissue Level (1), Implante Cônico Klockner Essencial (2) e do Implante Protótipo (3)

Fonte: Adaptado de (Ríos-Santos et al., 2018)

A avaliação do ISQ foi realizada imediatamente após a colocação dos implantes e nas semanas 2,4 e 8. Os resultados indicaram que não existiram variações estatisticamente relevantes entre os grupos em nenhum dos instantes examinados ($p>0,05$). No entanto notou-se um aumento nos valores médios de ISQ para o grupo ECD na semana 8 ($76.5 \pm 3,53\%$), superior ao STD ($68,66 \pm 4,04\%$) e ao PD ($72,66 \pm 4,16\%$), o que indica uma estabilidade mecânica um pouco superior proporcionada pelo seu corpo mais cônico e passo mais amplo, embora sem relevância estatística (Tabela 1).

	ISQ initial	2 weeks	4 weeks	8 weeks
STD	70.5 ± 7.36	68.25 ± 8.5	69.25 ± 3.86	68.66 ± 4.04
ECD	70.27 ± 6.56	72.75 ± 5.85	70.5 ± 5.19	76.5 ± 3.53
PD	69.77 ± 11.62	66.75 ± 2.75	70.75 ± 8.84	72.66 ± 4.16

Tabela 1 – Valores de ISQ no momento da cirurgia e em diferentes momentos de avaliação, comparando as distintas morfologias dos implantes

Fonte: Adaptado de (Ríos-Santos et al., 2018)

A análise histomorfométrica indicou que os valores médios de BIC entre os grupos as 2 e 4 semanas foram parecidos, contudo houve diferenças notáveis as 8 semanas ($p>0,05$). O grupo PD alcançou a maior pontuação de BIC ($71,6 \pm 3,41\%$), seguido pelo STD ($70,7 \pm 14,20\%$). Os dois grupos tiveram desempenho significativamente melhor que o ECD ($47,3 \pm 3,14\%$) Tabela 3. Este achado sugere que os projetos com menor angulo de espira

e passo reduzido favorecem um contato mais próximo com o osso mineralizado, favorecendo uma osseointegração mais eficaz.

Em relação a BAT, os valores também se modificaram ao longo do tempo, apresentando uma diferença estatística significativa entre os grupos na semana 8 ($p > 0,05$). O PD atingiu a maior pontuação ($71,73 \pm 6,30\%$), seguido pelo STD ($67,15 \pm 11,91\%$), ambos apresentando um desempenho superior em relação ao ECD ($50,31 \pm 2,57\%$) Tabela 3. Esses resultados corroboram a noção de que as espiras mais finas e bem distribuídas oferecem maior preenchimento ósseo entre as espiras, contribuindo para a manutenção da estabilidade secundária.

Finalmente, os valores de ROI, que representa a densidade óssea periférica, não mostraram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos dos períodos avaliados (2,4 e 8 semanas). Embora existam variações numéricas, elas não tiveram relevância clínica ou estatística. Isso indica que a forma do implante afetou principalmente a área de contato direto e o espaço entre as espiras, sem interferir significativamente na densidade óssea adjacente. Tabela 2.

	BIC (%)	BAT (%)	ROI (%)
	Mean \pm standard deviation	Mean \pm standard deviation	Mean \pm standard deviation
2 weeks			
STD	50.5 \pm 13.01	39.75 \pm 35.70	53 \pm 41.01
ECD	49.73 \pm 15.60	35.6 \pm 22.05	60.48 \pm 13.77
PD	44.4 \pm 19.02	40.85 \pm 28.28	74.42 \pm 26.62
4 weeks			
STD	53.65 \pm 18.15	46.93 \pm 24.20	65.9 \pm 12.42
ECD	51.48 \pm 19.07	44.23 \pm 15.94	66.68 \pm 16.48
PD	36.73 \pm 23.12	34.93 \pm 21.50	66.17 \pm 14.09
8 weeks			
STD	70.7 \pm 14.20	67.15 \pm 11.91	70.88 \pm 27.59
ECD	47.3 \pm 3.14	50.31 \pm 2.57	56.68 \pm 5
PD	71.76 \pm 3.41	71.73 \pm 6.30	77.15 \pm 7.84

Tabela 2 – Valores de BIC, BAT e ROI comparando diferentes morfologias de implantes em distintos intervalos de tempo

Fonte: Adaptado de (Ríos-Santos et al., 2018)

As informações mostram que o desenho macroscópico dos implantes tem um papel fundamental na osseointegração a longo prazo. Apesar de os valores de ISQ não terem apresentado diferenças significativas, os parâmetros histomorfométricos indicaram que os implantes com menor passo de espira, ângulo reduzido e espiras mais finas e próximas, proporcionam maior BIC e BAT. Esses resultados reforçam a relevância da forma das espiras para otimizar a estabilidade primária e secundária e a integração funcional do implante com tecido ósseo receptor.

2.2.1.3. Benalcázar-Jalkh et al. (2023)

Neste estudo, analisou-se o efeito de dois diferentes tipos de espiras na estabilidade primária e nos indicadores histomorfométricos de osseointegração de implantes dentários colocados em um modelo canino. O objetivo foi avaliar a influência do design das espiras mantendo inalteradas as demais variáveis, comprimento (10mm), o diâmetro (4 mm), o tratamento de superfície e o protocolo cirúrgico. Os grupos experimentais utilizaram 48 implantes de titânio de Grau V:

D1: espiras 0,5x apical e 1,5x cervical (IR= +0,1x/mm)

D2: espiras 0,5x apical e 2,0x cervical (IR=+0,15x/mm)

Os valores de IT no grupo D2 ($78,9 \pm 10,1$ Ncm) superaram significativamente os do grupo D1 ($59,6 \pm 11,1$ Ncm), com uma diferença estatística extremamente relevante ($p < 0,0001$). Este crescimento é devido ao volume e espessura superiores das espiras do grupo D2, que provocam maior atrito mecânico com o osso cortical durante a inserção, favorecendo uma estabilidade primária superior Figura 10.

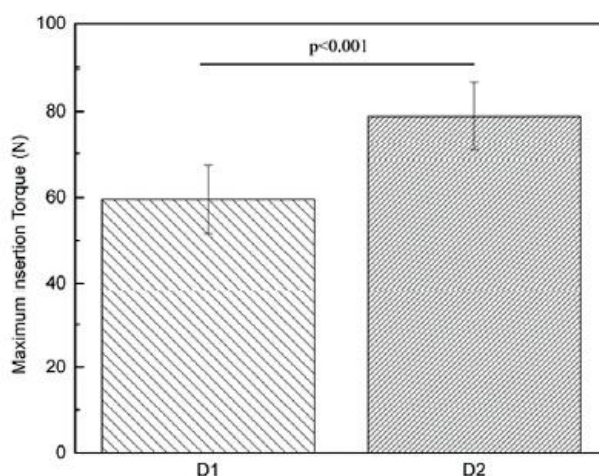


Figura 10 – Valores principais e IC 95% do torque máximo de inserção
Fonte: Adaptado de (Benalcázar-Jalkh et al., 2023)

Não houve diferenças estatisticamente significativas no BIC entre os dois grupos,

($p > 0,802$). Apesar do IT maior do grupo D2, não foi observado qualquer efeito negativo sobre a osseointegração, o que indica que o aumento da compressão inicial não induziu necrose óssea ou resposta inflamatória adversa. Figura 11.

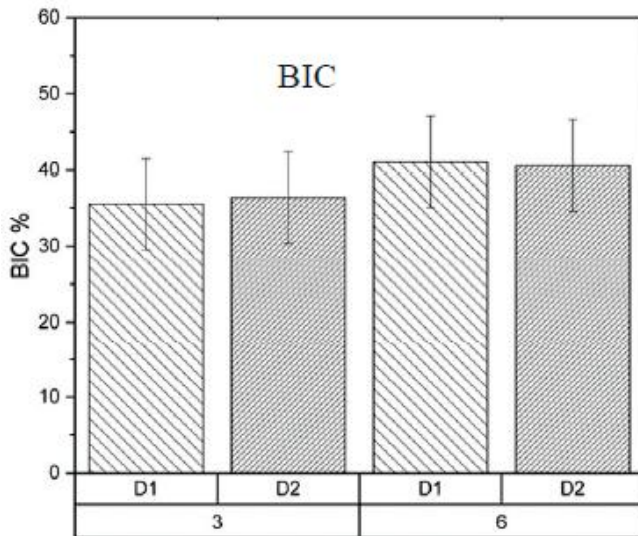


Figura 11 – Valores médios e IC 95% das análises histomorfométricas de contato osso-implante (%BIC)
 Fonte: Adaptado de (Benalcázar-Jalkh et al., 2023)

Igualmente, não houve diferença nos valores de BAFO entre os grupos D1 e D2 em nenhum dos períodos de avaliação. Contudo, foi notada uma elevação estatisticamente relevante dos valores de BAFO entre as semanas 3 e 6 para ambos os grupos ($p < 0,018$) Figura 12.

Este crescimento indica que houve um preenchimento progressivo e maturação óssea nas câmaras de cicatrização, com deposição progressiva de osso novo.

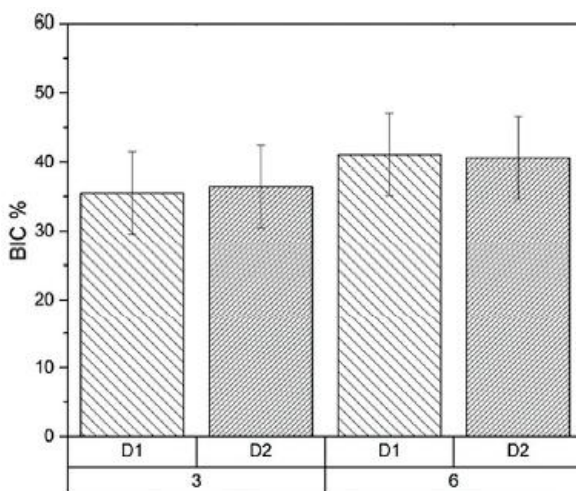


Figura 12 – Ocupação fracionária da BAFO em ambos os grupos experimentais nas semanas 3 e 6
 Fonte: Adaptado de (Benalcázar-Jalkh et al., 2023)

Em ambos os grupos, as análises histológicas indicaram um padrão de osseointegração

híbrido. Notou-se uma remodelação interfacial com microfissuras nos pontos de contato entre osso e implante, formação precoce de osso imaturo nas câmaras de cicatrização e, após 6 semanas, a substituição por osso lamelar maduro, com estrutura osteocítica, vascularização e sem resposta inflamatória ou reabsorção patológica.

Os resultados deste estudo demonstram que aumentar a espessura e profundidade das espiras (design D2) melhora significativamente a estabilidade primária, sem comprometer os parâmetros histomorfométricos de osseointegração. A presença de healing chambers permitiu que o aumento de torque fosse dissipado sem sobrecarregar as zonas de contacto ósseo, favorecendo uma osseointegração equilibrada e previsível.

Desta forma, o design D2 revela-se vantajoso em contextos clínicos onde é necessária uma alta estabilidade inicial, como em situações de osso de baixa densidade ou quando se pretende utilizar protocolos de carga precoce. Importa destacar que a melhoria na fixação mecânica inicial não foi acompanhada por aumento de reabsorção óssea nem por diferença na quantidade de osso formado, sugerindo segurança biomecânica e biológica na utilização de espiras mais robustas quando associadas a técnicas cirúrgicas adequadas.

2.2.1.4. Steigenga et al. (2004)

Neste estudo analisou-se o efeito de 4 tipos de geometrias de roscas de implantes, V-Shape, Reverse Buttress, Quadrada e sem Espiras Figura 13, na estabilidade biomecânica e na osseointegração de implantes de titânio colocados nas tíbias de 12 coelhos. Os implantes possuíam as mesmas dimensões (3,25 x 7mm) e o mesmo tratamento de superfície, possibilitando a separação do impacto da morfologia da espira. O período de recuperação foi de 12 semanas.

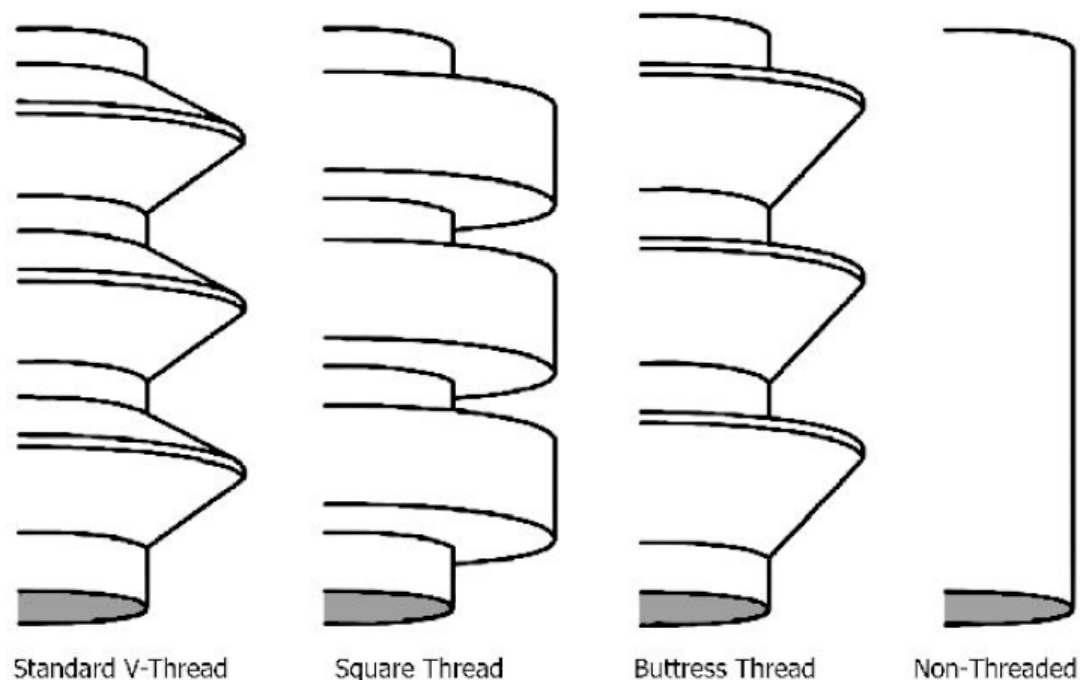


Figura 13 – As formas padrão de roscas no design dos implantes. Os perfis V, Quadrada, Buttress Invertido e Sem roscas
 Fonte: Adaptado de (J. Steigenga et al., 2004)

O grupo com espiras quadradas exibiu a média mais elevada de torque de remoção ($23,17 \pm 9,68$ Ncm), seguido do Grupo V-Shape ($15,58 \pm 6,07$ Ncm) e do grupo Reverse Buttress ($15,46 \pm 6,22$ Ncm). A Diferença entre o grupo quadrado e os demais foi estatisticamente significativa ($p < 0,05$), ao passo que não se observou diferença entre os grupos V-Shape e Reverse.Buttress (Figura 14)

	V-Thread	Reverse Buttress Thread	Square Thread
Reverse torque value (N = 36 implants)	$15.58 \pm 6.07^*$	$15.46 \pm 6.22^\dagger$	$23.17 \pm 9.68^{*\dagger}$
Percentage of BIC (N = 69 implants [‡])	$65.46 \pm 9.64^*$	$63.05 \pm 12.45^\dagger$	$74.37 \pm 8.63^{*\dagger}$

Figura 14 – Valores de RT (Ncm) e Porcentagem de BIC (N=12 coelhos)
 *† Significância estatística ($P > 0.05$) ao compara rosca Quadrada com Rosca em V e Buttress Invertida
 ‡ Três das 72 amostras não puderam ser lidas devido a erro de processamento
 Fonte: Adaptado de (J. Steigenga et al., 2004)

A análise histomorfométrica indicou que a média de BIC foi maior no grupo com espiras de perfil Quadrado ($74,37 \pm 8,63\%$) seguido pelo grupo com espiras V-Shape ($65,46 \pm 9,64\%$) e, por fim no grupo com espiras do tipo Reverse Buttress ($63,05 \pm 12,45\%$). A análise estatística revelou que não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos V-Shape e Reverse Buttress. Detectou-se uma correlação positiva entre os valores de BIC e torque de remoção. O grupo de espiras quadradas apresentou a maior correlação ($r=0,42$), seguido pelos grupos V-Shape ($r=0,33$) e Buttress Reverse ($r=0,31$).

		Reverse Torque			Significance
		V-Thread	Reverse Buttress	Square Thread	
% BIC	V-thread	$r = 0.33$	0.38	0.20	$P < 0.0001$
	Reverse buttress	0.19	0.31	0.31	
	Square thread	0.11	0.29	0.42	

Figura 15 – Comparação dos Valores de RT e Porcentagem de BIC entre diferentes tipos de design de implantes (n=12 coelhos; 69 implantes)

Fonte: Adaptado de (J. Steigenga et al., 2004)

As espiras quadradas transferem forças predominantemente compressivas, que são mais bem toleradas pelo osso e promovem melhor retenção mecânica. Esse perfil pode ser mais vantajoso em protocolos de carga precoce ou em osso de baixa densidade.

O perfil quadrado favorece maior área funcional de contacto e melhor adaptação do osso, promovendo uma interface mais estável e integrada.

Quanto maior o contacto osso-implante, maior a resistência mecânica ao torque de remoção do implante, sobretudo nos implantes com geometria que favorece forças compressivas.

O desenho das espiras exerce um papel determinante na estabilidade inicial e na osseointegração. Implantes com espiras quadradas apresentaram desempenho superior tanto no torque de remoção quanto na percentagem de osseointegração, em comparação com Espiras V ou Reverse Buttress.

Estes resultados indicam que a geometria da espira, ao influenciar o tipo e distribuição de forças na interface osso-implante, pode ser otimizada para melhor desempenho biomecânico e biológico, principalmente em contextos clínicos desafiantes.

2.2.1.5. Orsini et al., 2012

Nesta pesquisa analisou-se o impacto do passo das espiras na estabilidade primária e osseointegração de implantes, colocados em osso de densidade reduzida, no período de 0 dias, 4 e 8 semanas, empregando um modelo animal com crista ilíaca de ovelhas. Dois modelos de implantes foram comparados: espiras estreitas (NP) com passo de rosca de 0,5 mm, e espiras largas (WP) com passo de rosca 1,7 mm. Figura x6. Ambos implantes eram de formato cônico, espiras do tipo Buttress e o mesmo tratamento de superfície Figura 16.



Figura 16 – Desenhos esquemáticos dos implantes testados. Esquerda Implante NP; Direita: Implante WP. Ambos apresentam ranhuras longitudinais ao longo do corpo do implante como característica adicional.

Fonte: Adaptado de (Orsini et al., 2012)

Logo após instalados, notou-se que os implantes WP apresentavam exibiram BIC ($36,7 \pm 13,9\%$), com espaços amplos entre vale e osso. Por outro lado, os implantes NP apresentaram BIC ($59,1 \pm 17,1\%$), maior contato ao longo de toda espira, com lacunas reduzidas e maior intertravamento mecânico. Os implantes NP apresentaram valores de BIC significativamente maiores no osso hospedeiro ($P < 0,05$) do que os implantes WP (Tabela 3). Os valores de torque de remoção registrados imediatamente após a inserção para cada desenho de implante foram consistentes com os dados morfométricos e de

torque de inserção.

Time/implant type	Parameter			
	BIC new	BIC old	BI	BS/BV
Steady state				
NP	–	59.1 ± 17.1*	–	–
WP	–	36.7 ± 13.9	–	–
4 weeks				
NP	42.3 ± 2.9 ^a	0.0	60.3 ± 7.3	3.6 ± 0.3 ^a
WP	35.2 ± 9.2	1.2 ± 1.1	32.8 ± 4.7	9.2 ± 1.5
8 weeks				
NP	44.4 ± 6.2	0.0	75.6 ± 0.7*	2.5 ± 0.1
WP	47.1 ± 7.1 ^b	0.0	55.4 ± 0.9	2.5 ± 0.1

Tabela 3 – Parâmetros Histomorfométricos (medias ± erro padrão) dos diferentes tipos de implantes em cada momento experimental.

N= 5 para todos os grupos; medições realizadas em duplicado

BIC new= contato Osso-Implante em osso neoformado; BIC old= contato osso-implante em osso receptor; BI = crescimento ósseo no implante; BS/BV = superfície óssea/volume ósseo; NP = implante de rosca estreita; WP= implante de rosca larga

*p<0.05, implantes NP vs WP (Estudante/Teste);^ap<0.0005, NP vs WP (one-way ANOVA); ^bp<0.0005, 8 semanas vs 4 semanas (one-way ANOVA)

Fonte: Adaptado de(Orsini et al., 2012)

Após 4 semanas, os implantes NP apresentaram trabéculas ósseas mais espessas, organizadas e regulares, com formação de pontes ósseas entre as cristas das espiras, enquanto os implantes WP mostraram trabéculas mais finas e maior quantidade de espaços medulares.

Os valores de BIC com osso neoformado foram significativamente superiores nos NP (42,3 ± 2,9%) em comparação aos WP (35,2 ± 9,2%) e (p<0,05). O índice BI também favoreceu os NP (60,3 ± 7,3%) versus WP (32,8 ± 4,7%, p < 0,0005). A razão BS/BS indicadora da espessura trabecular foi a mais baixa nos NP (p<0,0005), refletindo osso mais denso e maturado (Tabela 3).

Depois de 8 semanas, os dois grupos exibiram osseointegração consolidada e maturação trabecular avançada. O BI nos NP (75,6 ± 0,7%) foi significativamente maior do que no WP (55,4 ± 0,9%) e (p < 0,0005). Os níveis de BIC com osso neoformado apresentaram similaridade entre os grupos (NP: 44,4 ± 6,2%, WP: 47,1 ± 7,1%), sugerindo estabilização da interface osso-implante. A Equivalência da razão BS/BV (2,5 ± 0,1%) sugere uma densidade trabecular similar (Tabela 1). O torque de remoção sofreu uma pequena diminuição em ambos os grupos, porém continuou superior nos NP, com uma diferença de pequena magnitude (p=0,057) (Figura 17).

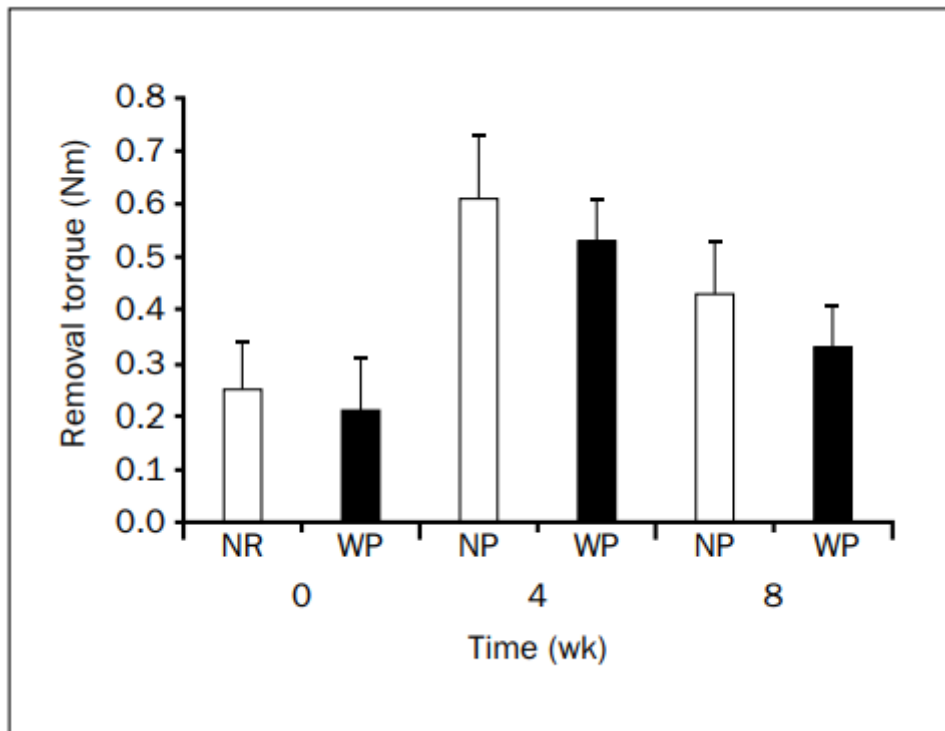


Figura 17 – Valores médios de torque de remoção (e respetivos desvios padrão) dos diferentes tipos de implantes em cada tempo experimental (n=45). Os valores de torque de inserção variam entre 30e 50 Ncm (média 34±10 Ncm).

Fonte: Adaptado de (Orsini et al., 2012)

A redução do passo das espiras permite uma melhor adaptação mecânica inicial ao leito ósseo, reduzindo espaços vazios e aumentando a área de contacto funcional.

Os implantes com passo reduzido favorecem uma osseointegração mais rápida e madura, com estrutura óssea mais densa e conectada, além de apresentarem desempenho biomecânico superior.

A geometria com passo estreito continua a proporcionar vantagens em termos de preenchimento ósseo e retenção mecânica mesmo em fase tardia, sendo compatível com os padrões de remodelação óssea avançada.

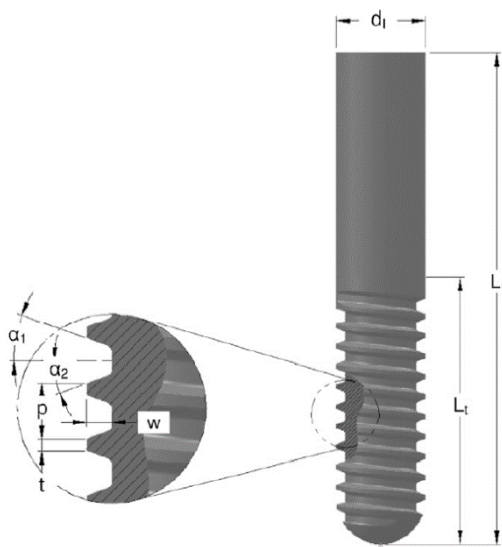
O menor passo das espiras (NP) proporcionou maior contacto osso-implante inicial, crescimento ósseo mais intenso nas câmaras entre espiras e maior resistência biomecânica ao torque de remoção em comparação com o passo largo (WP).

Estas diferenças foram mais marcantes nas primeiras 4 semanas, período crítico para a estabilização primária e início da osseointegração.

Após 8 semanas, os dois grupos alcançaram integração, mas os NP mantiveram vantagens quantitativas e qualitativas na neoformação óssea

2.2.1.6. Ausiello et al., 2012

A pesquisa realizada por (Ausiello et al., 2012) examinou, através de um modelo de elementos finitos integrado a um planejamento estatístico (DOE), o impacto de cinco variáveis geométricas das espiras na distribuição de tensões na interface entre osso e implante. Os parâmetros analisados foram: o passo da espira (pitch – p), a largura (w), a espessura (t) e os ângulos superior (α_1) e inferior (α_2) como se pode verificar na Figura 18. A junção desses elementos resultou em 16 configurações de implantes simuladas, conforme uma matriz fatorial fracionada L16, cujas combinações estão apresentadas na Tabela 4 e Figura 19



Treatment ID	p	w	t	α_1	α_2
I	1	1	1	1	1
II	1	2	2	2	2
III	1	3	3	3	3
IV	1	4	4	4	4
V	2	1	2	3	4
VI	2	2	1	4	3
VII	2	3	4	1	2
VIII	2	4	3	2	1
IX	3	1	3	4	2
X	3	2	4	3	1
XI	3	3	1	2	4
XII	3	4	2	1	3
XIII	4	1	4	2	3
XIV	4	2	3	1	4
XV	4	3	2	4	1
XVI	4	4	1	3	2

Figura 18 – Fatores de Design do Implante
Fonte: Adaptado de(Ausiello et al., 2012)

Tabela 4 – Matriz Fatorial Fracionada
Fonte: Adaptado de(Ausiello et al., 2012)

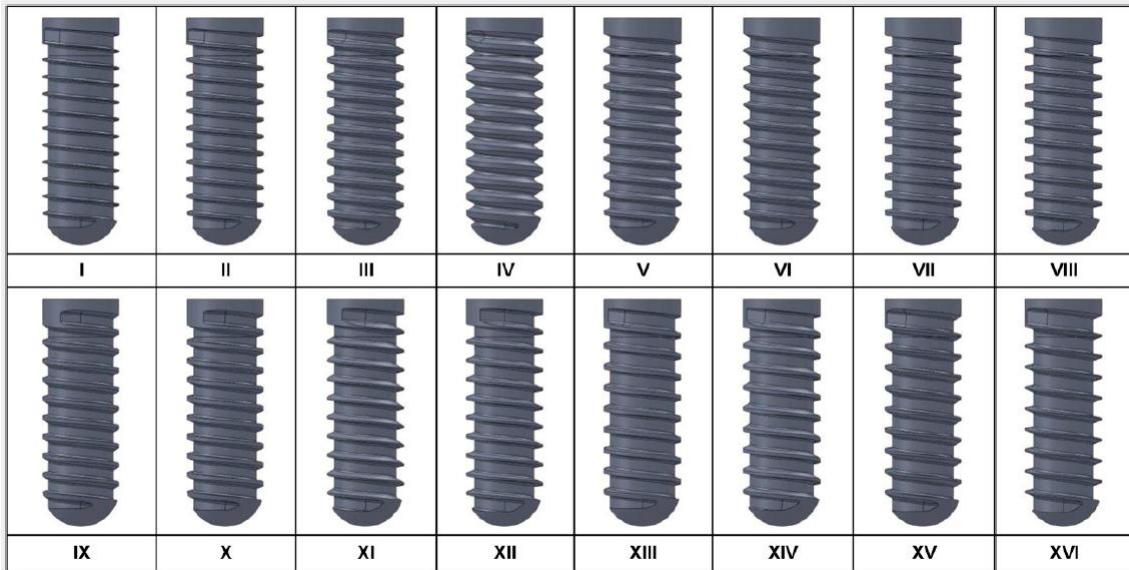


Figura 19 – Designs de Implantes Gerados de acordo com a Matriz Fatorial Fracionada L16.
Fonte: Adaptado de(Ausiello et al., 2012).

O modelo tridimensional criado levou em conta um implante de titânio (Ti6Al4-V) posicionado em um bloco ósseo cilíndrico, constituído por osso cortical (com 2mm de espessura) e osso trabecular, os quais apresentam propriedades elásticas isotrópicas e comportamento linear. A interface entre o osso e implante foi considerada como totalmente osseointegrada. Uma força estática de 350Ncm, foi exercida com uma inclinação de 12° em relação ao eixo do implante, simulando uma carga oclusal. A avaliação foi fundamentada no BDD, o qual indica o volume de osso em que as tensões principais excederam os limites fisiológicos (compressão superior a 30 MPa ou tensão acima de 60Mpa para osso cortical e acima de 5 Mpa para osso trabecular) conforme Figura 20

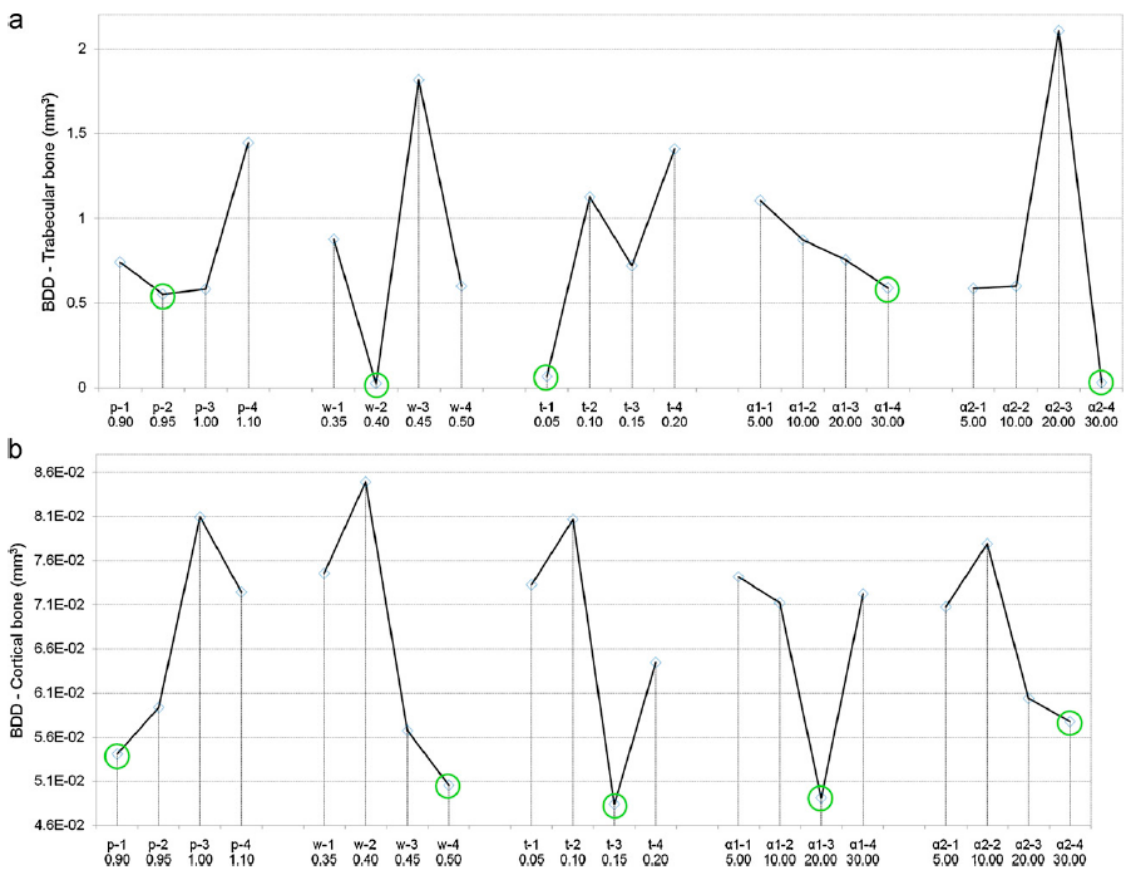


Figura 20 – Efeitos Médios do BDD nos ossos trabecular e cortical (fatores principais): (a) BDD no osso trabecular e (b) no osso cortical.

Fonte: Adaptado de(Ausiello et al., 2012)

Foram gerados elementos de malha tetraédrica, a Figura 21 apresenta que a dimensão da malha foi significativamente reduzida (aproximadamente 0,1mm) ao redor da interface

entre o implante e osso, onde se localizam as tensões mais elevadas. O total de elementos foi de 148.102 enquanto o número de nós da malha foi de 34.174. Funções de forma linear foram implementadas para intercalar os deslocamentos dos nós. O total de graus de liberdade resolvido foi de 102.522. Os materiais foram classificados como lineares e isotrópicos.

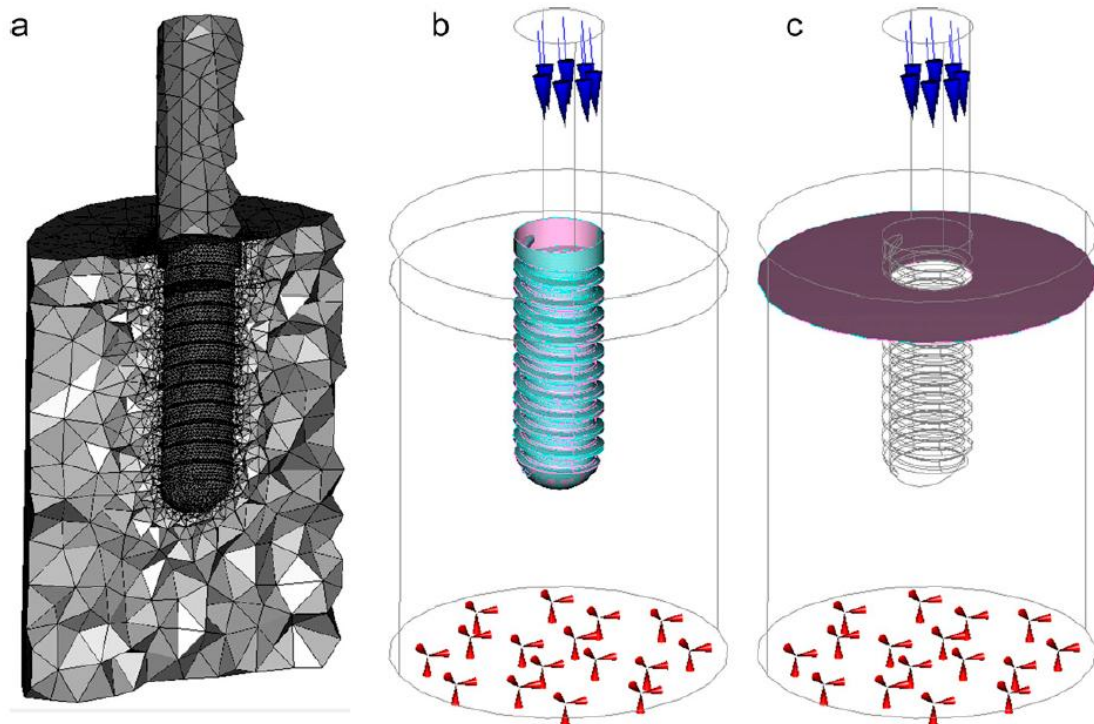


Figura 21 – Modelo de Elementos Finitos (FEM) e condições de contorno: (a) modelo FEM, (b) interface osso-implante e (c) interface entre ossos.
Fonte: Adaptado de (Ausiello et al., 2012)

Os resultados indicaram que os fatores largura (w) e espessura (t) da espira foram os que mais contribuíram para a estabilidade do implante, a qual foi avaliada por meio da minimização do BDD. Na avaliação do osso trabecular Figura 4a, constatou-se que os valores mínimos de BDD foram obtidos ao se considerar uma largura de 0,40 mm (nível2) e uma espessura de 0,05 mm (nível1). De maneira análoga, no osso cortical Figura 4b, tais combinações igualmente resultaram em uma redução na concentração de tensões.

A Tabela 5 exibe os valores absolutos de BDD obtidos para cada combinação geométrica simulada. A Combinação mais vantajosa revelou valores de BDD de apenas $1,90 \times 10^{-2} \text{ mm}^3$ no osso trabecular e $8,34 \times 10^{-2} \text{ mm}^3$ no osso cortical, em contraste com outras geometrias que resultaram em volumes de danos superiores a 2 mm^3 . Esses resultados corroboram a sensibilidade biomecânica do osso em relação à geometria do implante.

A avaliação estatística realizada por meio da ANOVA (Figura 22) demonstrou que os parâmetros w e t revelaram os maiores índices de contribuição, correspondendo a aproximadamente 29% e 25% para osso trabecular e 31% e 23% para osso cortical, respectivamente. Por outro lado, os ângulos α_1 e α_2 juntamente com o passo da espira, mostraram uma influência de baixa relevância, apresentando valores de contribuição inferiores a 10% em ambas as categorias. A Figura 23, a qual ilustra os índices de contribuição cumulativa, confirma essa tendência.

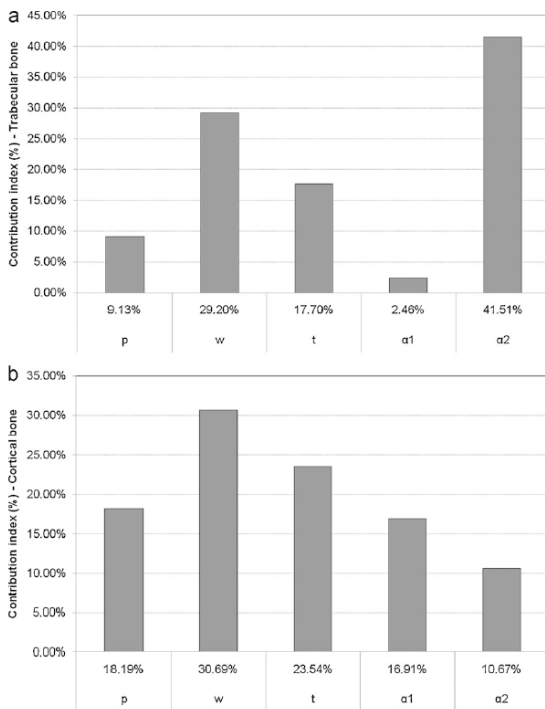


Figura 22 – Índice de Contribuição: (a) osso trabecular; (b) osso cortical.
Fonte: Adaptado de (Ausiello et al., 2012)

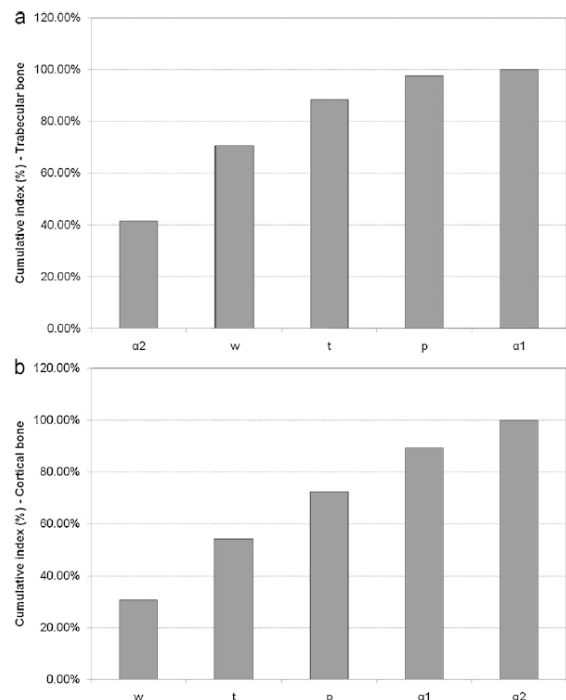


Figura 23 – Índice de contribuição cumulativa: (a) osso trabecular; (b) osso cortical.
Fonte: Adaptado de (Ausiello et al., 2012)

As informações evidenciam que ligeiras alterações na largura e na espessura da espira afetam de maneira significativa a distribuição de tensões na interface entre osso e implante, impactando diretamente a integridade óssea marginal. Os pesquisadores concluem que tais parâmetros precisam ser cuidadosamente avaliados na elaboração de implantes com geometria aprimorada, a fim de reduzir o risco de sobrecarga óssea e favorecer a osseointegração.

2.2.1.7. Kong et al., 2011

A pesquisa realizada por (Kong et al., 2009) visou, primordialmente, analisar, por meio

de uma avaliação de FEA, a influência da variação do passo das espiras nas tensões induzidas no sistema composto por implante-abutment, e nos tecidos ósseos adjacentes. O Modelo considerou implantes rosqueados com variação do passo de 0,5 mm a 1,6 mm, abrangendo os sistemas comerciais Nobel Biocare® e Straumann®.

Um modelo tridimensional da mandíbula foi elaborado a partir de imagens transversais da área do primeiro pré-molar, simulando um osso classificado como tipo B/2, conforme a classificação de Lekholm e Zarb (Lekholm & Zarb, 1985, p.203). O modelo incluiu osso cortical com espessura entre 1.3 mm e 2,0 mm e a região mesial e distal não foram cobertas (Figura 24). A malha foi composta por aproximadamente 170.000 elementos e 250.000 nós, apresentando um refino particular na interface entre osso e implante. Duas cargas foram aplicadas: Axial 200Ncm e Bucolingual: 100Ncm, e aplicadas no centro da superestrutura (Figura 25).

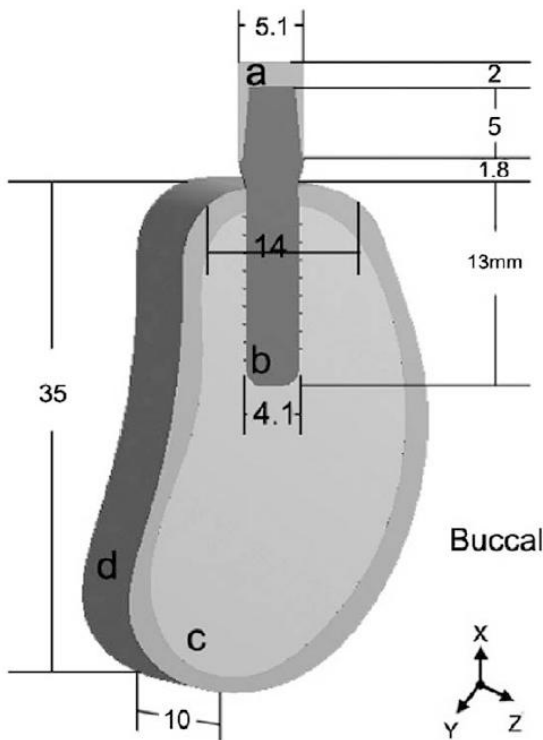


Figura 24 - Vista Seccional no plano de simetria de um dos modelos. a = superestrutura; b = implante e intermediário protético; c= osso esponjoso; d= osso cortical.

Fonte: Adaptado de(Kong et al., 2009)

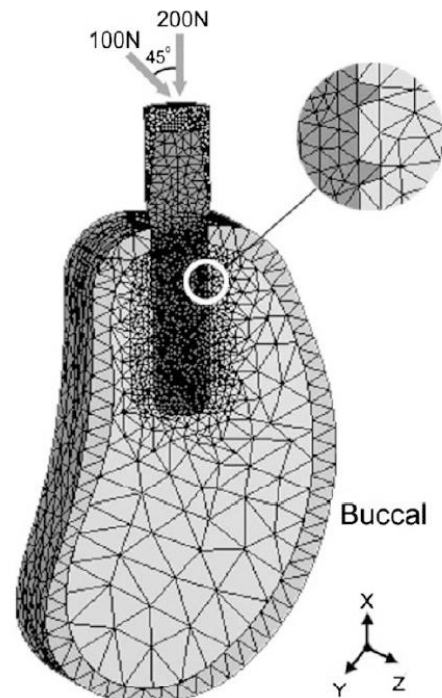


Figura 25 – Vista Seccional no plano de simetria de um modelo malhado, com indicação das direções das cargas aplicadas.

Fonte: Adaptado de (Kong et al., 2009)

As simulações realizadas evidenciaram que o passo da espira exerce influência significativa na distribuição de tensões (Von Mises), tanto no osso quanto no implante. As tensões máximas foram analisadas na cortical, trabecular e conjunto implante-

abutment, sob as cargas AX e BL (Tabela 5). A Figura 26 exibe os percentuais de diminuição das tensões, bem como a escolha do passo ideal para cada estrutura:

	P (mm)	Cortical bone (MPa)		Cancellous bone (MPa)		Implant-abutment complex (MPa)	
		AX load	BL load	AX load	BL load	AX load	BL load
1	1.05	7.7574	19.548	2.6630	2.4600	19.428	73.730
2	0.50	8.1520	20.026	5.7296	3.0448	25.194	83.284
3	1.60	7.9556	19.306	2.8726	2.3540	20.576	71.408
4	0.775	7.6050	19.517	2.5806	2.6670	20.274	73.056
5	1.325	7.7824	19.537	2.9366	2.4370	20.250	72.586

Tabela 5 – Valores máximos de tensões equivalentes de Von Mises (EQV) no osso maxilar e no complexo implante pilar protético das amostras.

Fonte: Adaptado de (Kong et al., 2009)

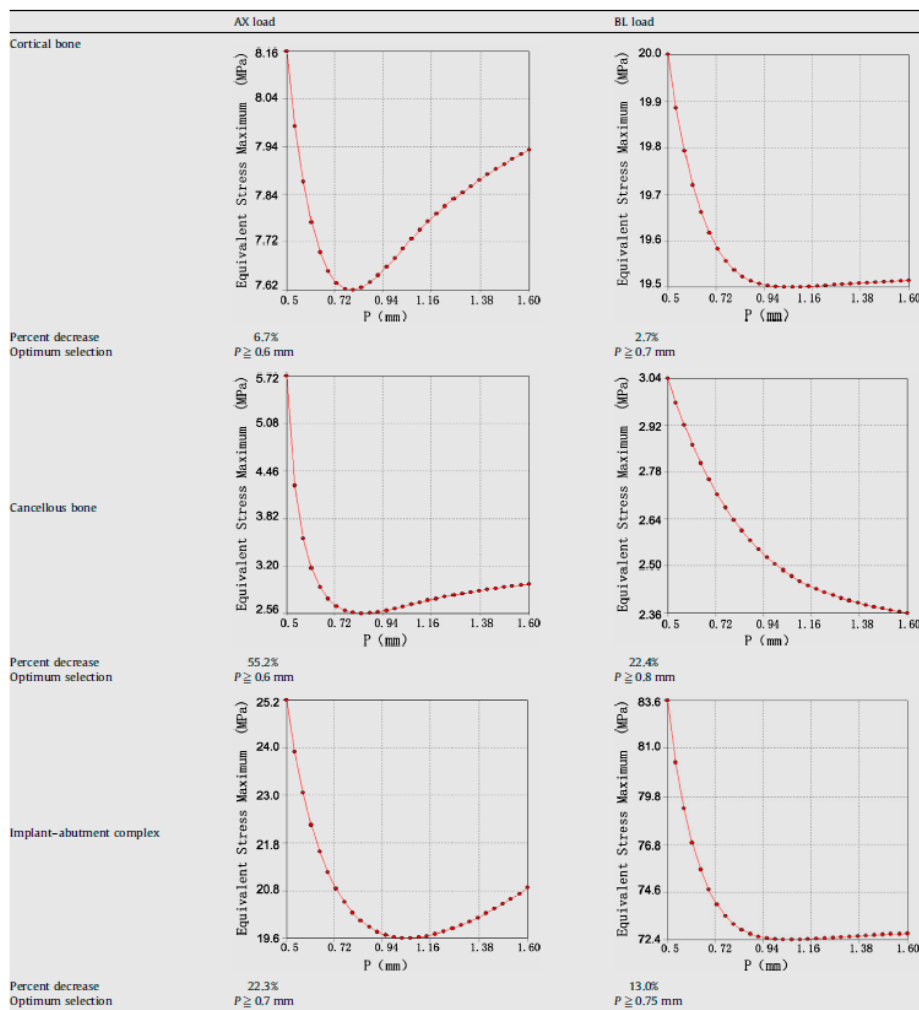


Figura 26 – Curva de Resposta do passo da rosca em relação às tensões máximas equivalentes de Von Mises (EQV) no osso maxilar e no complexo implante-pilar protético. Redução Percentual calculada como: $(Tens\tilde{a}o_{max} - Tens\tilde{a}o_{min})/Tens\tilde{a}o_{max} \times 100\%$

Fonte: Adaptado de (Kong et al., 2009)

As informações indicam que os ganhos biomecânicos mais significativos foram observados no osso trabecular, o que sugere que este tipo de osso é mais sensível ao passo da espira em comparação com osso cortical. A diminuição de 55,2% nas tensões sobre osso trabecular sob carga axial ressalta significativa influência da geometria do implante no desempenho biomecânico da interface óssea.

Assim os resultados indicam que dimensões superiores a 0,8 mm propiciam a distribuição de tensões tanto no osso quanto no implante, sem ultrapassar os limites de sobrecarga. Entretanto foi desaconselhado passos excessivamente largos, superiores a 1,6 mm, uma vez que demandam um maior torque de inserção e produzem uma compressão apical aumentada.

O passo da espira influencia significativamente a distribuição de tensões, principalmente no osso trabecular

A faixa entre 0,7 mm e 0,8 mm representa uma configuração geométrica ótima, promovendo melhor equilíbrio biomecânico sem sobrecarga.

Evitar passos maiores que 1,6 mm é recomendado para preservar a integridade óssea e facilitar a instalação clínica do implante sem tensões

2.2.1.8. Chowdary et al., 2021

O estudo conduzido por (Chowdhary et al., 2013) visou avaliar, através de FEA, os padrões de distribuição das tensões em diversos modelos de espiras de implantes dentários, levando em conta dois contextos clínicos: imediatamente após a instalação (interface friccional sem osseointegração) e após a completa osseointegração (interface unida). A investigação foi realizada em duas etapas -2D e 3D – com ênfase na repercussão do formato das espiras sobre a intensidade e a posição do pico de tensão na interface entre osso e implante.

Modelos bidimensionais com 8 diferentes designs de espiras foram criados: **A**, V-Thread; **B**, Power Acme; **C**, Power; **D**, Buttress; **E**, Reverse Buttress; **F**, Crestal Vertical Slot Power; **G**, Rounded; **H**, Spiral Lock. Todos modelos utilizados apresentam diâmetro de 4 mm e comprimento de 12 mm conforme Figura 27.

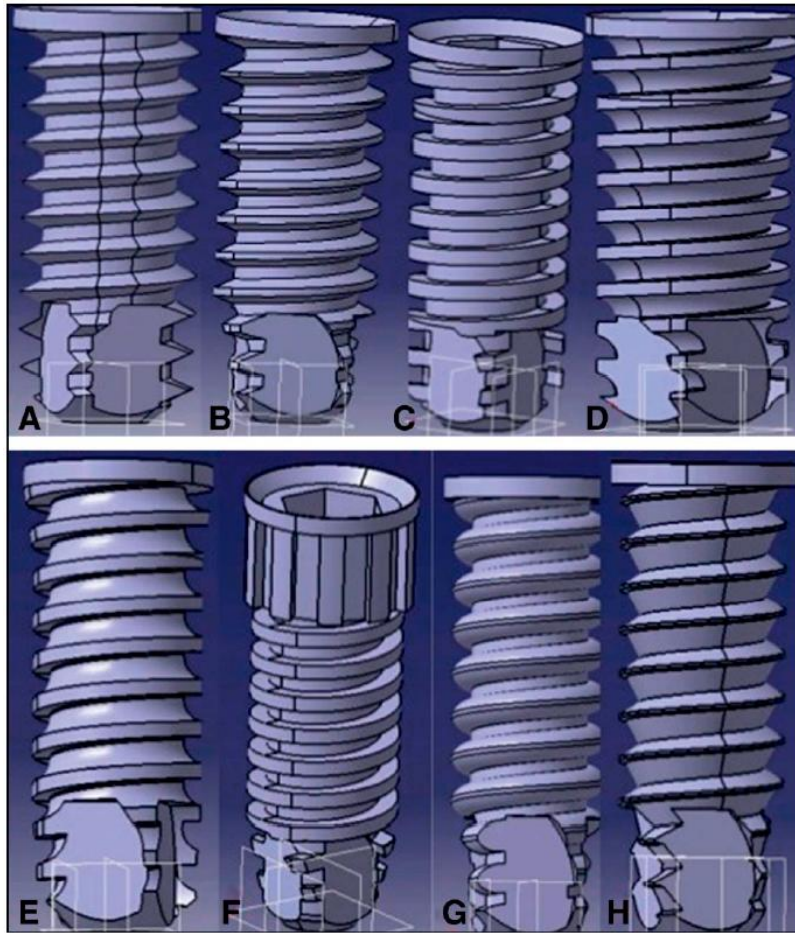


Figura 27 – Modelos tridimensionais assistidos por computador (CAD) de 8 implantes com diferentes designs de rosca: A, V-Thread; B, Power Acme; C, Power; D, Buttress; E, Reverse Buttress; F, Crestal Vertical Slot Power; G, Rounded; H, Spiral Lock.
 Fonte: Adaptado de (Chowdhary et al., 2013)

Todas as simulações, foram submetidas a uma carga vertical estática de 100N, a os modelos foram inseridos em osso cortical, cujas propriedades elásticas são isotrópicas. Na modelagem 2D foram removidos o ápice e o modulo cervical, ficando somente com os 6 mm intermediários. Na modelagem 3D foi utilizado o modelo completo. Os achados da análise 2D evidenciaram padrões distintos na distribuição de tensão no osso pari-implantar, apresentado um comportamento significativamente diferente nas condições interface osseointegrada e não osseointegrada Tabela 6.

Name	Model	Frictionless (MPa)	Bonded (MPa)
Power thread	Model 1	33	10
Power acme thread	Model 2	22	8
Buttress threads	Model 3	24	12
Reverse buttress threads	Model 4	107	5
V-triangular threads	Model 5	14	13
Crestal vertical slot thread	Model 6	80	9
Rounded power threads	Model 7	107	7
Spiral lock threads	Model 8	26	11

Tabela 6 – Valores de Tensão de Von Mises no osso ao redor de diferentes designs de rosca em modelos bidimensionais (2D), com interfaces aderentes e sem atrito, sob aplicação de carga vertical.

Fonte: Adaptado de (Chowdhary et al., 2013)

Na condição Bonded, constatou-se que as tensões no tecido ósseo permaneceram dentro de uma faixa bastante restrita, variando entre 7 e 13 Mpa, independentemente do modelo de espira examinado. Esse achado indica que, após a osseointegração a configuração da rosca exerce um impacto restrito na intensidade das tensões criadas. Entretanto, um padrão uniforme foi reconhecido em todos os modelos: a máxima concentração de tensão ocorreu de maneira sistemática no primeiro filete da rosca (Figura 3), corroborando com análises anteriores da literatura que salientam essa região como fundamental para a distribuição de cargas em implantes osseointegrados.

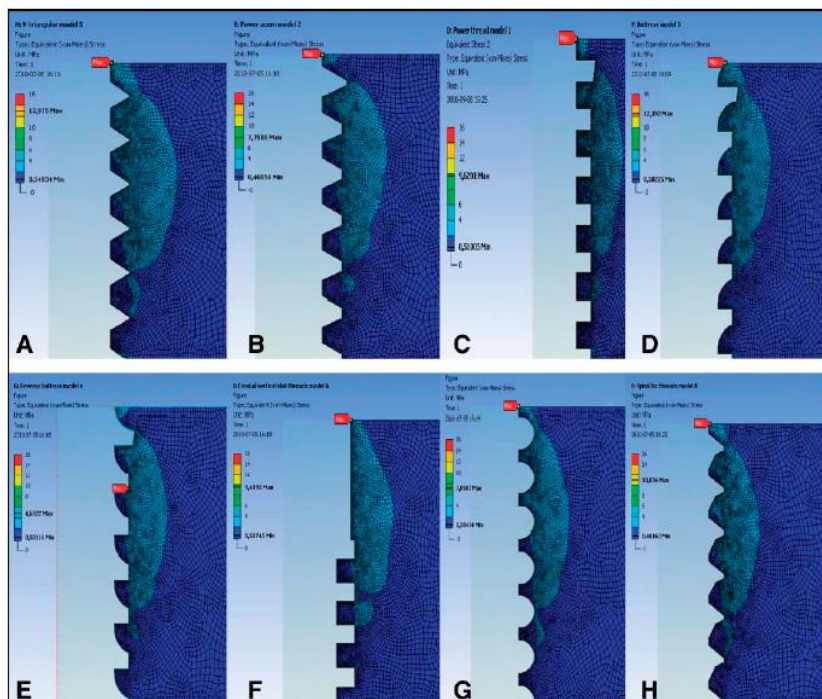


Figura 28 – Resultados da Análise numérica bidimensional com Modelo Bonded (osseointegrado) resultou em 8 diferentes designs de rosca: A, V-Thread; B, Power Acme; C, Power; D, Buttress; E, Reverse Buttress; F, Crestal Vertical Slot Power; G, Rounded; H, Spiral Lock.

Fonte: Adaptado de (Chowdhary et al., 2013)

Na análise 2D na interação friccional, observou-se uma significativa variação nos níveis de tensão óssea em função do design das espiras. Os modelos Reverse Buttress e Rounded Power geraram os maiores picos de tensão, atingindo 107 Mpa, ao passo que o modelo V-thread demonstrou o menor valor, 14 Mpa, evidenciando um desempenho mecânico superior (Figura 29).

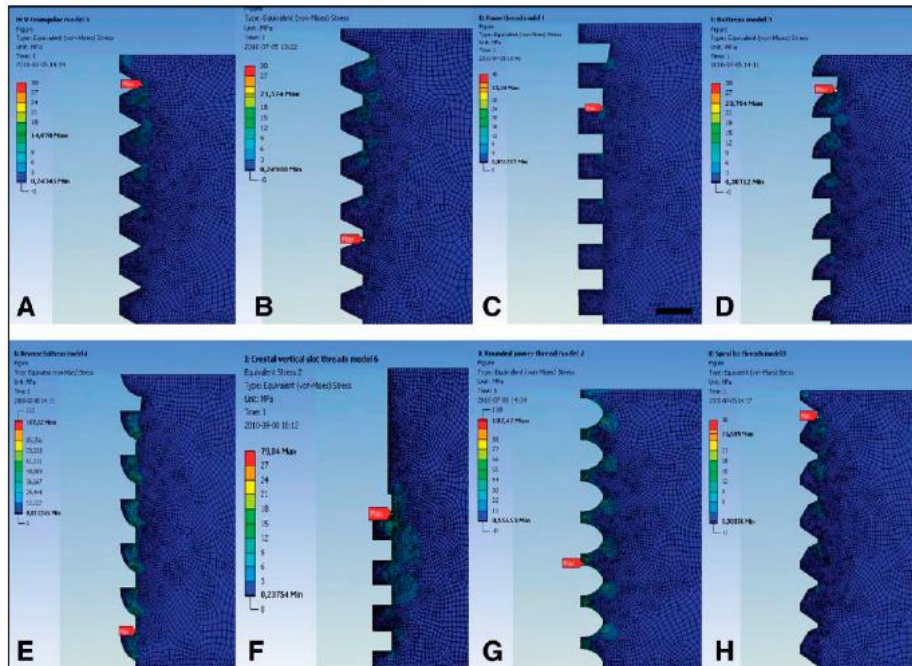


Figura 29 – Resultados da análise Bidimensional com modelo Friccional em 8 diferentes designs de espiras: A, V-Thread; B, Power Acme; C, Power; D, Buttress; E, Reverse Buttress; F, Crestal Vertical Slot Power; G, Rounded; H, Spiral Lock.

Fonte: Adaptado de (Chowdhary et al., 2013)

Nos modelos com interface osseointegrada as tensões apresentaram distribuição uniforme, oscilando entre 5 e 13 Mpa, o que sugere que após o processo de osseointegração o tipo de espira exerce uma influência reduzida na distribuição das cargas.

Na avaliação 3D, que abrangue a geometria integral dos modelos, os diversos formatos de rosca apresentaram impacto distinto na distribuição de tensões sob cargas verticais e angulares a 45°. Os dados coletados estão sintetizados na Tabela 7, a qual exibe os picos de tensão correspondentes a cada design avaliado nas duas situações de carga.

Thread Design	Vertical Load (Mpa)	Oblique load, 45 degrees (Mpa)	Difference
Power thread	16.3	17.7	1.4
Power acme thread	30.9	57.13	26.23
V-triangular thread	12.6	30.13	17.9
Buttress thread	8.4	12.8	4.4
Crestal vertical slot thread	11.3	31.9	20.6
Spiral lock thread	4.8	12.8	8

Tabela 7 – valores máximos de tensão registados no osso em torno de diferentes designs de espiras, nos modelos 3D, sob aplicação de carga vertical e oblíqua.

Fonte: Adaptado de (Chowdhary et al., 2013)

O modelo Spiral Lock Thread demonstrou o menor nível de tensão quando submetido a carga vertical com 4,8 Mpa, além de apresentar um desempenho positivo também sob carga oblíqua, alcançando 12,8 Mpa. De maneira análoga, o modelo Buttress demonstrou-se biomecanicamente eficaz, apresentando tensões relativamente reduzidas (4,8 Mpa, na direção vertical / 12,8 Mpa na direção oblíqua). Por sua vez, modelo Power Acme foi responsável pelos maiores picos de tensão, apresentando 30,9 Mpa sob carga vertical e 57,1 Mpa sob carga oblíqua, além de um notável desvio entre ambas as condições (26,2 Mpa), conforme evidenciado na Figura 30.

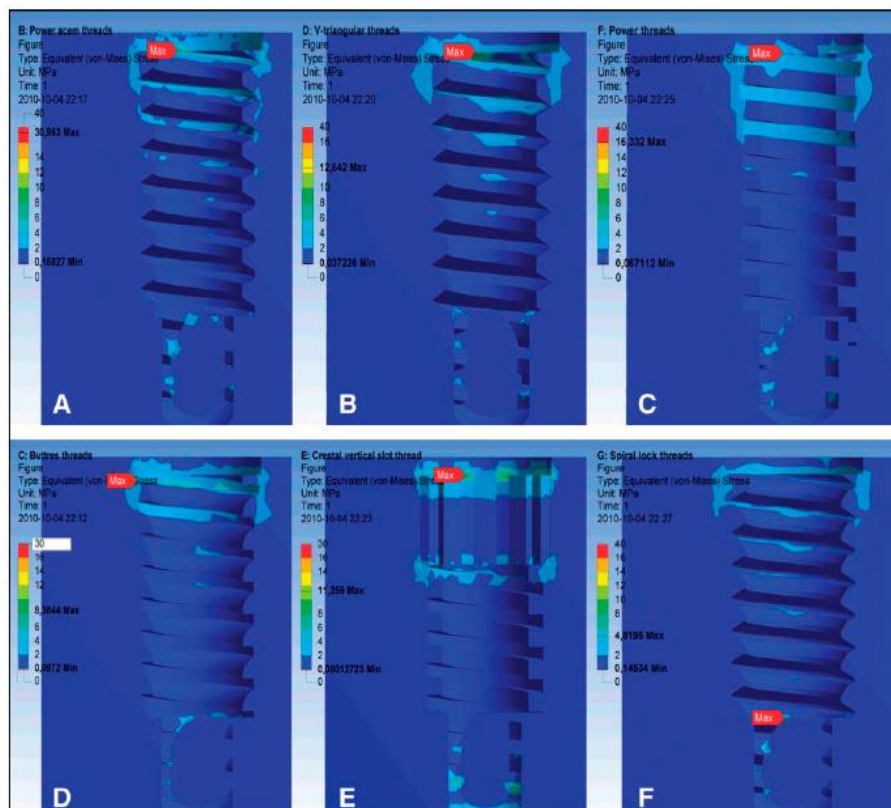


Figura 30 – FEA dos modelos 3D de 6 implantes com diferentes designs de espiras, sob aplicação de carga vertical: A, V-Thread; B, Power Acme; C, Power; D, Buttress; E, Crestal Vertical Slot Power; F, Spiral Lock.

Fonte: Adaptado de (Chowdhary et al., 2013)

De maneira geral, os resultados demonstram que o modelo das espiras tem um impacto significativo na magnitude e na localização das tensões, especialmente em situações de carga oblíqua. Os modelos Spiral Lock e Buttress mostram-se os mais eficazes na dissipação do estresse na interface osso-implante.

2.2.1.9. Lan et al., 2011

(Lan et al., 2012) realizaram uma avaliação da distribuição de tensões no osso alveolar em implantes com distintos designs de espiras (triangular e trapezoidal) e passos de rosca (0,8 mm, 1,2 mm e 1,6 mm), utilizando FEA, na região do primeiro molar mandibular. O intuito constituiu em reconhecer a disposição geométrica que propiciasse a mínima concentração de tensões tanto no osso cortical quanto no osso esponjoso.

Cinco modelos de FEA foram desenvolvidos, todos contendo modelos cilíndrico com 13 mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro. Os modelos contemplaram: 3 com espiras triangulares (Tri0.8, Tri1.2 e Tri 1.6) e 2 com espiras trapezoidais (Trap1.2 e Trap 1.6) (Figura 31).

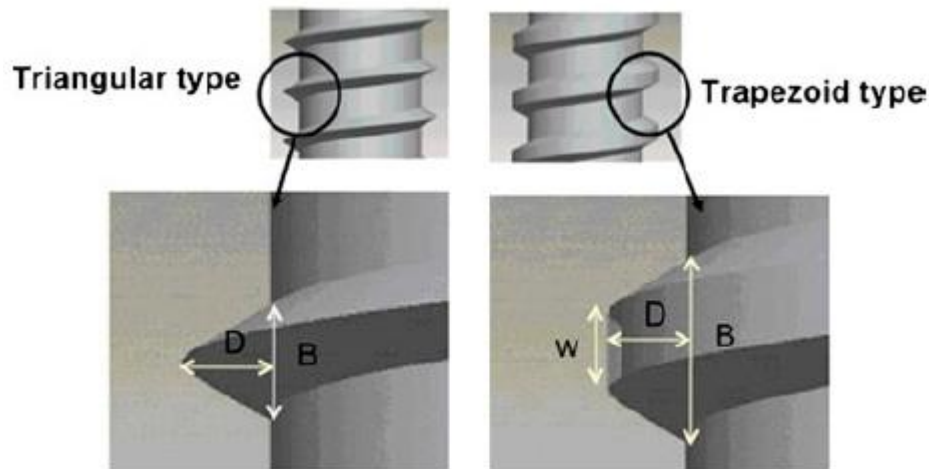


Figura 31 – Utilização de Software CAD para configurar o corpo dos implantes com diferentes designs de rosca. Os parâmetros constitutivos das rosca dos implantes incluem: depth (D), width (W) and Base (B). Fonte: Adaptado de (Lan et al., 2012)

Os modelos foram submetidos a forças verticais e oblíquas de 143 Ncm, que foram aplicadas na fóssula central da coroa. As características do osso cortical e trabecular foram categorizadas como ortotrópicas, e o modelo ósseo teve como fundamentação tomografias reais da mandíbula humana (Figuras 32 e 33).



Figura 32 – Utilização de Tomografia Computadorizada para examinar a mandíbula e a região do primeiro molar.

Fonte: Adaptado de (Lan et al., 2012)

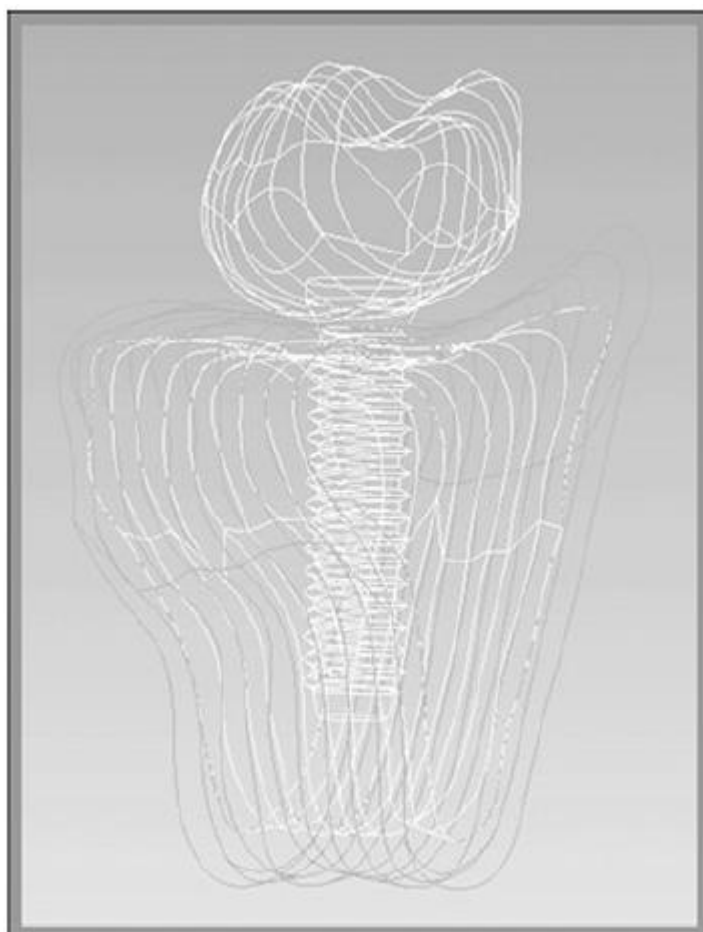


Figura 33 – Utilização de Software de desenho assistido por computador (CAD) para construir o modelo.

Fonte: Adaptado de (Lan et al., 2012)

Os resultados evidenciaram que as tensões máximas se concentraram predominantemente na região do osso cortical, notadamente ao nível da primeira espora, tanto sob carga vertical quanto oblíqua. O tipo de carga, seja vertical ou oblíqua, exerceu a mais

significativa influência sobre a magnitude das tensões, sendo responsável por 96,14% da variabilidade no osso e 70,75% no implante Tabela 8 e 9. O passo da espira apresentou significância estatística para o implante ($p=0,033$), ao passo que o formato da espira, seja triangular ou trapezoidal, não demonstrou efeito estatisticamente relevante.

Source	DF	SS	MS	%TSS	<i>P value</i>
Loading type	1	67,907.86	67,907.86	96.14	*0.001
Pitch	2	0.017	0.0085	0	1.000
Thread form	1	2,724.84	2,724.84	3.86	0.132
Total	4	70,632.71		100	

Tabela 8 – Resumo da análise de variância (ANOVA) demonstrando os resultados estatísticos da tensão máxima em relação ao osso.

Fonte: Adaptado de (Lan et al., 2012)

Source	DF	SS	MS	%TSS	<i>P value</i>
Loading type	1	706,353.7	706,353.7	70.75	*0.0002
Pitch	2	260,705.6	130,352.8	26.12	*0.033
Thread form	1	31,275.9	31,275.9	3.13	0.3248
Total	4	998,335.2		100	

Tabela 9 – Resumo da análise de variância (ANOVA) demonstrando os resultados estatísticos da tensão máxima em relação ao implante.

Fonte: Adaptado de (Lan et al., 2012)

Sobre a aplicação de carga vertical, o modelo Trap1.6 exibiu os menores índices de tensão (P_m) no osso cortical, alcançando 81,1Mpa, ao passo que o modelo Trap1.1 exibiu os valores máximos, atingindo 103,0Mpa, conforme demonstrado na Figura 34 e Tabela 10. No conjunto de espiras triangulares, o modelo Tri1.2 apresentou uma leve superioridade em comparação ao Tri1.6, quando considerado o aspecto diminuição da tensão (83Mpa vs 83,8 Mpa).

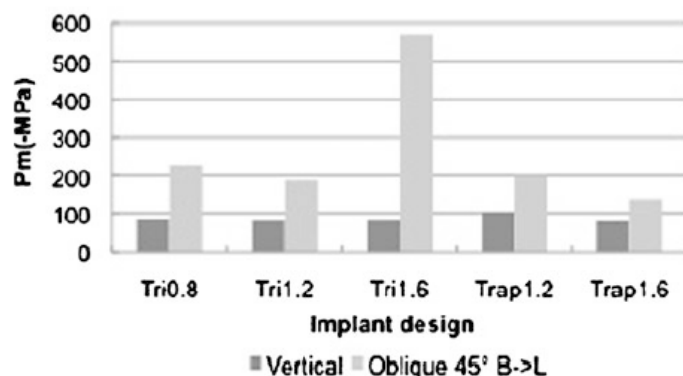


Figura 34 – Comparação de tensão principal mínima (Pm) no osso em implantes com cinco geometrias distintas.

Fonte: Adaptado de (Lan et al., 2012)

Implant	Implant-abutment complex EQV(Mpa)		Cortical bone Pm(-Mpa)		Cancellous bone(-Mpa)	
	Vertical	Oblique 45° B->L	Vertical	Oblique 45° B->L	Vertical	Oblique 45° B->L
Tri _{0.8}	119.8	1,057	86.2	226.1	4.84	24.98
Tri _{1.2}	137.1	309.4	83	188.6	4.04	21.21
Tri _{1.6}	155.8	574.1	83.8	269.4	4.19	22.42
Trap _{1.2}	118.1	262.5	103.3	197.6	4.36	19.02
Trap _{1.6}	117.5	324.6	81.1	138.4	3.6	21.32

Tabela 10 – Tensão máxima de Von Mises (EQV) no implante e tensão principal mínima de pico (Pm) no osso cortical em torno de diferentes designs de implantes.

Fonte: Adaptado de (Lan et al., 2012)

Sobre a aplicação de carga oblíqua 45°, o modelo Trap1.6 novamente demonstrou a melhor performance biomecânica, alcançando 138,4Mpa no osso cortical, enquanto o modelo Tri1.6 apresentou a pior performance com 269,4Mpa. A análise comparativa entre modelos que utilizam a mesmo passo (1,6mm) evidenciou que a configuração trapezoidal promoveu uma diminuição nas tensões de 48,6% em relação a configuração triangular. No que diz respeito ao complexo respeito ao complexo implant-abutment, o modelo Tri0.8 demonstrou os menores índices de tensão sob carga vertical (EQV=119,8Mpa), todavia, revelou o maior valor sob carga oblíqua (1057 Mpa). Em contrapartida, o modelo Trap1.6 apresentou os valores mais equilibrados (117,5Mpa vertical / 324,6 Mpa oblíqua), sendo classificado como o mais estável de forma global.

Apesar de o estudo não empregar diretamente a expressão "estabilidade primária", os autores abordam que os implantes que apresentam uma área de contato ampliada, como

os do tipo espira trapezoidal com passo de 1,6 mm, proporcionam uma rigidez inicial superior e uma dissipação mais eficiente de tensões, o que contribui para a estabilidade mecânica imediata. Esses achados foram evidenciados nas conclusões como benéficos para contextos clínicos que requerem um maior contato entre osso e implante.

3. Discussão

3.1. Sumário dos Resultados

3.1.1. Comparação dos Estudos In Vivo

A Análise dos 5 estudos in vivo contempladas nesta revisão sistemática evidenciou que a conformação das espiras exerce uma influência direta sobre a estabilidade primária dos implantes dentários e sobre o avanço da Osseointegração. De forma geral, espiras apresentando um perfil quadrado, um passo de rosca reduzido (≤ 0.8 mm) e maior profundidade foram relacionados a níveis superiores de IT, ISQ, BIC e resistência ao torque reverso, particularmente em substratos ósseos de baixa densidade (D3/D4). Essas descobertas indicam que a alteração do design da espira pode mitigar as limitações anatômicas e biomecânicas do leito receptor. Dentre os resultados mais significativos ressaltam-se:

- A adequação da profundidade das espiras a densidade óssea (Makary et al., 2019) demonstrou ser eficaz para otimizar a estabilidade, sem ocasionar compressão excessiva;
- Espiras quadradas demonstraram maior BIC e Resistência mecânica ao torque reverso (J. Steigenga et al., 2004);
- Passos mais estreitos aumentaram o BIC, favorecendo uma melhor Osseointegração inicial (Orsini et al., 2012).

3.1.2. Comparação dos Estudos FEA

Nos quatro estudos examinados, constatou-se uma forte coerência entre as simulações computacionais e os princípios biomecânicos tradicionais. Os modelos evidenciaram que espiras de perfil quadrado ou trapezoidal, com passos variando entre 0.8 e 1,0 mm, ângulos reduzidos e profundidades intermediárias, geram menores concentrações de tensão no osso cortical, em particular na crista óssea – uma região crucial para manutenção a longo prazo dos implantes.

Dentre os principais resultados:

- Espiras quadradas e trapezoidais demonstraram uma dissipação de estresse superior em comparação com as espiras triangulares (Chowdhary et al., 2013);
- O passo de rosca considerado ideal para otimizar o desempenho biomecânico foi

estabelecido entre 0,8 e 1,0 mm (Kong et al., 2009);

- Ângulos de espira mais fechados e profundidades aprimoradas, diminuíram os picos de estresse e promoveram uma distribuição homogênea das cargas (Ausiello et al., 2012; Lan et al., 2012).

3.1.3. Comparação estudos in vivo vs estudos FEA

A análise comparativa evidenciou uma convergência consistente entre os resultados biológicos e computacionais, sugerindo que os parâmetros geométricos nas simulações FEA estavam igualmente relacionados a melhores desfechos em modelos in vivo. Os dois grupos de pesquisa reconheceram:

As espiras quadradas apresentam maior eficiência biomecânica;

Passos reduzidos (≤ 1 mm) atuando como agente de maior estabilidade inicial e concentração de estresse;

Profundidades otimizadas são fundamentais para assegurar a macroretenção, evitando a sobrecompressão do osso cortical.

Essa convergência confirma a aplicação de modelos de FEA como instrumentos preditivos do rendimento clínico dos implantes, principalmente na etapa inicial de estabilidade primária. Ademais, a consistência das informações em variados modelos animais e simulações, fortalece a solidez dos princípios biomecânicos abordados neste contexto.

3.2. Interpretação dos Resultados

A análise das informações coletadas nesta revisão possibilita concluir que o formato das espiras exerce uma influência determinante na estabilidade primária e na conservação biomecânica dos implantes dentários. Os resultados obtidos indicam que tanto a evidência in vivo quanto os modelos FEA convergem para a mesma conclusão: determinadas características geométricas proporcionam vantagens contínuas e reproduzíveis em diversos contextos e análises.

No âmbito biológico, pesquisas realizadas in vivo evidenciaram que espiras com formato quadrado, passo diminuído e profundidade ajustada à densidade óssea favorecem uma ancoragem mais eficiente no osso trabecular e cortical. Esse efeito resulta de um IT aumentado, um ISQ superior e uma maior percentagem de BIC – aspectos fundamentais para o êxito dos implantes, especialmente em situações de carga imediata ou em áreas

com osso de baixa densidade.

Sob a perspectiva mecânica, as análises FEA corroboram e ampliam tais observações, evidenciando que os mesmos parâmetros geométricos têm a capacidade de atenuar o estresse concentrado no osso peri-implantar, em especial na crista cortical. A homogeneidade na distribuição das tensões, assegurada por espiras quadradas ou trapezoidais, associada a espaçamentos variando entre 0,8 e 1,0 mm e ângulos reduzidos, favorece a prevenção de áreas de sobrecarga, que, na prática clínica estão relacionadas a reabsorção óssea marginal precoce

A concordância metodológica enfatiza a ideia de que a estabilidade primária não é determinada somente pela qualidade óssea ou pela habilidade cirúrgica, mas também por um projeto engenhoso do implante, ajustado a anatomia do leito receptor. A configuração da espira, ao regular a maneira com as forças são distribuídas no osso circundante, atua como um intermediário entre a carga funcional e a resposta óssea, facilitando ou impedindo a osseointegração.

É relevante ressaltar que o design da espira estabelece interações com diversos fatores, tais como o tratamento de superfície, a configuração geral dos implantes e a técnica cirúrgica aplicada. Entretanto, mesmo de forma isolada, as informações desta revisão possibilitam a afirmação de que a configuração da rosca pode ser aprimorada para adequar-se a circunstâncias clínicas particulares.

A utilização de abordagens de FEA para avaliar diferentes arranjos geométricos antes da sua aplicação clínica proporciona desse modo, uma odontologia mais previsível e adaptada as necessidades individuais. Ademais, quando as descobertas da FEA estão em concordância com resultados obtidos em resultados *in vivo*, como demonstrado nesta revisão a confiança nos parâmetros propostos aumenta consideravelmente

3.2.1. Implicações

Os achados desta revisão sistemática apresentam implicações clínicas diretas para a prática da implantologia, evidenciando a relevância de se avaliar de maneira criteriosa o design das espiras na escolha do implante dentário, especialmente em situações de maior complexidade biomecânica.

Primeiramente, os resultados indicam que espiras com contorno quadrado ou trapezoidal, espaçamento entre 0.8 e 1.0 mm além da profundidade adaptada a densidade óssea, devem ser priorizadas sempre que se busca por otimizar a estabilidade primária. Essas

características demonstraram ser eficazes em modelos in vivo e computacionais, favorecendo uma maior área de contato com osso, uma distribuição de forças mais adequadas e menores concentrações de tensão.

A implementação desses critérios de seleção pode acarretar um impacto considerável em:

- Situações que apresentam osso de baixa densidade (D3/D4): nas quais a macrorretenção mecânica é essencial para o êxito imediato;
- Cargas imediatas: situações em que o controle dos micro-movimentos está intimamente ligado à estabilidade primária.
- Zonas estéticas: locais em que a conservação da crista óssea marginal impacta de maneira direta o resultado estético da reabilitação.

Ademais, a integração entre os dados in vivo e FEA oferece um embasamento lógico para aplicação de simulações biomecânicas no planejamento clínico.

Achados sugerem que fabricantes de implantes e clínicos devem trabalhar em conjunto para:

- Desenvolver implantes com geometria adaptável, que possam ser selecionados com base em parâmetros objetivos como tipo ósseo e protocolo de carga.
- Apoiar a prática clínica com dados biomecânicos validados, favorecendo uma maior previsibilidade e diminuindo complicações.

A tradução desses resultados para a prática diária clínica pode constituir um avanço significativo em direção a uma implantologia mais segura, eficiente e alicerçada em evidências científicas.

3.3. Pontos Fortes e Limitações

3.3.1. Pontos fortes dos artigos incluídos

As pesquisas abrangidas por esta revisão sistemática demonstram variadas fortalezas metodológicas e científicas que favorecem a robustez e a confiabilidade dos resultados alcançados.

No conjunto de pesquisas in vivo, sobressai-se:

- A adoção de modelos animais com relevância clínica, tais como mini porcos e coelhos, cujas propriedades ósseas se assemelham à estrutura óssea humana especialmente no que tange à densidade e ao padrão trabecular;

- A utilização de diversos critérios de avaliação, como IT, ISQ, BIC e torque de remoção, possibilita uma análise ampla e multifatorial da osseointegração.
- A comparação controlada entre diversas geometrias de espiras, com a padronização do tipo de implante, da superfície e das condições cirúrgicas fortalece a validade dos estudos.

No conjunto de estudos FEA, os principais aspectos positivos englobam:

- A aplicação de modelos tridimensionais exatos, os quais reproduzem de forma realista a anatomia óssea da mandíbula e maxila
- A avaliação de variáveis essenciais, com tipo de espira, passo de rosca, ângulo, profundidade e distribuição de tensões, possibilita a simulação de cenários clínicos idênticos.
- A utilização de métodos estatísticos robustos, tais como a análise de sensibilidade e otimização paramétrica, que fortalecem a confiabilidade dos modelos numéricos e a importância dos parâmetros considerados fundamentais.

Outro aspecto positivo significativo reside na convergência dos resultados entre os dois grupos de pesquisa, a qual reforça a consistência das descobertas e amplia sua aplicação clínica.

3.3.2. Pontos fracos dos artigos incluídos

Apesar de suas contribuições significativas os estudos incorporados nesta revisão apresentam determinadas fragilidades metodológicas e limitações específicas que devem ser levadas em conta na interpretação dos resultados.

Nos estudos realizados in vivo evidenciam-se as seguintes restrições:

- A grande parte das pesquisas foi conduzida em modelos animais, o que suscita indagações acerca da transposição direta dos resultados para os seres humanos. As variações na biologia dos ossos, na taxa de remoção dos implantes e na resposta inflamatória podem impactar os resultados.
- Os intervalos de avaliação foram curtos, geralmente focando nas etapas iniciais da osseointegração, o que impede a análise do comportamento a longo prazo e da estabilidade funcional dos implantes ao longo do tempo.
- Em determinados estudos, o procedimento de randomização, a ocultação e o

controle de variáveis, como a densidade óssea, o torque padronizado e a condição da superfície dos implantes, não foram descritos de maneira clara, o que compromete a qualidade metodológica e eleva o risco de viés.

Nas pesquisas realizadas em FEA as principais vulnerabilidades incluem:

- O emprego de modelos computacionais, frequentemente baseados em pressupostos idealizados, como a isotropia do osso, a inexistência de remodelação biológica, a ausência de vascularização e a utilização de cargas estáticas ao invés de dinâmicas.
- A divergência nos critérios de modelagem, incluindo malhas distintas, condições de contorno e materiais especificados, pode restringir a comparabilidade direta entre os estudos.

Além disso nem todos estudos – quer *in vivo*, ou FEA – conduziram análises estatísticas robustas para realizar comparações entre os diversos grupos de espiras, o que poderia ter fortalecido a significância dos achados. Não obstante essas restrições, as coerências gerais dos resultados entre os estudos considerados ainda proporcionam um conjunto de evidências úteis e pertinentes, sobretudo para direcionar futuras pesquisas e para aplicações clínicas prudentes.

3.3.3. Limitações do processo de revisão

Apesar desta revisão sistemática ter adotado uma metodologia criteriosa, que abrange critérios de inclusão e exclusão específicos, utilização de descritores MESH e DECS, triagem sistemática por meio do Site Ryan, bem como análise crítica dos estudos escolhidos, é fundamental reconhecer certas limitações que são inerentes ao processo de revisão em si.

Inicialmente foi imposta uma limitação a estudos veiculados nas bases de dados PubMed, LILACS, Web of Science e EBSCO, o que pode ter ocasionado a exclusão de literatura pertinente disponível em outras bases ou em repositórios institucionais. Ademais, não foram considerados estudos em idiomas distintos do inglês ou português, o que pode ter gerado um viés linguístico.

Não obstante as referidas limitações, considera-se que a revisão proporciona uma síntese robusta e clínica acerca da influência do design das espiras oferecendo subsídios pertinentes para a prática odontológica fundamentada em evidências.

3.4. Direções Futuras

3.4.1. Estudos a Longo Prazo

Uma das principais lacunas identificadas nesta revisão refere-se a ausência de estudos a longo prazo. A maior parte das pesquisas investigou apenas efeitos iniciais das espiras, contando com um acompanhamento restrito a semanas ou alguns meses. Entretanto a estabilidade primária não assegura, isoladamente o êxito do implante a longo prazo, sendo imprescindível entender de que maneira o formato da espira impacta a preservação da osseointegração, a remodelação óssea marginal e a resistência a sobrecargas funcionais ao longo dos anos.

Pesquisas futuras devem:

- Analisar o comportamento biomecânico e biológico dos implantes ao longo de 1, 3, 5, e 10 anos
- Acompanhar indicadores como nível ósseo marginal, taxa de sobrevivência, êxito clínico e integridade da interface osso-implante
- Analisar o impacto do design das espiras em variados padrões de carga funcional, como bruxismo, mastigação unilateral ou próteses extensivas.

Tais informações são essenciais para confirma se os benefícios identificados na fase inicial persistem ou se diminuem ao longo do tempo, afetando diretamente a decisão clínica e a escolha do implante mais adequado para cada perfil de paciente.

3.4.2. Padronização dos métodos

Uma necessidade adicional identificada nesta revisão é a uniformização dos métodos de avaliação e dos parâmetros apresentados nos estudos, tanto in vivo quanto de FEA. A diversidade presente nos artigos torna a comparação direta complexa e prejudica a integração quantitativa das informações.

Nos estudos in vivo, observam-se variações significativas em relação a:

- Densidade óssea dos modelos empregados (D1 a D4) muitas vezes não e claramente especificada
- Quanto aos parâmetros avaliados (BIC, IT, ISQ, BAFO, ROI), os quais nem sempre são mensurados de maneira padronizada
- A técnica de inserção, ao tipo de superfície do implante, a carga aplicada e ao

tempo de avaliação.

Nos estudos FEA, a falta de concordância em relação a:

- Modelagem tridimensional (rede, malha, condições de contorno)
- Critérios para avaliação de tensões (máxima tensão principal, Von Misses)
- Os materiais e as propriedades biomecânicas designadas ao osso e implante prejudicam a reprodutibilidade e a comparação entre pesquisas.

Trabalhos futuros devem implementar protocolos metodológicos que sejam consistentes e reprodutíveis tais como:

- Uniformização da classificação da densidade óssea;
- Avaliação sistemática de BIC e torque;
- Estabelecimento de um conjunto essencial de variáveis que devem ser relatadas
- Implementação de diretrizes específicas para investigação na FEA, conforme as orientações de (Viceconti et al., 2020).

A padronização dos critérios experimentais e computacionais é crucial para possibilitar futuras pesquisas, facilitar a elaboração de diretrizes clínicas fundamentadas em evidências e promover a aceleração do avanço da engenharia de implantes dentários

3.4.3. Investigação de eficácia comparativa

Apesar dos progressos percebidos na caracterização biomecânica dos implantes dentários, persiste a insuficiência de pesquisas comparativas diretas entre distintas geometrias de espiras em situações clínicas reais. A maioria das investigações restringe a análise de um único tipo de espira ou à comparação de modelos em condições controladas, o que, embora seja benéfico, não reflete de forma abrangente a variedade de situações clínicas. A investigação em efetividade comparativa (Comparative Effectiveness Research – ECR) é fundamental para:

- Analisar qual configuração de espira apresenta os melhores resultados em distintos tipos de osso, áreas anatómicas (anterior vs posterior) e protocolos de carga (imediate, precoce ou tardia)
- Avaliar qual é o impacto clínico efetivo da configuração da espira em resultados como a sobrevivência do implante, a preservação da crista óssea, as complicações

protéticas e a satisfação do paciente;

- Auxiliar na tomada de decisões clínicas fundamentadas em evidências comparativas entre os implantes disponíveis no mercado, permitindo a seleção do sistema mais apropriado para o contexto particular de cada paciente:

Para tal, são requisitados:

- Ensaios clínicos multicêntricos randomizados, que comparem distintas geometrias, com acompanhamento de médio e longo prazo;
- Registros médicos e bancos de dados institucionais que possibilitem análises retrospectivas com amplas amostras;
- Modelos preditivos que combines dados FEA, resultados de estudos in vivo e desfechos clínicos reais, possibilitando uma abordagem integrada da eficácia.

A aplicação de investigações sobre CER na área da implantologia pode constituir um avanço considerável na criação e validação de implantes sob medida, fundamentados em evidências e na prática clínica real

3.4.4. Ensaios Clínicos

Apesar de estudos in vivo e FEA oferecerem informações significativas acerca da estabilidade primária e da distribuição de tensões óssea vinculadas ao projeto das espiras dos implantes, e imprescindível que tais evidências sejam suplementadas por ensaios clínicos cuidadosamente elaborados em indivíduos humanos. Os ensaios clínicos randomizados (RCTs) possibilitam a validação da eficácia clínica dos diversos macrodesigns de espiras em situações reais de carga funcional e de cicatrização, levando em conta elementos como a variabilidade biológica, os hábitos dos pacientes e as condições sistêmicas.

Adicionalmente, os ensaios clínicos podem incluir desfechos a longo prazo, como a perda óssea marginal, as taxas de sobrevivência dos implantes e a estabilidade secundária, permitindo uma avaliação abrangente da influência do design das espiras na manutenção a longo prazo. A adição de grupos de comparação que apresentem variados designs e características geométricas possibilita, ainda, a avaliação de não inferioridade e superioridade entre diferentes configurações, favorecendo decisões fundamentadas em evidências para a prática clínica.

Nesse contexto, ressalta-se a importância de incrementar os investimentos em ensaios

clínicos multicêntricos, os quais devem contar com amostras representativas e períodos de acompanhamento superiores a 12 ou 24 meses, visando estabelecer de maneira mais rigorosa o impacto clínico efetivo do design das espiras na osseointegração e na durabilidade dos implantes dentários.

4. Conclusão

4.1. Síntese da Principais Conclusões

A presente revisão sistemática investigou a influência do design das espiras nos implantes dentários sobre a estabilidade primária e osseointegração, fundamentando-se em cinco estudos in vivo e quatro estudos FEA. Os dados evidenciaram que atributos geométricos como o formato da espira (quadrado ou trapezoidal), o passo variando entre 0,8 e 1,0 mm, o ângulo fechado e a profundidade apropriada favorecem a dissipação mecânica das cargas, além de promoverem um maior BIC.

Nos estudos in vivo, implantes que possuíam esses atributos apresentaram valores superiores em termos de IT, ISQ, BIC e resistência a remoção. As pesquisas FEA reforçam esses resultados ao demonstrar que essas geometrias resultam em menor concentração de estresse no osso cortical e uma distribuição de forças uniforme. A análise dos dois conjuntos de investigação evidenciou uma consonância metodológica e uma convergência de resultados, validando os efeitos positivos de determinados designs de espiras sob diferentes abordagens.

4.2. Implicações para a Prática Clínica

Os achados desta revisão apresentam implicações clínicas significativas. Inicialmente, evidenciam que a seleção do design da espira não deve ser feita de maneira aleatória, mas deve ser ajustada a densidade óssea do paciente e às demandas biomecânicas específicas:

- Em osso de menor densidade, espiras mais profundas apresentando passo reduzido e formato quadrado, aparentam otimizar a ancoragem primária e favorecer a osseointegração precoce.
- A melhoria do design é capaz de minimizar a probabilidade de falhas iniciais, reabsorção óssea marginal e instabilidade em procedimentos de carga imediata.
- A evidência computacional pode atuar como auxílio nas decisões clínicas, facilitando a escolha de implantes que sejam mais apropriados ao perfil biomecânico do paciente.

4.3. Considerações Finais e Recomendações

Os resultados desta revisão enfatizam a relevância de considerar o formato das espiras como um fator decisivo no êxito da implantologia. A integração entre os estudos in vivo

e FEA resulta em um modelo sólido para a criação e escolha de implantes que apresentem um desempenho biomecânico superior

É imprescindível a realização de um maior número de ensaios clínicos randomizados em seres humanos, com monitoramento longitudinal, para validar a aplicação dos resultados obtidos em estudos pré-clínicos e computacionais na prática clínica.

Recomenda-se a criação de sistemas digitais para planejamento personalizado, os quais incorporem a análise da densidade óssea e da biomecânica, e fim de indicar o implante mais apropriado para cada situação

Por fim investigações futuras devem analisar a relação entre o design das espiras e a resposta a distintos tipos de carga funcional

A integração entre pesquisa científica, engenharia da computação e prática clínica continuará ser essencial para o progresso da implantologia fundamentada em evidências.

5. Bibliografia

- American Academy of Implant Dentistry. Glossary of implant terms. *J Oral Implantol*. 1986;12(2):284-294.
- Abuhussein, H., Pagni, G., Rebaudi, A., & Wang, H. L. (2010). The effect of thread pattern upon implant osseointegration: Review. In *Clinical Oral Implants Research* (Vol. 21, Issue 2, pp. 129–136). <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01800.x>
- Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., & Brånemark, P.-I. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery*, 10(6), 387–416. [https://doi.org/10.1016/S0300-9785\(81\)80077-4](https://doi.org/10.1016/S0300-9785(81)80077-4)
- Albeshri, S., & Greenstein, G. (2024). Bone-to-Implant Contact: Its Relationship to Factors That Affect Primary and Biologic Implant Stability. *The Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 45, Number 1, 2024, 16–22. www.compendiumlive.com
- Albrektsson, T. (1983). *Direct bone anchorage of dental implants*. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(83\)90027-6](https://doi.org/10.1016/0022-3913(83)90027-6)
- Albrektsson, T., & Albrektsson, B. (1987). Osseointegration of bone implants A review of an alternative mode of fixation. In *Acta Orthop. Scand* (Vol. 58). <https://doi.org/10.3109/17453678709146401>
- Almas, K., Smith, S., & Kutkut, A. (2019). What is the Best Micro and Macro Dental Implant Topography? In *Dental Clinics of North America* (Vol. 63, Issue 3, pp. 447–460). W.B. Saunders. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2019.02.010>
- Al-Sabbagh, M., Eldomiaty, W., & Khabbaz, Y. (2019). Can Osseointegration Be Achieved Without Primary Stability? In *Dental Clinics of North America* (Vol. 63, Issue 3, pp. 461–473). W.B. Saunders. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2019.02.001>
- Ausiello, P., Franciosa, P., Martorelli, M., & Watts, D. C. (2012). Effects of thread features in osseointegrated titanium implants using a statistics-based finite element method. *Dental Materials*, 28(8), 919–927. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.04.035>
- Benalcázar-Jalkh, E. B., Nayak, V. V., Gory, C., Marquez-Guzman, A., Bergamo, E. T. P., Tovar, N., Coelho, P. G., Bonfante, E. A., & Witek, L. (2023). Impact of implant thread design on insertion torque and osseointegration: a preclinical model. *Medicina Oral Patologia Oral y Cirugia Bucal*, 28(1), e48–e55. <https://doi.org/10.4317/medoral.25576>
- Chowdhary, R. (2014). *EFFICACY OF IMPLANT THREAD DESIGN FOR BONE STIMULATION*.
- Chowdhary, R., Halldin, A., Jimbo, R., & Wennerberg, A. (2013). Evaluation of stress pattern generated through various thread designs of dental implants loaded in a condition of immediately after placement and on osseointegration - An FEA study. *Implant Dentistry*, 22(1), 91–96. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e31827daf55>
- Elias, C. N., & Soares, F. M. (2021). Influências dos perfis das roscas dos implantes osseointegráveis. *Full Dentistry in Science*, 12(47), 67–74. <https://doi.org/10.24077/2021;12476774>
- Gehrke, S. A., Tumedei, M., Júnior, J. A., Treichel, T. L. E., Kolerman, R., Lepore, S., Piattelli, A., & Iezzi, G. (2020). Histological and histomorphometrical evaluation of a new implant macrogeometry. A sheep study. *International Journal of Environmental Research and Public*

- Health*, 17(10). <https://doi.org/10.3390/ijerph17103477>
- Geng, J. P., Xu, Ms. W., C Tan, K. B., R Liu, M. G., Xu, W., & Liu, G. R. (2004). *FINITE ELEMENT ANALYSIS OF AN OSSEOINTEGRATED STEPPED SCREW DENTAL IMPLANT Dental implant Finite element analysis Stress distribution Stepped screw implant Cylindrical screw implant*. http://meridian.allenpress.com/joi/article-pdf/30/4/223/2033297/0654_1.pdf
- Grassi, R., Silva, F. F. V. e., Musella, G., Pettini, F., Camolesi, G. C. V., Coppini, M., & Cantore, S. (2025). Bone Remodeling Around Implants with Different Macro-Design Placed in Post-Extraction Sockets: A Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) Randomized Controlled Clinical Trial (RCT). *Dentistry Journal*, 13(2). <https://doi.org/10.3390/dj13020078>
- Hooijmans, C. R., Rovers, M. M., De Vries, R. B. M., Leenaars, M., Ritskes-Hoitinga, M., & Langendam, M. W. (2014). SYRCLE's risk of bias tool for animal studies. *BMC Medical Research Methodology*, 14(1). <https://doi.org/10.1186/1471-2288-14-43>
- Kong, L., Zhao, Y., Hu, K., Li, D., Zhou, H., Wu, Z., & Liu, B. (2009). Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software*, 40(7), 474–478. <https://doi.org/10.1016/j.advengsoft.2008.08.003>
- Kreve, S., Ferreira, I., da Costa Valente, M. L., & dos Reis, A. C. (2024). Relationship between dental implant macro-design and osseointegration: a systematic review. In *Oral and Maxillofacial Surgery* (Vol. 28, Issue 1, pp. 1–14). Springer Science and Business Media Deutschland GmbH. <https://doi.org/10.1007/s10006-022-01116-4>
- Kumararama, S. S., Mishra, S., & Chowdhary, R. (2018). Evaluation of bone stimulation by different designs of microthreaded implants in enhancing osseointegration: An in vivo animal study supported by a numerical analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 20(2), 215–221. <https://doi.org/10.1111/cid.12577>
- Lan, T. H., Du, J. K., Pan, C. Y., Lee, H. E., & Chung, W. H. (2012). Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. *Clinical Oral Investigations*, 16(2), 363–369. <https://doi.org/10.1007/s00784-011-0517-z>
- Makary, C., Menhall, A., Zammarie, C., Lombardi, T., Lee, S. Y., Stacchi, C., & Park, K. B. (2019). Primary stability optimization by using fixtures with different thread depth according to bone density: A clinical prospective study on early loaded implants. *Materials*, 12(15). <https://doi.org/10.3390/ma12152398>
- Orsini, E., Giavaresi, G., & Salgarello, S. (2012). *Dental Implant Thread Pitch and Its Influence on the Osseointegration Process: An In Vivo Comparison Study*. <https://www.researchgate.net/publication/221971537>
- Pandey, C., Rokaya, D., & Bhattarai, B. P. (2022). Contemporary Concepts in Osseointegration of Dental Implants: A Review. In *BioMed Research International* (Vol. 2022). Hindawi Limited. <https://doi.org/10.1155/2022/6170452>
- Parithimarkalaignan, S., & Padmanabhan, T. V. (2013). Osseointegration: An update. In *Journal of Indian Prosthodontist Society* (Vol. 13, Issue 1, pp. 2–6). <https://doi.org/10.1007/s13191-013-0252-z>
- Pooyan Rahmanivahid¹, M. H. (2021). Design parameters of dental implants A review. *Revista*

- Raghavendra, S., Wood, M. C., & Taylor, T. D. (2005). *Early Wound Healing Around Endosseous Implants: A Review of the Literature.*
- Ríos-Santos, J. V., Menjívar-Galán, A. M., Herrero-Climent, M., Ríos-Carrasco, B., Fernández-Palacín, A., Perez, R. A., & Gil, F. J. (2018). Unravelling the effect of macro and microscopic design of dental implants on osseointegration: a randomised clinical study in minipigs. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 29(7). <https://doi.org/10.1007/s10856-018-6101-1>
- Shetty, P., Yadav, P., Tahir, M., & Saini, V. (2016). Implant Design and Stress Distribution. *International Journal of Oral Implantology & Clinical Research*, 7(2), 34–39. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10012-1151>
- Steigenga, J., Al-Shammari, K., Misch, C., Nociti, F. H., & Wang, H.-L. (2004). Effects of Implant Thread Geometry on Percentage of Osseointegration and Resistance to Reverse Torque in the Tibia of Rabbits. In *J Periodontol* (Vol. 75).
- Steigenga, J. T., Al-Shammari, K. F., Nociti, F. H., Misch, C. E., & Wang, H. L. (2003). Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dentistry*, 12(4), 306–317. <https://doi.org/10.1097/01.ID.0000091140.76130.A1>
- Sterne, J. A., Hernán, M. A., Reeves, B. C., Savović, J., Berkman, N. D., Viswanathan, M., Henry, D., Altman, D. G., Ansari, M. T., Boutron, I., Carpenter, J. R., Chan, A. W., Churchill, R., Deeks, J. J., Hróbjartsson, A., Kirkham, J., Jüni, P., Loke, Y. K., Pigott, T. D., ... Higgins, J. P. (2016). ROBINS-I: A tool for assessing risk of bias in non-randomised studies of interventions. *BMJ (Online)*, 355. <https://doi.org/10.1136/bmj.i4919>
- Viceconti, M., Juarez, M. A., Curreli, C., Pennisi, M., Russo, G., & Pappalardo, F. (2020). Credibility of in Silico Trial Technologies-A Theoretical Framing. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 24(1), 4–13. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2019.2949888>