



ANÁLISE DO ESTÍMULO MECÂNICO EM FUNÇÃO DO PERFIL DE ROSCAS E DIÂMETROS DE PARAFUSOS PARA IMPLANTES

MARIANA FILIPA DE SILVA LEITÃO

julho de 2022

ANÁLISE DO ESTÍMULO MECÂNICO EM FUNÇÃO DO PERFIL DE ROSCAS E DIÂMETROS DE PARAFUSOS PARA IMPLANTES

Mariana Filipa da Silva Leitão

1140515

2022

Instituto Superior de Engenharia do Porto

Departamento de Engenharia Mecânica



ANÁLISE DO ESTÍMULO MECÂNICO EM FUNÇÃO DO PERFIL DE ROSCAS E DIÂMETROS DE PARAFUSOS PARA IMPLANTES

Mariana Filipa da Silva Leitão

1140515

Dissertação apresentada ao Instituto Superior de Engenharia do Porto para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação da Engenheira Elza Maria Morais Fonseca.

2022

Instituto Superior de Engenharia do Porto

Departamento de Engenharia Mecânica



JÚRI

Presidente

Doutor Raul Duarte Salgueiral Gomes Campilho

Professor Adjunto, ISEP - Instituto Superior de Engenharia do Porto

Orientador

Doutor Elza Maria Morais Fonseca

Professor Coordenador, ISEP - Instituto Superior de Engenharia do Porto

Arguente

Doutor Maria Goreti Antunes Fernandes

Investigadora, Centro de Apoio Tecnológico à Indústria Metalomecânica

PALAVRAS CHAVE

Parafuso, Implante Dentário, Tensão, Método dos Elementos Finitos

RESUMO

A utilização de modelos teóricos, da mecânica estrutural e computacional, aplicados à análise de problemas em biomecânica, possibilita a tomada de decisões no projeto de parafusos em implantes dentários.

Muitos dos estudos em implantes dentários, envolvem situações, nas quais a avaliação por testes experimentais é de difícil realização, assim como a aplicação através de soluções analíticas tradicionais. Por outro lado, o avanço da informática proporcionou a utilização de modelos computacionais e a implementação de métodos numéricos, como o Método de Elementos Finitos (MEF). Através do MEF, é possível analisar diferentes situações, desde problemas, envolvendo geometrias complexas, diferentes materiais, condições de fronteira, traduzindo-se assim, num método importante para a avaliação no projeto de parafusos dentários.

O objetivo deste trabalho é estudar diferentes modelos de parafusos, abordando vários tipos de materiais e geometria distinta de parafusos, parâmetros estes relevantes para o dimensionamento de implantes. As propriedades do osso, onde o implante será inserido, também foi alvo de estudo, por se tratar do material de interface ao bom funcionamento de um implante. No presente estudo, através da análise do perfil de dois tipos de roscas (quadrada e triangular), dois diâmetros diferentes (4 e 6 mm) assim como diferentes materiais (osso cortical, osso trabecular e implante em Titânio ou Zircônia), foi possível obter conclusões sobre o estímulo mecânico que o tipo de parafuso transmite ao osso, temática fundamental da presente dissertação.

Após a obtenção de resultados e análise dos diferentes parâmetros, foi possível concluir que são vários os fatores que influenciam a vida útil de um implante dentário: a geometria do parafuso e o seu material, assim como o material do implante e do osso. De uma forma geral, e considerando todos os parâmetros analisados, o implante de diâmetro 4 mm, com geometria triangular e material em Zircônia apresenta o melhor desempenho.

KEYWORDS

Screw; Dental implant; Stress; Finite element method

ABSTRACT

The use of theoretical models applied to the analysis of problems in biomechanics, structural and computational mechanics, enables any decision in the design of dental implants and screws.

Many of the studies on dental implants involve situations in which the evaluation by experimental tests is a challenge to perform, as well as the application through traditional analytical solutions. On the other hand, the development of information technology provides the use of computational models and the implementation of numerical methods, such as the Finite Element Method (FEM). Through the FEM, it is possible to analyze different situations, from problems involving complex geometries, different materials and boundary conditions, as an important evaluation method in the design of dental screws.

The main goal of this work is to study different screws model, considering different types of materials and different screw geometries that are relevant parameters for implant design. The bone properties, where the implant will be inserted, were also studied, as an interface material for the proper functionality of the implant. The present study analyzes the profile of two types of threads (square and triangular), two different diameters (4 and 6 mm), as well as different materials (cortical bone, trabecular bone, and Titanium or Zirconia implant), it was possible to obtain conclusions about the mechanical stimulus that the type of screw transmits to the bone, essential subject of this thesis.

After obtaining results and analyzing the different parameters, it was possible to conclude that several factors influence the useful life of a dental implant: the geometry of the screw and its material, as well as the implant and bone material.

In general and considering all the analyzed parameters, the implant with a diameter of 4 mm, triangular geometry, and Zirconia material presents the best performance.

LISTA DE ABREVIATURAS, UNIDADES E SÍMBOLOS

Lista de Abreviaturas

ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
CBCT	<i>Cone Beam Computerized Tomography</i>
HA	Hidroxiapatita
ITI	<i>International Team for Implantology</i>
MEF	Método de elementos finitos

Lista de Unidades

nm	Nanómetro
N	<i>Newton</i>
MPa	Mega Pascal
μm	Micrómetro
mm	Milímetro

Lista de Símbolos

Co	cobalto
Co-Cr-Mo	cobalto-cromo-molibdénio
Co-Cr-W-Ni	cobalto-cromo-tungsténio-níquel
CaP	fosfato de cálcio

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1 - COMPOSIÇÃO DE UM PARAFUSO	
FIGURA 2-PARAFUSOS: CILÍNDRICOS (1ª LINHA), ROSCADOS (2ª LINHA) E COMBINAÇÃO DE AMBOS (3ª LINHA) [22].....	26
FIGURA 3-PARAFUSOS: (A) ÓXIDO DE ALUMÍNIO TÜBINGEN (IMPLANTE FRIALIT), (B) PARAFUSO BRÄNEMARK, (C) PARAFUSO ITI [8]	27
FIGURA 4-CONFIGURAÇÕES DE ROSCA: PASSO EM V (A), CONTRAFORTE (B), CONTRAFORTE REVERSO (C) E FORMA QUADRADA (D) [10]	28
FIGURA 5-DESENHOS ESQUEMÁTICOS DE CINCO MODELOS DE PARAFUSO [11].....	29
FIGURA 6 - APARÊNCIA DE DANO NO PARAFUSO (A) ROSCA DO PARAFUSO (B) AMPLIAÇÃO DA RAIZ DA ROSCA (C) RAIZ DA ROSCA [17].....	32
FIGURA 7-EXEMPLOS DE PARAFUSOS DE ZIRCÓNIA[22]	33
FIGURA 8 - REPRESENTAÇÃO DE MANDIBULA E MAXILAR COM IMPLANTE DENTÁRIO [44].....	
FIGURA 9 - REPRESENTAÇÃO DE UM DENTE E IMPLANTE DENTÁRIO [45]	
FIGURA 10-FORÇAS TRIDIMENSIONAIS, COMPONENTES AO LONGO DE UM OU MAIS EIXOS COORDENADOS CLÍNICOS: MESIODISTAL, FACIOLINGUAL E OCLUSO-APICAL (VERTICAL).[48]	37
FIGURA 11-MOMENTO (M), RESULTANTE DO PRODUTO DA FORÇA PELA DISTÂNCIA DO PONTO DE INTERESSE À LINHA DE AÇÃO [48].	38
FIGURA 12-MOMENTOS FLETORES: LINGUAL-TRANSVERSO, FACIAL-TRANSVERSO, OCLUSAL, APICAL, FACIAL E LINGUAL [48].....	38
FIGURA 13-MOMENTOS TORSORES: ALTURA OCLUSAL, LARGURA OCLUSAL E COMPRIMENTO DO CANTILEVER (OU VIGA EM CONSOLA). [48]	39
FIGURA 14 - MODELOS AXIS SIMÉTRICOS DE SISTEMAS AVALIADOS [56].	40
FIGURA 15- VISTA ISOMÉTRICA DE UM MODELO DE ELEMENTOS FINITOS [58]	42
FIGURA 16 – PARAFUSO NUM IMPLANTE DENTÁRIO OBTIDO POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA [58].....	42
FIGURA 17 - ELEMENTO FINITO PLANE182 [66]	
FIGURA 18 - GEOMETRIA PLANE183 [66]	
FIGURA 19 - MALHA COM ELEMENTO DE 4 NÓS	
FIGURA 20 - MALHA COM ELEMENTO DE 8 NÓS	
FIGURA 21 - MODELO AXISSIMETRICO 3D - GEOMETRIA TRIANGULAR.....	
FIGURA 22 - MODELO AXISSIMETRICO 3D - GEOMETRIA QUADRADA.....	
FIGURA 23 - PROBLEMA COM AXISSIMETRIA EM TORNO DE UM EIXO DE REVOLUÇÃO [67]	
FIGURA 24 - COMPONENTES NÃO NULOS DO TENSOR DAS TENSÕES EM PROBLEMAS AXISSIMÉTRICOS [67].....	
FIGURA 25 - DEFINIÇÃO DA DEFORMAÇÃO CIRCUNFERENCIAL [67]	
FIGURA 26 - TENSÕES PRINCIPAIS PARA UM ESTADO DE TENSÕES.....	53
FIGURA 27 - MODELO COM GEOMETRIA TRIANGULAR	
FIGURA 28 - MODELO COM GEOMETRIA QUADRADA	
FIGURA 29 - DESENHO TÉCNICO MODELO GEOMETRIA TRIANGULAR	
FIGURA 30 - DESENHO TÉCNICO MODELO GEOMETRIA QUADRADA	
FIGURA 31 - MODELO COM CONDIÇÕES FRONTEIRA E CARGA APLICADA NO TOPO	

FIGURA 32 - REPRESENTAÇÃO DOS NÓS UTILIZADOS AO LONGO DO IMPLANTE DE GEOMETRIA QUADRADA	
FIGURA 33 - REPRESENTAÇÃO DOS NÓS UTILIZADOS AO LONGO DO IMPLANTE DE GEOMETRIA TRIANGULAR	
FIGURA 34 - TENSÕES VON MISES NOS MODELOS DE 4 NÓS AO LONGO DO COMPRIMENTO DO PARAFUSO.....	
FIGURA 35 – TENSÕES DE VON MISES PARA CADA MODELO DE 8 NÓS AO LONGO DO COMPRIMENTO DO IMPLANTE	63
FIGURA 36 - TENSÕES DE VON MISES NO MODELO DE ZIRCÓNIA E TITÂNIO AO LONGO DO COMPRIMENTO DO IMPLANTE ($\phi=6\text{MM}$)	
FIGURA 37 - REGIÕES PARA CALCULAR OS VALORES MÉDIOS DE TENSÃO ENTRE A ROSCA DO PARAFUSO E O OSSO TRABECULAR CIRCUNDANTE [68]	67
FIGURA 38 - PARÂMETRO DE TRANSFERÊNCIA DE TENSÃO (STPS).....	69
FIGURA 39 - PARÂMETRO DE TRANSFERÊNCIA DE DENSIDADE DE ENERGIA DE DEFORMAÇÃO (SEDTPS).	69
FIGURA 40 -PARÂMETRO DE TRANSFERÊNCIA DE TENSÃO (STPS) E PARÂMETRO DE TRANSFERÊNCIA DE DENSIDADE DE ENERGIA DE DEFORMAÇÃO (SEDTPS) – GEOMETRIA QUADRADA -TITÂNIO.....	70
FIGURA 41 - PARÂMETRO DE TRANSFERÊNCIA DE TENSÃO (STPS) E PARÂMETRO DE TRANSFERÊNCIA DE DENSIDADE DE ENERGIA DE DEFORMAÇÃO (SEDTPS) – GEOMETRIA QUADRADA - TITÂNIO VS ZIRCÓNIA.....	71
FIGURA 42 -PARÂMETRO DE TRANSFERÊNCIA DE TENSÃO (STPS) EM DIFERENTES PERFIS DE ROSCA, TRIANGULAR E QUADRADA, E DIÂMETROS, 4 E 6 MM.....	72
FIGURA 43 - PARÂMETRO DE TRANSFERÊNCIA DE DENSIDADE DE ENERGIA DE DEFORMAÇÃO (SEDTPS) EM DIFERENTES PERFIS DE ROSCA, TRIANGULAR E QUADRADA, E DIÂMETROS, 4 E 6 MM.	73

ÍNDICE

1	INTRODUÇÃO	19
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	19
1.2	OBJETIVOS	19
1.3	METODOLOGIA	20
1.4	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	20
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	25
2.1	INTRODUÇÃO	25
2.2	GEOMETRIA DOS PARAFUSOS	25
2.3	MATERIAIS PARA PARAFUSOS	30
2.4	MATERIAL OSO NA INTERFACE COM PARAFUSOS	34
2.5	VALORES DE CARGA MECÂNICA PRODUZIDAS	36
2.6	ESTUDOS COMPUTACIONAIS DESENVOLVIDOS	39
2.7	ESTUDOS EXPERIMENTAIS DESENVOLVIDOS	43
3	DESENVOLVIMENTO DO MODELO COMPUTACIONAL	47
3.1	FORMULAÇÃO PARA PROBLEMAS AXISSIMÉTRICOS	47
3.2	MODELO COMPUTACIONAL EM ESTUDO	54
3.3	IMPOSIÇÃO DE CONDIÇÕES FRONTEIRA	57
3.4	RESULTADOS	58
3.4.1	<i>Malha com elemento de 4 nós – Titânio</i>	58
3.4.2	<i>Malha com elemento de 8 nós – Titânio</i>	61
3.4.3	<i>Malha com elemento de 8 nós – Zircônia versus Titânio</i>	63
3.4.4	<i>Parâmetros de transferência de carga</i>	66
3.4.4.1	<i>Resultados de tensão e deformação</i>	68
4	CONCLUSÕES E PROPOSTAS DE TRABALHOS FUTUROS	77
4.1	CONCLUSÕES	77
4.2	PROPOSTAS DE TRABALHOS FUTUROS	79
5	BIBLIOGRAFIA E OUTRAS FONTES DE INFORMAÇÃO	83

INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

1.2 OBJETIVOS

1.3 METODOLOGIA

1.4 ESTRUTURA

1 INTRODUÇÃO

1.1 Contextualização

A osseointegração é um fenômeno onde ocorre a união estável e funcional entre o osso e a superfície do parafuso [1]. Na implantologia oral, as alterações dos parafusos têm sido muito estudadas com o intuito de reduzir o período de recuperação necessário para o estabelecimento da osseointegração, diminuindo o tempo de tratamento [2]. Uma vez que a superfície do parafuso é a primeira parte a entrar em contato com o recetor, aumentar a compatibilidade dessa região, entre osso e implante, é alvo de muito estudos científicos [3]. As modificações das superfícies dos parafusos aumentaram significativamente a taxa de sucesso clínico no uso de implantes orais, resultando assim em melhores resultados de contacto do osso-parafuso e maior resistência mecânica óssea num menor tempo de recuperação [3], [4].

As funções mastigatórias são processos puramente mecânicos, em que as estruturas dentárias são submetidas a diferentes esforços. Por este motivo, os parafusos e as próteses podem ser estudadas como componentes estruturais, o que possibilita a utilização de procedimentos de análise frequentemente aplicados na engenharia.

Quando se estuda a resistência mecânica de próteses odontológicas, procura-se identificar as variações de tensões e de deformações no parafuso e no osso. Esta distribuição de tensões é um dos fatores determinantes para o sucesso ou fracasso do implante a longo prazo, pois, através dela, pode-se favorecer ou prejudicar o processo de osseointegração e a recuperação do paciente [5], [6].

Por estes motivos, são várias as pesquisas que têm sido feitas na área. Após décadas de pesquisas científicas, a indústria dos implantes dentários evoluiu e na atualidade apresentam elevadas taxas de vida útil e boa longevidade. Com estas pesquisas, melhoraram os designs, os materiais e o conhecimento clínico é mais amplo em comparação aos primeiros anos de desenvolvimento do implante. No entanto, a principal causa de falhas clínicas ainda é a formação óssea insuficiente ao redor do parafuso [7]. Portanto, mais melhorias são necessárias nesta área.

1.2 Objetivos

A presente dissertação tem como objetivos:

- Numa fase inicial efetuar uma revisão dos conceitos essenciais ao desenvolvimento e compreensão da matéria relacionada com os diferentes tipos de parafusos utilizados em implantes dentários;

- Estudar os diferentes modelos de parafusos, geometria, tipos de materiais e propriedades, parâmetros estes relevantes para o dimensionamento de implantes;
- Perceber a interação osso-implante, concluindo sobre as propriedades do osso;
- Desenvolver modelos computacionais para a análise de dois tipos de roscas (quadrada e triangular), dois diâmetros diferentes (4 e 6 mm) assim como diferentes materiais (osso cortical, osso trabecular e implante em Titânio ou Zircônia);
- Fazer o estudo do cálculo de tensões e deformações utilizando 12 modelos numéricos;
- Comparar o resultado obtido utilizando elementos finitos com o número de nós diferente;
- Obter conclusões sobre o estímulo mecânico que o tipo de parafuso transmite ao osso, temática fundamental da presente dissertação.

1.3 Metodologia

A metodologia adotada para a elaboração da dissertação, baseou-se numa primeira fase na pesquisa bibliográfica de temas relacionados com parafusos para implantes dentários, assente em evidências científicas. As palavras-chave, indicadas anteriormente, serviram como base para a pesquisa do presente relatório. Posteriormente, foram desenvolvidos modelos para análise, com base na seleção das geometrias, dos materiais e do carregamento. Utilizou-se o método de cálculo baseado nos elementos finitos e posteriores equações simplificadas, para a avaliação do estímulo mecânico produzido pelo implante dentário na interação com o osso.

Os capítulos e subcapítulos, foram redigidos tendo em conta o índice definido inicialmente. Foi feita uma ampla recolha de informação científica, análise de conceitos e diversidade de parâmetros que envolvem o estudo, que serviram de apoio e fundamentaram o desenvolvimento da presente dissertação.

No capítulo de desenvolvimento foi utilizado, como recurso computacional, o programa de elementos finitos ANSYS[®] com base numa análise estrutural estática e linear. Os modelos desenvolvidos têm características de axissimetria, com diferentes materiais, cujas propriedades são elásticas isotrópicas e ortotrópicas.

1.4 Estrutura da dissertação

A estrutura da presente dissertação tem a seguinte forma:

- No primeiro capítulo introduziu-se a temática do projeto, os objetivos e a metodologia utilizada;
- No segundo capítulo é efetuada uma abordagem aos diferentes tipos e formas de parafusos que existem atualmente disponíveis. Fundamentada numa análise literária, é feita uma descrição da influência dos materiais dos parafusos nos implantes dentários,

assim como a importância do estado do osso do paciente para a compatibilidade do processo cirúrgico. Também no segundo capítulo, foi referenciada a importância das tensões, uma consequência da função mais importante do sistema estomatognático - a mastigação. No mesmo capítulo, foram ainda apresentados alguns estudos computacionais desenvolvidos, assim como, estudos experimentais.

- No terceiro capítulo é feito o desenvolvimento dos modelos em estudo, iniciando-se com uma descrição teórica do método de formulação de elementos finitos. Apresentam-se os modelos computacionais construídos, a análise numérica dos mesmos e são apresentados os resultados obtidos para o cálculo das tensões e deformações. Deu-se principal relevância à zona de interface osso-implante, para o cálculo dos valores do estímulo mecânico.

- No quarto e último capítulo é apresentada a conclusão e trabalhos futuros, após a análise dos resultados obtidos.

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 INTRODUÇÃO

2.2 GEOMETRIA DOS PARAFUSOS

2.3 MATERIAIS PARA PARAFUSOS

2.4 MATERIAL OSSO NA INTERFACE COM PARAFUSOS

2.5 VALORES DE CARGA MECÂNICA PRODUZIDAS

2.6 ESTUDOS COMPUTACIONAIS DESENVOLVIDOS

2.7 ESTUDOS EXPERIMENTAIS DESENVOLVIDOS

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Introdução

O conceito de integração óssea foi introduzido por Branemark et al. [1], tendo definido esse fenômeno como a incapacidade do organismo de detectar o Titânio intraósseo devido a um implante dentário. O Titânio é um material biocompatível que não induz a formação de tecido fibroso na sua superfície, permitindo o crescimento ósseo e criando assim uma interface osso-implante estável. Inicialmente, os implantes eram maquinados em forma de parafuso, com paredes paralelas e a superfície polida, possuindo ainda uma extremidade hexagonal para a aplicação da coroa. Após a colocação dos implantes, estes teriam que ser mantidos entre três a seis meses sem a existência de esforços mastigatórios pois pensava-se que os micro movimentos interferiam no processo de osteoligação do implante [2], [3]. Sendo assim, a engenharia é uma área essencial para o estudo da relação entre a integração óssea e as características mecânicas em parafusos para implantes dentários.

2.2 Geometria dos parafusos

As características geométricas dos parafusos para implantes dentários são essenciais para o bom desenvolvimento e para a durabilidade da interface osso-implante. Assim sendo, é primordial conhecer os fatores relacionados com a geometria do parafuso que afetam a distribuição de tensões e assim minimizá-las para garantir um bom desempenho.

A superfície funcional da rosca é definida por algumas das variáveis geométricas, tais como, passo, diâmetro e comprimento conforme observa-se na Figura 1. Estas características afetam a distribuição de cargas mecânicas sobre os parafusos, uma vez que as roscas apresentam formatos diferentes, afetam a distribuição de forças e as respostas biológicas.

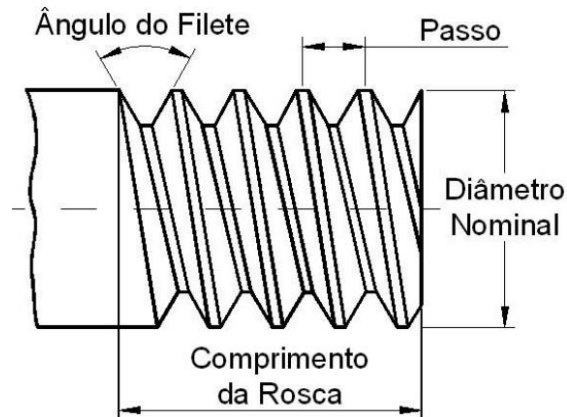


Figura 1 - Composição de um parafuso

O parafuso pode assumir três formas distintas: cilíndrica, rosçada ou uma combinação de ambas. [4] A forma cilíndrica depende da condição de superfície, sendo, geralmente, revestida com um material áspero para fornecer a retenção microscópica ao osso. A sua forma pode ser cilíndrica, de paredes paralelas ou em forma cônica. A forma do parafuso rosçado pode ter três geometrias básicas: rosca em V, rosca de reforço e rosca quadrada. A rosca é usada para maximizar o contacto inicial, melhorar a estabilidade inicial, aumentar a área de superfície do implante e favorecer a dissipação de tensões durante as cargas oclusais [5], [6]. Na Figura 2 são apresentados exemplos de várias formas de parafusos.



Figura 2 - Parafusos: Cilíndricos (1ª linha), rosçados (2ª linha) e combinação de ambos (3ª linha) [22].

Ao longo dos anos têm surgido diferentes projetos de parafusos para implantes, porém poucos apresentaram uma taxa de sucesso elevada para serem indicados como a melhor escolha. A vida útil de um implante foi definida por Albrektsson et al. como a capacidade do dispositivo permanecer na mandíbula. Caso contrário, os critérios de sucesso propostos pelos mesmos autores definem cinco parâmetros que devem ser cumpridos. Esses parâmetros definem que um parafuso individual e não acoplado é imóvel quando testado clinicamente, que a perda óssea vertical é inferior a 0,2 milímetros por ano após

o primeiro ano de uso, que o seu desempenho individual é caracterizado por ausência de sinais e sintomas como dor, ou outras situações, sendo no contexto dos parâmetros anteriores, o critério mínimo para uma taxa de sucesso 85% após um período de observação de cinco anos e 80% após um período de observação de 10 anos. A maioria dos parafusos analisados por Albrektsson et al. estudados por um período de 10 anos apresentou uma taxa de sucesso abaixo do assumido como critério mínimo. Apenas três dos projetos estudados apresentaram uma alta taxa de sucesso por um período superior a 10 anos: o parafuso de óxido de alumínio Tübingen (implante Frialit), o parafuso Bränemark e o parafuso ITI (International Team for Implantology). Um exemplo de cada projeto é apresentado na Figura 3 [7], [8].

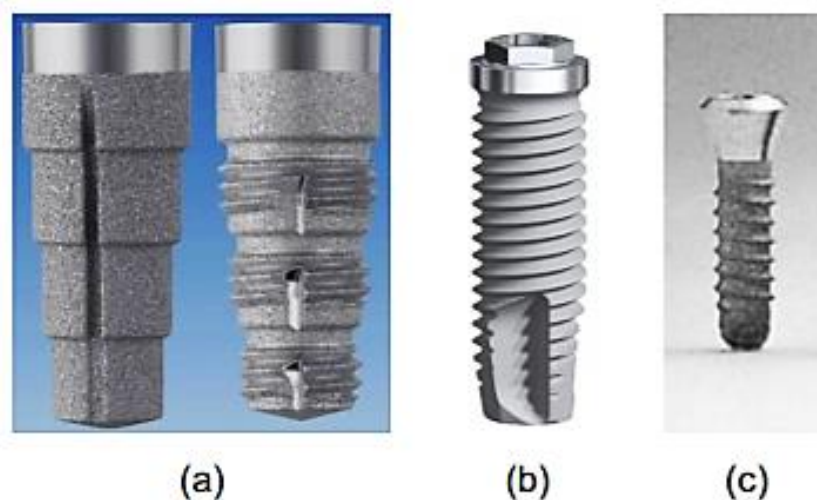


Figura 3 - Parafusos: (a) óxido de alumínio Tübingen (implante Frialit), (b) parafuso Bränemark, (c) parafuso ITI [8]

A configuração da rosca é uma característica importante na otimização de implantes dentários. As roscas são utilizadas para maximizar o contato inicial, melhorar a estabilidade, aumentar a área de superfície do implante e favorecer a dissipação de tensões. A profundidade da rosca, a espessura da rosca, o ângulo da face da rosca, o passo da rosca e o ângulo da hélice da rosca, são alguns dos padrões geométricos variáveis que determinam a superfície funcional da rosca e afetam a distribuição de carga no parafuso. Entre todos os parâmetros de rosca referidos anteriormente, Liang Kong, na sua pesquisa, focou-se essencialmente nos efeitos do passo da rosca do parafuso no cálculo das tensões máximas de von Mises. O passo da rosca foi variável (0,5 a 1,6 mm) e o passo ideal foi selecionado de forma a fornecer as tensões mínimas. O material do parafuso considerado para este estudo foi o Titânio. Os resultados obtidos permitiram perceber que o osso é mais sensível ao passo da rosca, desempenhando um papel importante na proteção do implante dentário sob carga axial em relação a outro tipo de carregamento [9].

Em 2009, Oğuz Eraslan e Özgür İnan avaliaram os efeitos de diferentes parafusos roscados na distribuição de tensões nas estruturas de suporte. Foram simulados quatro tipos de modelos matemáticos 3D, com quatro configurações de rosca diferentes: com

passo em V (A), contraforte (B), contraforte reverso (C) e rosca de forma quadrada (D) (Figura 4) [10].

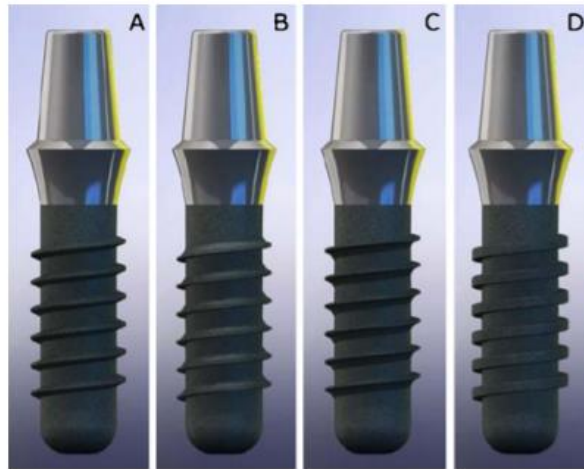


Figura 4 - Configurações de rosca: Passo em V (A), contraforte (B), contraforte reverso (C) e forma quadrada (D) [10]

Dentro das limitações deste estudo, foram tiradas as seguintes conclusões:

- As diferentes formas de rosca do parafuso não afetam as distribuições de tensão de von Mises na estrutura óssea de suporte.
- Diferentes formas de rosca de parafuso produzem diferentes intensidades de tensão à compressão na estrutura óssea.
- O osso cortical e a estrutura óssea adjacente ao primeiro fio suportam mais as tensões de von Mises e de compressão, do que o osso esponjoso [10].

Em 2002, H.J. Chun realizou análises de elementos finitos para vários formatos de rosca de parafusos para estudar os efeitos na distribuição de tensão gerada no osso mandibular e encontrar uma forma de rosca ideal para uma distribuição uniforme de tensões. Ele investigou que a forma de rosca quadrada filetada com um pequeno raio era mais eficaz na distribuição de tensões do que outras formas de rosca usadas nas análises. Este investigador realizou análises adicionais ao parafuso com a forma da rosca obtida, variando parâmetros como a largura da extremidade e a altura da rosca para várias direções de carga, determinando assim as dimensões ideais do parafuso. Descobriu que a distribuição de tensões era mais eficaz no caso em que a largura da extremidade e a altura da rosca eram $0,5 \mu\text{m}$ e $0,46 p$, respectivamente, onde p é o passo do parafuso. Além disso, usando as dimensões ideais da rosca do parafuso anterior, as análises de tensão foram realizadas com vários passos de parafuso. Foi realizada uma análise bidimensional de elementos finitos para vários formatos de rosca para avaliar a forma ideal de rosca, que possibilita uma distribuição de tensão mais uniforme na interface. Foi assumido que as condições de fronteira entre a interface do parafuso e o osso da mandíbula eram de contato perfeito, sendo a extremidade do osso fixa. No estudo, os materiais do parafuso e do osso foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. HJ Chun, em 2002, selecionou parafusos disponíveis comercialmente com diferentes formatos de rosca para a análise, tipo platô (modelo 1),

platô com pequeno raio de curvatura (modelo 2), parafuso de rosca triangular com 0,7 mm de passo (modelo 3), rosca quadrada com 0,9 mm de passo (modelo 4) e rosca quadrada filetado com raio parcialmente pequeno (modelo 5) [11], conforme se representa na figura 5.

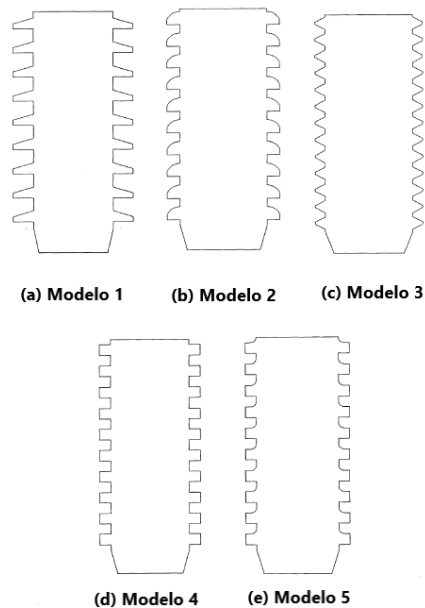


Figura 5 - Desenhos esquemáticos de cinco modelos de parafuso [11]

Foram aplicadas cargas de 100 N verticalmente e com ângulo de 15° e concluiu-se que a tensão efetiva máxima sob ambas a condição de carregamento, ocorreu nas regiões do osso da mandíbula adjacentes à primeira rosca do parafuso. A tensão efetiva máxima induzida pela carga oblíqua foi duas vezes maior que a tensão efetiva máxima causada por uma quantidade igual de carga vertical. Além disso, a tensão efetiva máxima no modelo com rosca quadrada filetada, com pequeno raio, era a mais baixa e uniforme, quando comparada com os restantes modelos [11].

Iman Zarei, em 2016, estudou a geometria, a função e o tipo de rosca dos parafusos. O tipo de parafuso é um dos fatores que afeta a estabilidade do implante dentário. Neste estudo, o efeito de diferentes tipos de parafusos com diferentes tipos de roscas foi examinado e foi comparada a distribuição das tensões circundantes. Efetuaram o estudo de um modelo tridimensional do osso usando CBCT (*Cone Beam Computerized Tomography*) de um paciente de 55 anos. Nesta pesquisa foram utilizados parafusos com comprimento de 10 mm e diâmetro de 4,1 mm. A análise de elementos finitos confirmou que diferentes tipos de roscas e vários níveis de osseointegração não afetam significativamente a distribuição de tensões no osso circundante. Além disso, a estrutura óssea adjacente no primeiro fio de rosca suportou a maior tensão de von Mises, compressão e corte. Também, em quase todos os modelos, as tensões de von Mises aumentaram progressivamente nas estruturas de suporte com o aumento do grau de osseointegração. Por outro lado, dentro das limitações do estudo, também verificaram

que um parafuso de rosca quadrada é uma configuração favorável devido aos valores da tensão de von Mises, compressão e corte menores e menor deslocamentos [12].

Com base na literatura, pode concluir-se que a configuração da rosca é um dos principais fatores que mais contribuem para a estabilidade inicial do parafuso. Uma maior estabilidade inicial do parafuso promoverá uma osseointegração bem-sucedida e uma osseointegração bem-sucedida levará à distribuição de tensão numa área ampla e com baixos níveis. Ao aumentar o passo da rosca, o número de roscas é reduzido, mas prejudica a estabilidade inicial do parafuso. O passo da rosca desempenha um papel importante na proteção do parafuso sob carregamento axial. Diferentes formas de rosca produzem diferentes intensidades de tensão à compressão na estrutura óssea. A estrutura óssea adjacente ao parafuso suporta mais as tensões equivalentes de von Mises e compressão. O parafuso com roscas menores e passo menor que 1 mm causa um aumento das tensões na estrutura óssea adjacente. O parafuso com uma rosca mais profunda, por ter uma maior superfície de contato com o osso, tem maior estabilidade e gera menores tensões, melhorando a sua distribuição. As roscas superiores do parafuso, em comparação com as roscas inferiores, têm também um papel mais importante na distribuição de tensões [13].

Ao longo dos anos, foram desenvolvidos muitos parafusos, cilíndricos não roscados, parafusos com rosca, parafusos cónicos com revestimentos e de lâmina. Este último não foi devidamente documentado com resultados clínicos e, por isso, não recomendado. Em 2005, Pia K. Bolind et al. focaram-se na investigação de um conjunto de parafusos cilíndricos roscados comparando-os com cilíndricos não roscados (85 cilíndricos não roscados e 85 Branemark). Dentro das limitações desta investigação, o estudo da recuperação de parafusos cilíndricos não roscados demonstrou uma maior perda óssea circundante do que os Branemark recuperados, quando avaliados com métodos histológicos/histo morfométricos em microscópio ótico [14].

2.3 Materiais para parafusos

As propriedades do material influenciam muito a distribuição de tensões e as deformações numa estrutura. Essas propriedades podem ser introduzidas no modelo de elementos finitos como sendo isotrópicas, transversalmente isotrópicas, ortotrópicas ou anisotrópicas.

Num material isotrópico, as propriedades são as mesmas em todas as direções, com apenas duas constantes independentes. Um material anisotrópico tem propriedades diferentes em direções diferentes. Existem muitas constantes dependendo do grau de anisotropia (transversalmente isotrópico, ortotrópico).

Na maioria dos estudos relatados, assume-se que os materiais são homogêneos e lineares e que possuem um comportamento material elástico caracterizado por 2

constantes (módulo de Young e coeficiente de Poisson). Os primeiros estudos em elementos finitos ignoraram a rede óssea trabecular, simplesmente porque a capacidade em determinar o padrão trabecular não estava disponível. Portanto, foi assumido que o osso trabecular tem um padrão sólido dentro da estrutura óssea. Ambos os tipos de estrutura óssea foram modelados de forma simplista e como materiais lineares, homogêneos e isotrópicos [15].

O sucesso do parafuso depende, em parte, da qualidade do material usado, percurso de fabricação, propriedades mecânicas, estabilização biológica e revestimento de superfície biocompatível. A biocompatibilidade é essencial para permitir a adaptação adequada do novo osso à superfície do parafuso.

O Titânio e as suas ligas têm surgido como materiais adequados que atendem a esses requisitos, ou seja, boa resistência mecânica e boa inércia. A geometria e a topografia da superfície são cruciais para o sucesso a curto e a longo prazo dos implantes dentários. As superfícies dos parafusos foram desenvolvidas na última década, com um esforço adicional para tornar possível o processo de osseointegração mais rápido.

Em 2000, foi realizado um estudo pelo investigador Shigeru Nishiguchi para estudar os efeitos dos tratamentos alcalinos e térmicos no comportamento de adesão óssea de parafusos de Titânio poroso. Os implantes de Titânio poroso tinham um núcleo sólido de 4,6 mm e uma camada externa porosa de 0,7 mm de espessura usando a técnica de spray de plasma de Titânio puro. A maior força de união entre o osso e o parafuso de Titânio, tratados termicamente e com álcalis, foi atribuída à união direta entre o osso e a superfície de Titânio. Em conclusão, os tratamentos alcalinos e térmicos podem fornecer aos parafusos de Titânio poroso uma fixação mais estável [16].

Apesar do Titânio e as suas ligas atraírem cada vez mais a atenção para o seu uso como biomaterial, devido à sua excelente combinação de resistência, baixo módulo e alta resistência à corrosão, foram relatadas fraturas em parafusos devido à aceleração da corrosão e da fadiga [17].

Em 2001, Ken'ichi Yokoyama analisou a superfície fraturada de um parafuso de Titânio recuperado e as estruturas metalúrgicas de um sistema de implante dentário. O estudo contemplou novos parafusos e parafusos já utilizados. A superfície externa do parafuso já em uso tinha uma estrutura diferente do parafuso novo. Verificou que uma fenda teve início na raiz da rosca e propagou-se para a seção interna do parafuso conforme é possível observar na Figura 6 [17].

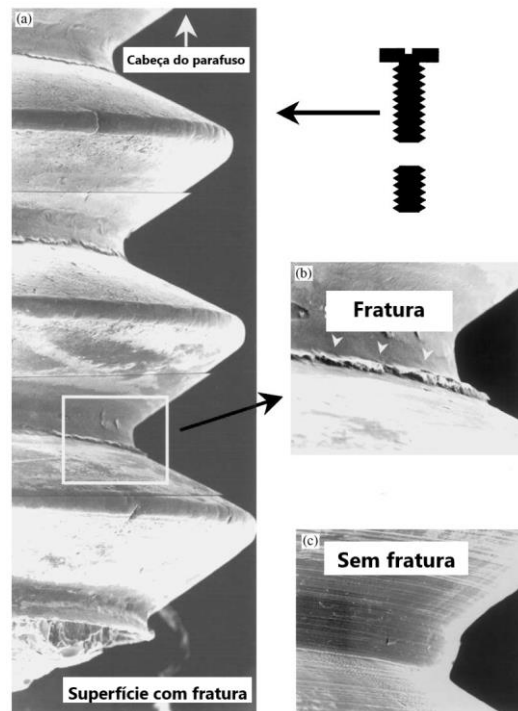


Figura 6 - Aparência de dano no parafuso (a) Rosca do parafuso (b) Ampliação da raiz da rosca (c) Raiz da rosca [17].

A cromatografia gasosa revelou que o parafuso com dano absorveu uma quantidade maior de hidrogénio do que a amostra recebida no parafuso novo. A estrutura de grãos de um parafuso de Titânio, imerso numa solução conhecida por induzir a absorção de hidrogénio, apresentava características semelhantes às do parafuso com dano. Concluiu-se que o Titânio num ambiente biológico absorve hidrogénio e esse pode ser o motivo do atraso na fratura de um parafuso de Titânio [17]. Entre os fatores que determinam a vida útil de um parafuso em Titânio, considera-se a taxa de absorção e a taxa de difusão do hidrogénio na liga [18].

Reham B. Osman, em 2015, focou-se nos parafusos convencionais de Titânio e de Zircónia introduzidos mais recentemente e cada vez mais populares [19]. A utilização de Zircónia tem vindo a aumentar na prática clínica, pois é evidente a melhoria estética em relação aos pilares metálicos. O óxido de Zircónia é uma cerâmica policristalina que permite realizar pilares com a máxima de resistência e durabilidade, desde que respeitadas as características do material. Sendo um material de cor branca, a vantagem a nível estético é notória, permitindo usar coroas de cerâmica pura, eliminando, assim, a necessidade de recurso a estruturas metálicas, tanto na coroa como no pilar [20].

Os subtópicos principais incluem a ciência dos materiais e as considerações clínicas envolvendo os materiais dos parafusos e a influência das propriedades físicas no resultado do tratamento. O Titânio continua a ser o material mais utilizado na fabricação de parafusos. Os parafusos de Zircónia podem ser promissores no futuro, no entanto, são necessários mais estudos clínicos *in vitro* e *in vivo*. São necessárias considerações especiais e experiência técnica para minimizar a incidência de falhas mecânicas [19].

O primeiro parafuso em cerâmica, feito de alumina, foi desenvolvido para solucionar problemas causados por parafusos metálicos (implante Tübingen introduzido em 1974). Embora apresentasse excelentes propriedades de biocompatibilidade e adesão à placa, o implante de alumina foi retirado do mercado devido a fraturas frequentes e a uma baixa taxa de sobrevivência [21]. A Zircônia tem melhores propriedades mecânicas que a alumina, sendo que o primeiro sistema em Zircônia foi desenvolvido por Volz. Este autor, iniciou a aplicação de cerâmica de Zircônia em sistemas de implantes. Os parafusos de Zircônia são sistemas numa única peça, em que o corpo, ancorado ao osso, e o pilar são fabricados numa unidade integrada (Figura 7) [22].



Figura 7 - Exemplos de parafusos de Zircônia[22]

Depprich et al verificaram os dados clínicos disponíveis em parafusos de Zircônia publicados entre 2006 e 2011 e descobriram que as taxas de sobrevivência de tais implantes variaram entre 74% a 98%, após 12–56 meses. As taxas de sucesso variaram de 79,6% a 91,6%, após 6– 12 meses de função. Os resultados disponíveis indicaram que os parafusos de Zircônia são inferiores aos de Titânio, no que diz respeito às taxas de sobrevivência e sucesso. Também a maioria dos estudos exibe deficiências consideráveis em relação ao projeto [23].

Koller et al. relataram taxas de sobrevivência de parafusos de Titânio variando de 97% a 100%, após 3–10,4 anos. Esses dados sugerem que a confiança de parafusos de Zircônia é atualmente inferior aos de Titânio. Os principais modos de falha são a perda precoce do implante e a fratura. A perda óssea excessiva também é observada em casos restaurados com Zircônia.[24]

Outro material comum é o aço inoxidável, por ser mais económico, apresentar corrosão relativamente baixa e módulo de elasticidade elevado. Ligas de cobalto-cromo têm propriedades de rigidez entre os valores de ligas de aço e Titânio. Dependendo da liga, o processamento do produto final pode ser ajustado para uma ampla faixa de resistência e ductilidade, tornando essas ligas versáteis na aplicabilidade, no entanto, esses parafusos são menos económicos. As próteses utilizadas atualmente têm placas terminais feitas nesse tipo de ligas [24].

O uso de um determinado metal ou liga depende da aplicação. Por exemplo, o aço inoxidável de grau cirúrgico é conhecido pela elevada resistência e boa ductilidade, mas pode ser difícil a integração com a estrutura óssea [25]. Como resultado, o aço inoxidável é geralmente usado em dispositivos de fixação de fraturas e / ou implantes temporários destinados a serem removidos posteriormente. Por outro lado, ligas à base de cobalto (por exemplo, Co-Cr-Mo, Co-Cr-W-Ni) são altamente resistentes à corrosão, têm maior resistência e dureza, mas têm menor ductilidade e apresentam mais dificuldade de processamento [25], [26]. Portanto, ligas à base de Co são usadas amplamente em parafusos permanentes de longo prazo e que exigem alta resistência ao desgaste [25].

Estudos de investigação mostraram que as ligas de aço inoxidável são mais propensas à corrosão em fendas, comparando com outras ligas [27]. Uma comparação entre ASTM F2129 e ASTM F746 mostrou que as fendas formadas em implantes de nitinol e aço inoxidável são propensas à corrosão, e as fendas ocorrem quando há um desgaste envolvido [28]. Os testes ASTM F2129 e ASTM F746 ilustraram que o aço inoxidável e as ligas de cobalto-cromo são propensas à corrosão em fendas, no entanto, os danos da corrosão foram mais severos no aço inoxidável [29].

A escolha do material a atribuir ao implante é muito importante porque uma má escolha pode implicar a deterioração e outros problemas adjacentes ao osso. O efeito de *stress shielding*, caracterizado pelo bloqueio de tensões, é um problema comum originado pela rigidez dos materiais. Este fenómeno surge pelo fato de que o módulo de Young dos ossos e do material do implante são diferentes, o que causa reabsorção óssea. A maioria dos biomateriais baseados em metais e cerâmicas tem módulo de Young maior do que os ossos corticais e trabeculares. A seleção de materiais e dos processos de fabricação são essenciais para a resolução deste problema. As ligas de Titânio são materiais de implante com potencial crescente de aplicação porque o módulo de Young é mais próximo do osso em comparação com outros implantes metálicos [30].

2.4 Material osso na interface com parafusos

Um requisito importante para a colocação de parafusos em implantes dentários é a qualidade óssea da estrutura de suporte, aceitável em termos de altura, largura e densidade. A densidade óssea na colocação do parafuso reflete um conjunto de propriedades mecânicas, influenciando fortemente o tratamento, o projeto do parafuso, a abordagem clínica e a carga progressiva inicial durante a reconstrução [31]. Além disso, os três requisitos para a estabilidade de um parafuso, a preparação do osso, a aproximação do osso à superfície biocompatível do parafuso e a ausência de movimento na interface durante a cicatrização, estão intimamente relacionados com densidade óssea no local de colocação do parafuso [32], [33].

A estrutura óssea é um tipo de tecido conjuntivo especializado que funciona como suporte. O osso é projetado exclusivamente para a função de fornecer estabilidade mecânica, necessária para suportar as cargas [34].

O osso é um órgão capaz de mudar em relação a vários fatores, incluindo hormonas, vitaminas e influências mecânicas. Apesar da alta previsibilidade da terapia com implantes, certos fatores de risco como tabagismo, diabetes ou periodontite podem predispor os indivíduos a taxas de sucesso mais baixas devido à sua influência na cicatrização de feridas [35]. Além disso, a osteoporose representa uma importante doença crónica na qual a densidade óssea é afetada por uma degradação excessivamente rápida da estrutura do tecido duro. De acordo com as alterações osteoporóticas da estrutura óssea, deve-se esperar um uso limitado de implantes dentários, visto que existem condições desfavoráveis para a estabilidade primária, fixação biológica e, portanto, para a osteointegração do implante dentário [36]. A osteointegração é caracterizada pelo contato direto entre o osso e a superfície do implante, sendo descrita como a adaptação direta do osso ao implante. No entanto, artigos de revisão clínica mostraram que a osteoporose não é incluída como uma contraindicação absoluta para a cirurgia de implante [37].

Segundo Lekholm et al., existem quatro tipos de qualidade óssea das mandíbulas, variando a densidade óssea que se encontram nos suportes dentários. O osso tipo I é formado por osso compacto e homogéneo, o tipo II é composto por uma camada densa de osso cortical que envolve a parte central do trabecular mais denso, o osso tipo III apresenta uma camada relativamente densa de osso cortical envolvendo o trabecular. Por fim, o tipo IV é composto por uma camada fina de osso cortical envolvendo o trabecular de menor densidade. A colocação de implantes dentários em ossos do tipo I, II e III apresenta bons resultados clínicos. Por outro lado, os parafusos colocados em ossos do tipo IV apresentam taxas de sucesso relativamente mais baixas, compreendida entre 50% e 94%. Isto é, o facto de não existir estabilidade primária, por consequência, não permite a fase de integração óssea. Este tipo de osso encontra-se normalmente nas zonas posteriores da maxilas e mandíbulas, e devido à elevada porosidade, é difícil conseguir uma fixação rígida inicial do parafuso [2],[38].

A densidade óssea influencia todo o plano clínico, o tipo de parafuso e também a intensidade de carga que suporta. Assim, a densidade óssea e a ausência de micro movimentos durante a fase de cicatrização são fatores muito importantes para a estabilidade inicial dos parafusos [39], [31].

Alguns estudos clínicos demonstraram uma maior taxa de sobrevivência da colocação de parafusos em mandíbulas comparativamente com os colocados em maxilas [40], [41], [42]. Isto deve-se principalmente à qualidade do osso circundante ao parafuso, uma vez que a mandíbula tem uma melhor qualidade óssea. Outros estudos descrevem uma

estreita relação entre a densidade óssea e o binário na inserção dos parafusos, nos valores de estabilidade do parafuso [43].

Na Figura 8 e Figura 9 estão representações exemplificativas de implantes dentários colocados [44],[45].



Figura 8 - Representação de mandíbula e maxilar com implante dentário [44]



Figura 9 - Representação de um dente e implante dentário [45]

2.5 Valores de carga mecânica produzidas

A fim de cumprir os objetivos estéticos e funcionais por um longo período, um parafuso deve suportar as tensões oclusais geradas no meio bucal e transferir essa carga para os tecidos de suporte numa direção e magnitude adequadas para que a viabilidade do tecido seja mantida. A este respeito, o implante atua principalmente para minimizar e distribuir as forças mecânicas, caracterizadas pela sua magnitude, duração e tipo. A capacidade de transferir força depende muito da fixação interfacial. A interface entre o parafuso e o osso deve estabilizar no menor tempo possível no pós-operatório, e permanecer estável por um longo período. A pesquisa levou ao reconhecimento de dois tipos de estabilidade do parafuso, que são obrigatórias para alcançar a osteointegração primária e secundária. A estabilidade primária do parafuso é afetada pela quantidade e qualidade do local do osso onde o parafuso é estimulado, procedimento cirúrgico, comprimento, diâmetro e forma. A estabilidade secundária é desenvolvida a partir do processo de regeneração e remodelação do osso, e da superfície do parafuso [46].

Um fator chave para o sucesso ou a falha de um parafuso dentário é a forma como as tensões são transferidas para o osso circundante. Cargas verticais e transversais da mastigação induzem forças axiais e momentos de flexão e resultam em gradientes de tensão. As forças e os momentos transferidos dos parafusos para o osso circundante dependem do tipo de carga, a interface, a geometria do parafuso, o tipo, a quantidade e a qualidade do osso circundante. Os investigadores podem prever distribuições de tensão na área de contato de um parafuso aplicando modelos computacionais [47].

As forças podem ser descritas por fatores de magnitude, duração, direção, tipo e ampliação. As magnitudes máximas da força de mordida típicas exibidas por adultos são afetadas pela idade, sexo, grau de edentulismo e a localização da mordida. Uma força aplicada a um parafuso dentário raramente é dirigida de forma absolutamente longitudinal ao longo de um único eixo. Na verdade, existem três eixos de carregamento clínicos dominantes: (1) mesiodistal, (2) faciolingual e (3) ocluso-apical (Figura 10) [48].

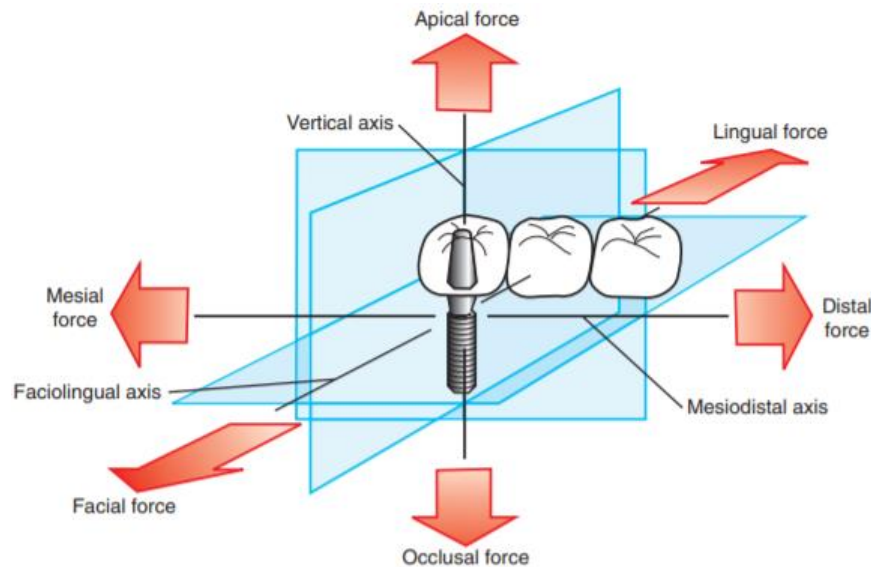


Figura 10 - Forças tridimensionais, componentes ao longo de um ou mais eixos coordenados clínicos: mesiodistal, faciolingual e ocluso-apical (vertical).[48]

Um único contato oclusal geralmente resulta numa força oclusal tridimensional. É importante realçar que essa força tridimensional pode ser descrita em relação às suas componentes direcionadas ao longo dos outros eixos. Por exemplo, num esquema oclusal de uma restauração, resulta uma magnitude da componente de força ao longo do eixo *faciolingual* (carga lateral), resultando no risco de dano à fadiga [48].

Para além das forças descritas anteriormente, também o momento fletor produzido é um fator importante no dimensionamento correto do parafuso. O momento de uma força em torno de um ponto tende a produzir rotação ou flexão. Na Figura 11, o momento é definido como um vetor (M), cuja magnitude é igual ao produto da magnitude da força multiplicada pela distância do ponto de interesse à linha de ação da força. A torção gerada pode ser destrutiva nos sistemas de implantes. Momentos de flexão também podem resultar no dano do implante. O processo de colocação de parafusos deve incluir a consideração das forças e dos momentos gerados [48].

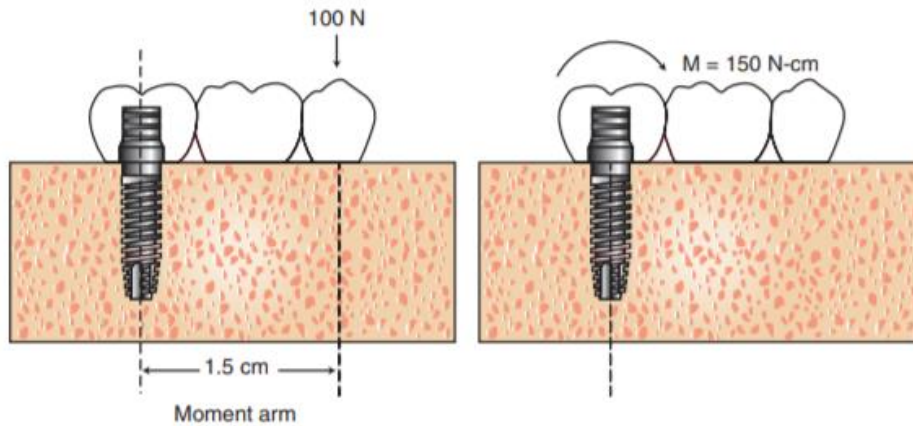


Figura 11 - Momento (M), resultante do produto da força pela distância do ponto de interesse à linha de ação [48].

Ao todo, podem desenvolver-se seis momentos em torno dos três eixos coordenados clínicos previamente descritos (eixos ocluso-apical, *faciolingual* e *mesiodistal*) (Figura 10). Esses esforços induzem micro-rotações e concentrações de tensão na interface parafusos e estrutura óssea, que levam inevitavelmente à perda óssea. Na Figura 12 estão representados os momentos fletores que induzem a rotações em três planos. As rotações no sentido horário e anti-horário nesses três planos resultam em seis momentos [48].

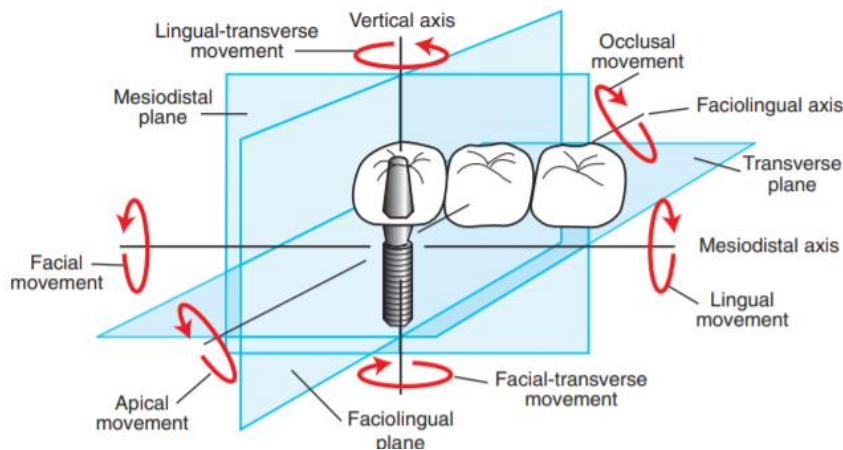


Figura 12-Momentos fletores: lingual-transverso, facial-transverso, oclusal, apical, facial e lingual [48].

Existem três eixos para o momento clínico: (1) altura oclusal, (2) comprimento do *cantilever* (viga em consola) e (3) largura oclusal (Figura 13). A minimização de cada um desses eixos é necessária para evitar restaurações, fratura de componentes, perda óssea e falha completa do sistema parafuso [48].

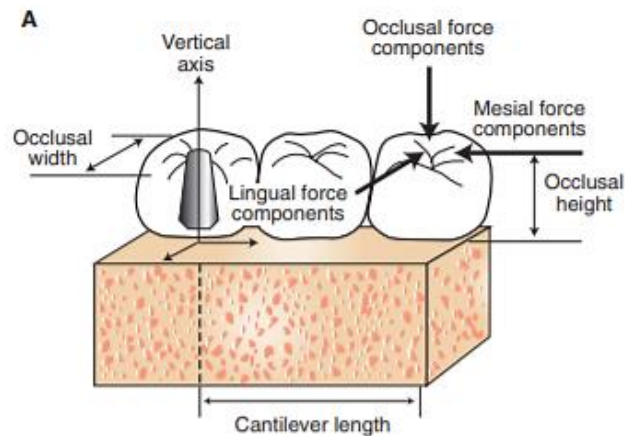


Figura 13 - Momentos torsores: altura oclusal, largura oclusal e comprimento do *cantilever* (ou viga em consola). [48]

Com isto, é de extrema importância o conhecimento dos princípios básicos mecânicos, dado as complicações mais comuns na reconstrução relacionada com parafusos. As falhas na cicatrização do implante podem resultar do seu micromovimento devido às tensões aplicadas. A perda óssea precoce pode estar relacionada com condições de sobrecarga oclusal. Os parafusos em forma de pilar podem soltar-se devido à flexão, produzida por forças excêntricas. A fratura do implante ou componente pode ocorrer devido a condições de fadiga. A falha do parafuso pode resultar pelos motivos anteriores ou pela falta da resistência à fratura por flexão [48].

2.6 Estudos computacionais desenvolvidos

A otimização estrutural e mecânica é um objetivo importante no projeto dos parafusos de implantes dentários. Apesar das taxas de sucesso em alguns sistemas serem altas, as falhas em parafusos ocorrem. A falha pode ser elevada, devida às forças oclusais de várias magnitudes e direções, a que os implantes estão sujeitos.

O método de elementos finitos (MEF) é uma ferramenta eficaz que pode ser utilizada para avaliar as características mecânicas em diferentes tipos de parafusos dentários. A literatura reflete alguns trabalhos de investigação, em que os métodos de engenharia podem ser utilizados no projeto e na otimização da funcionalidade destes sistemas de parafusos.

Nas últimas décadas, a análise de elementos finitos tornou-se uma ferramenta cada vez mais útil para a previsão dos efeitos de tensão e deformação no parafuso e estrutura circundante. Cargas verticais e transversais da mastigação induzem forças axiais e momentos de flexão que resultam em gradientes de tensão [49].

Em 1976, Weinstein et al. foram os primeiros a usar o MEF em implantodontia [50]. A principal dificuldade em simular o comportamento mecânico de implantes dentários é a modelação do tecido ósseo humano e a sua resposta à força mecânica aplicada. A complexidade da caracterização mecânica do osso e a interação com os sistemas de

parafusos impõe que os investigadores tenham considerado algumas hipóteses simplificativas. Algumas suposições influenciam significativamente a precisão dos resultados. Essas simplificações incluem a geometria detalhada do osso e do parafuso, as propriedades do material, as condições limite e a interface entre as estruturas [51], [52]. A primeira etapa na modelação pelo MEF é representar a geometria de interesse, muitas vezes de forma simplificada [52].

Alguns modelos da análise de elementos finitos tridimensionais consideram a mandíbula como um arco de seção retangular [53]. Com o desenvolvimento de técnicas de imagem digital, novos métodos mais eficientes encontram-se disponíveis para o desenvolvimento de modelos anatomicamente precisos. Isso inclui a aplicação de programas especializados para a transformação direta de informações bidimensionais ou tridimensionais em dados de imagem de tomografia computadorizada ou ressonâncias magnéticas. Também é possível a inclusão automática de algumas propriedades do material a partir dos valores medidos de densidade óssea [54], [55].

Os diferentes tipos de rosca de um parafuso e a magnitude da carga oclusal podem ter efeitos significativos nas características de transferência de carga, e podem resultar em diferentes taxas de falha desses sistemas.

Em 2004, Dincer Bozkaya et al., investigaram os efeitos da geometria externa e da magnitude da carga oclusal nos modos de falha óssea para cinco sistemas de implantes dentários disponíveis no mercado (Ankylos, Astra, Bicon, ITI e Nobel Biocare) com diferentes tamanhos e diferentes perfis de rosca que foram comparados recorrendo ao método dos elementos finitos. A Figura 14 apresenta os cinco modelos axissimétricos de sistemas de parafusos. As setas indicam o local de concentrações de tensões, esperadas com base na teoria da elasticidade. As alturas das aberturas foram ajustadas para 9,5 mm acima do osso cortical. O parafuso funciona como um pilar e foi tratado como um componente [56].

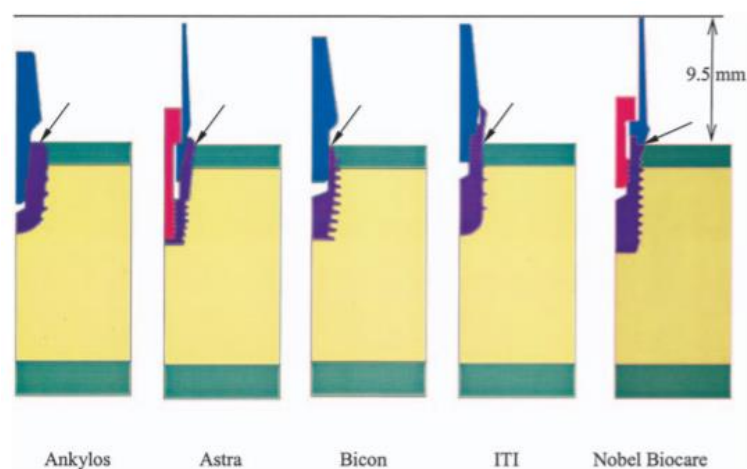


Figura 14 - Modelos Axis-simétricos de sistemas avaliados [56].

Neste trabalho, a qualidade óssea foi considerada aproximada e a integração óssea assumida como completa. As cargas oclusais variaram em magnitude (0 N a 2000 N) aplicadas nos pilares que suportam as restaurações, com 11,3° de inclinação do eixo vertical. A estrutura óssea com sobrecarga total, obteve tensões de tração e compressão nos limites recomendados, 100 MPa e 170 MPa respectivamente, tendo sido investigada para diferentes níveis de carga.

Para níveis moderados de cargas oclusais até 300 N, o osso compacto não foi sobrecarregado por nenhum dos sistemas. No extremo final da faixa de carga oclusal (≥ 1000 N), as características de sobrecarga dos implantes podem depender da forma geométrica [56].

De uma forma geral, a sobrecarga ocorre próximo da região superior do osso compacto, em compressão, sendo causada principalmente pelos componentes normal e lateral da carga oclusal. Na região de intersecção do osso compacto com o trabecular, ocorre sobrecarga na tensão devido à componente vertical da carga oclusal. Para forças maiores que 1000 N, as áreas sobrecarregadas do osso variaram consideravelmente entre os 5 sistemas diferentes avaliados. [56]

Zeinab Arsalanloo, em 2014, introduziu a técnica tridimensional dos elementos finitos para obter condições ideais. Neste estudo, foi realizada uma análise estática não linear complexa. O elemento na geração de malha de todos os modelos tridimensionais é o elemento *Brick node 8* (SOLID45), que possui três graus de liberdade. A interface entre o parafuso e o osso foi modelada como um elemento imóvel em forma rígida, simulando a condição de osseointegração ideal. Foi utilizada uma malha mais refinada ao redor do parafuso. Zeinab Arsalanloo forneceu uma discussão detalhada com resultados, para descobrir o efeito do perfil das roscas nas tensões obtidas. Os parâmetros em análise foram a rosca do parafuso, a forma, a profundidade, o passo e o ângulo. Com os seus estudos, verificou que os defeitos ósseos tendiam a localizar-se no topo do parafuso. Atualmente, os novos implantes roscados tentam utilizar uma combinação de vários formatos de rosca. Nesta investigação, o autor explicou que se o passo for aumentado, o número de fios no parafuso diminui, reduzindo assim o nível de tensões nos fios. Porém, a redução de tensões nos fios pode causar a falta de estabilidade inicial dos implantes. Portanto, foi investigado que o aumento ou a diminuição da profundidade do fio pode alterar o nível de tensões. Os resultados numéricos obtidos mostram que a utilização de roscas com mais profundidade, melhora a distribuição de tensões, a diminuição do passo da rosca prejudica a estabilidade inicial do implante e a forma da rosca é influenciada pelo ângulo, tanto de forma positiva como negativa [57].

J.P. Macedo et al., em 2017 avaliaram a distribuição de tensões e conseqüente volume da estrutura óssea afetada ao redor de parafusos do tipo hexagonal exterior ou cone Morse, utilizando a análise de elementos finitos [58].

A análise de elementos finitos torna-se um método atual para avaliar a distribuição de tensões [59].

A análise de elementos finitos da carga transferida para o osso, ao redor do parafuso é uma etapa primária para entender a relação entre o osso peri-implantar e os materiais. Estudos anteriores sobre implantes osseointegrados relataram que a tensão máxima está localizada no osso cortical que circunda o parafuso [60]. No entanto, a maioria desses estudos avalia o valor máximo de tensão [58].

Como referido anteriormente foram avaliados dois projetos diferentes de parafusos: hexágono externo ou juntas cónicas de Morse como mostra a figura 2. Foi utilizado um modelo de osso mandibular obtido a partir de uma tomografia computadorizada. Os sistemas foram carregados axialmente ou obliquamente (45°) e com 150 N em relação ao eixo central do parafuso. Foram analisadas as tensões de von Mises em termos de magnitude, assim como o volume do osso circundante afetado (Figura 15) [58].

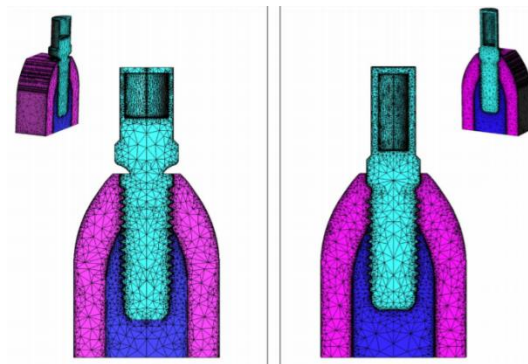


Figura 15 - Vista isométrica de um modelo de elementos finitos [58]

Os aspetos morfológicos das seções cortical e trabecular ao longo de toda a seção da mandíbula foram mantidos, como representa a Figura 16 [58].

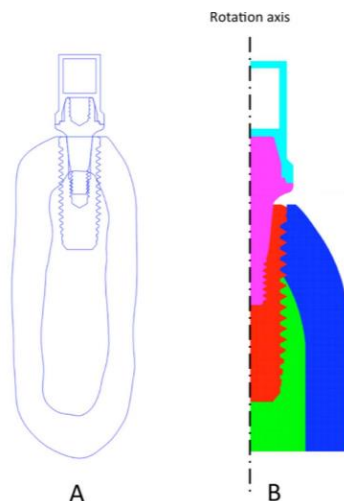


Figura 16 - Parafuso num implante dentário obtido por tomografia computadorizada [58]

Os maiores valores de tensão de von Mises foram encontrados no osso cortical ao redor da junta do implante do hexágono externo para ambas as condições de carregamento,

axial e oblíqua. As regiões de maiores tensões concentraram-se na seção mais coronal do osso cortical e na interface entre o osso cortical e trabecular. Além disso, o volume ósseo associado a altos valores de tensão foi maior no osso cortical e trabecular para o carregamento oblíquo, em comparação ao carregamento axial. Os valores de tensão equivalente de von Mises em torno do sistema pilar-parafuso de cone Morse foram menores nas cargas axial e oblíqua do que aqueles registrados para sistemas de implante com hexágono externo. Com este estudo, concluiu-se que os implantes cone Morse revelaram um comportamento mecânico adequado quando comparados aos sistemas de hexágono externo [58].

2.7 Estudos experimentais desenvolvidos

Em 2003, foi sugerido que os revestimentos de fosfato de cálcio (CaP) iniciam um crescimento ósseo mais rápido ao redor dos implantes. Uma das principais preocupações quanto ao uso viável desses revestimentos tem sido o seu desempenho biológico relacionado com as características do revestimento. Em 2003, Shams Mohammadi et al. investigaram a resposta óssea inicial a revestimentos de hidroxiapatite (HA). Os revestimentos de CaP foram fabricados por pulverização catódica de *magnetron*. Foi utilizado um tratamento térmico para aumentar a cristalinidade dos revestimentos. Foram usados 4 tipos de implantes revestidos com as seguintes espessuras de revestimento: 0,1 μm e 2,0 μm amorfos; 0,1 μm e 2,0 μm cristalinos; e implantes de Titânio puro comercial não revestidos serviram como controlo. Os revestimentos cristalinos melhoraram significativamente o contato inicial osso-parafuso, enquanto os implantes com revestimento amorfo se comportaram de maneira semelhante ao Titânio não revestido. Conclui-se, assim, que revestimentos de CaP cristalino de 100 nm de espessura em implantes de Titânio provocaram uma resposta óssea inicial melhorada em comparação com parafusos de Titânio não revestidos [61].

A geometria do implante dentário é um fator potencial que afeta a estabilidade do implante e a osseointegração. Portanto, em 2004, Jennifer Steigenga et al. avaliaram os efeitos do desenho da rosca do parafuso dentário, na qualidade e na percentagem de osseointegração. Setenta e dois implantes de Titânio comercialmente puro, em forma de parafuso (3,25 mm de diâmetro x 7 mm de comprimento) foram colocados nas tíbias de 12 coelhos. Cada tíbia recebeu três parafusos de vários formatos de rosca: um em forma de V, um com contraforte reverso e um com desenho de rosca quadrada. Os coelhos foram sacrificados após um período de cicatrização sem intercorrências de 12 semanas. Os implantes na tíbia direita foram submetidos a avaliações histológicas e histo morfométricas do contato osso-parafuso e da densidade radiográfica do osso circundante, enquanto os parafusos na tíbia esquerda foram usados para teste do momento reverso. Os dados mostraram que os parafusos com rosca quadrada tiveram significativamente mais contacto osso-parafuso em comparação com os de rosca em forma V e contraforte reverso, não sendo observada nenhuma diferença nas avaliações

radiográficas de densidade óssea. Esses resultados indicam que o desenho da rosca quadrada pode ser mais eficaz para o uso em sistemas de parafusos dentários.[62]

Em 2005, Ioannis Polyzois et al. avaliaram o efeito da largura da fenda e da colocação do enxerto no osso na cicatrização ao redor dos parafusos colocados em cavidades do osso, simuladas com várias larguras em quatro cães.

A cicatrização dos parafusos ocorreu sem irregularidades, com todos os implantes a demonstrarem osseointegração sem que nenhum tenha sido perdido.

Os resultados sugerem que quanto maior a lacuna em torno dos parafusos, menos favorável será o resultado histológico em curtos intervalos de tempo após o tratamento[63].

DESENVOLVIMENTO DO MODELO COMPUTACIONAL

3.1 FORMULAÇÃO PARA PROBLEMAS AXISSIMÉTRICOS

3.2 MODELO COMPUTACIONAL EM ESTUDO

3.3 IMPOSIÇÃO DE CONDIÇÕES FRONTEIRA

3.4 RESULTADOS

3.4.1 Malha com elemento de 4 nós – Titânio

3.4.2 Malha com elemento de 8 nós – Titânio

3.4.3 Malha com elemento de 8 nós – Zircónia versus
Titânio

3.4.4 Parâmetros de transferência de carga

3.4.4.1 Resultados de tensão e deformação

3 DESENVOLVIMENTO DO MODELO COMPUTACIONAL

Este estudo baseou-se na construção de modelos computacionais de um sistema osso-implante, a duas dimensões (2D) com axissimetria material, utilizando o método dos elementos finitos. Foi utilizado o programa comercial ANSYS® para a análise por elementos finitos, utilizando um algoritmo de cálculo estrutural linear.

O programa ANSYS® apresenta vários tipos de análises, permitindo com o auxílio de ferramentas operacionais obter a solução e analisar os resultados.

A ideia básica do método dos elementos finitos é encontrar a solução de um problema complicado substituindo-o por um mais simples. O problema real é substituído por um mais simples para encontrar a solução aproximada. As ferramentas matemáticas não são por vezes suficientes para encontrar a solução exata ou aproximada. Assim, o método dos elementos finitos é uma alternativa de análise que torna possível melhorar ou refinar a solução aproximada.[64]

3.1 Formulação para problemas axissimétricos

O MEF usado para simulações simples e multifísicas, baseia-se em funções interpoladoras, ligando os nós dos elementos gerados na subdivisão. Sempre que é utilizado o MEF, é importante perceber que a precisão da solução está ligada ao tamanho da malha. À medida que o tamanho da malha diminui, a solução pode tornar-se mais próxima da exata. No entanto, dada a limitação de recursos computacionais, obtém-se por isso uma aproximação da solução real [65].

A formulação do elemento finito consiste na definição do campo de variáveis relevante para o problema a resolver. No presente estudo, trata-se de um problema para análise estrutural envolvendo o cálculo de deslocamentos. Foram utilizados os elementos finitos planos de 4 e 8 nós.

O ANSYS® disponibiliza o elemento PLANE 182, com 4 nós e 2 graus liberdade por nó, relativos às translações nas direções x e y [66], para a modelação 2D de estruturas sólidas (Figura 17). O elemento pode ser utilizado em problemas de axissimetria [66].

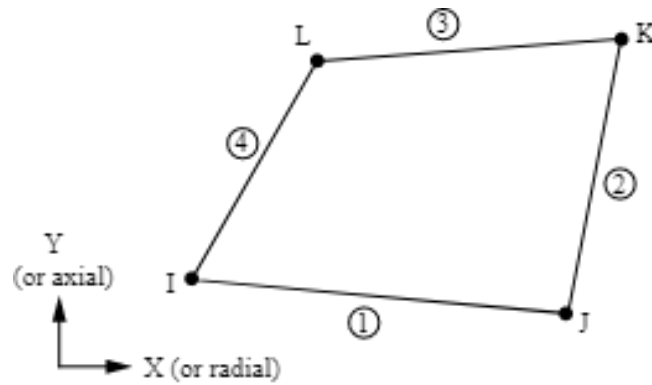


Figura 17 - Elemento finito PLANE182 [66]

O elemento finito PLANE 183 é um elemento de ordem superior definido por 8 nós, Figura 18, com funções de forma quadráticas, sendo adequado para modelar malhas irregulares. Este elemento também possui 2 graus de liberdade em cada nó, relativo a duas translações nas direções x e y [66].

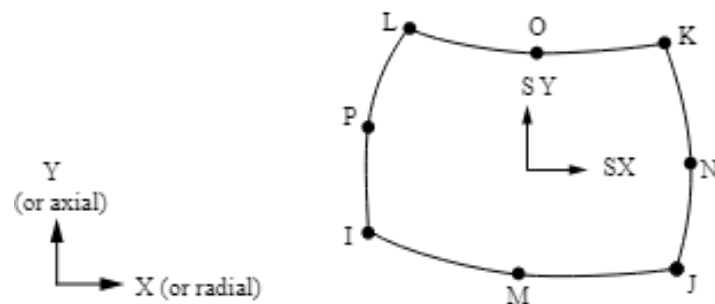


Figura 18 - Geometria PLANE183 [66]

Este elemento também tem a capacidade da análise no plano para problemas com axissimetria, tornando-se assim menos dispendioso em termos computacionais.

Nas Figura 19 e Figura 20 estão representadas as malhas dos elementos de 4 e 8 nós para os modelos em estudo nesta dissertação.

Foram utilizados elementos com comprimento igual a 0,25mm nos elementos finitos de 4 nós e de 0,15 mm nas malhas com elementos de 8 nós.

Todos os modelos computacionais estudados foram considerados como axissimétricos a duas dimensões.

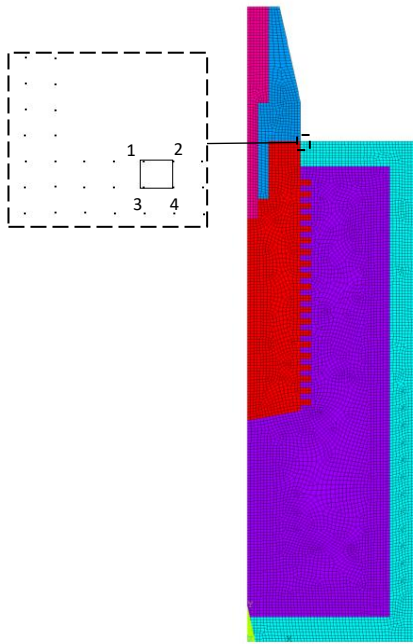


Figura 19 - Malha com elemento de 4 nós

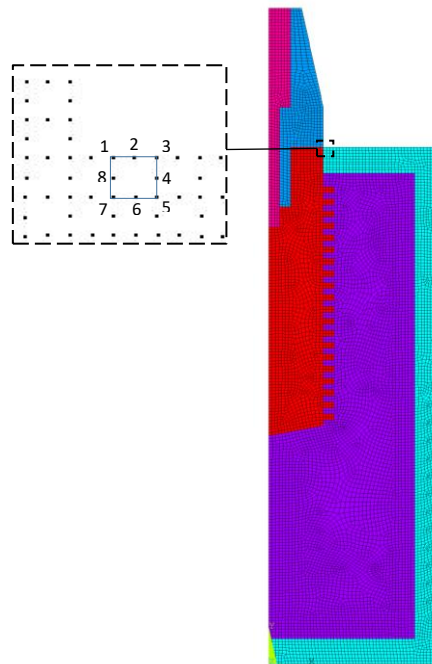


Figura 20 - Malha com elemento de 8 nós

Os elementos axissimétricos podem ser considerados bidimensionais, descritos em coordenadas cilíndricas, utilizados na análise de estruturas com simetria geométrica e de carregamento, relativas ao eixo de revolução do corpo.

Nas Figura 21 e Figura 22 estão representados os dois modelos axissimétricos, através da sua geometria triangular e quadrada tridimensional, respetiva.

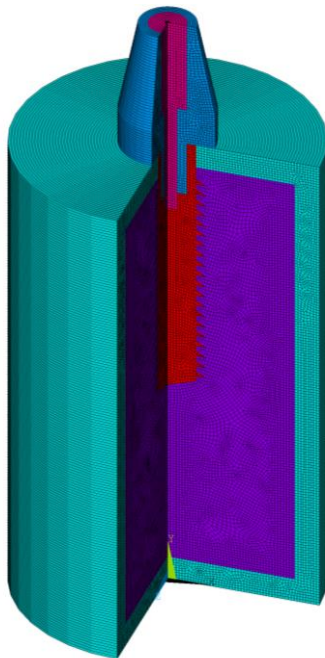


Figura 21 - Modelo axissimétrico em representação 3D - geometria triangular

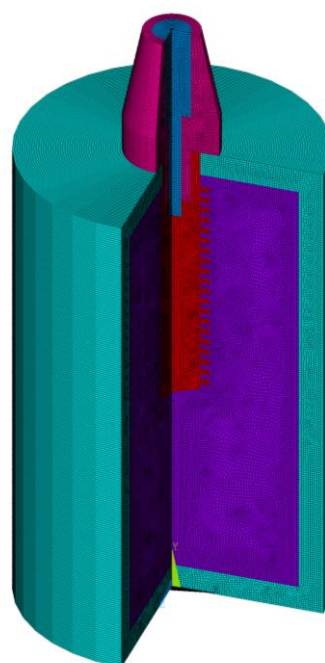


Figura 22 - Modelo axissimétrico em representação 3D - geometria quadrada

Como exemplo, na Figura 23 está representada uma secção transversal que gera um sólido em torno do eixo x_2 . A secção transversal pode ser discretizada com elementos finitos quadriláteros contidos no plano (x_1, x_2) [67].

Em problemas axissimétricos, os deslocamentos radiais causam a existência de deformações circunferenciais que induzem tensões $\sigma_{x_1}, \sigma_\theta$ e $\tau_{x_1 x_2}$ conforme representado na Figura 24 [67].

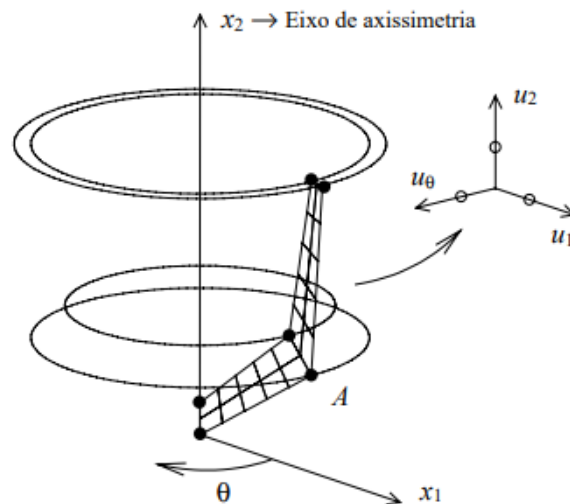


Figura 23 - Problema com axissimetria em torno de um eixo de revolução [67]

Devido à simetria existente relativamente ao eixo x_2 , as tensões são independentes da coordenada θ . Como tal, todas as derivadas relativamente a θ são nulas assim como os deslocamentos circunferenciais, as deformações de corte $\gamma_{1\theta}$ e $\gamma_{2\theta}$ e as tensões de corte $\tau_{1\theta}$ e $\tau_{2\theta}$ [67].

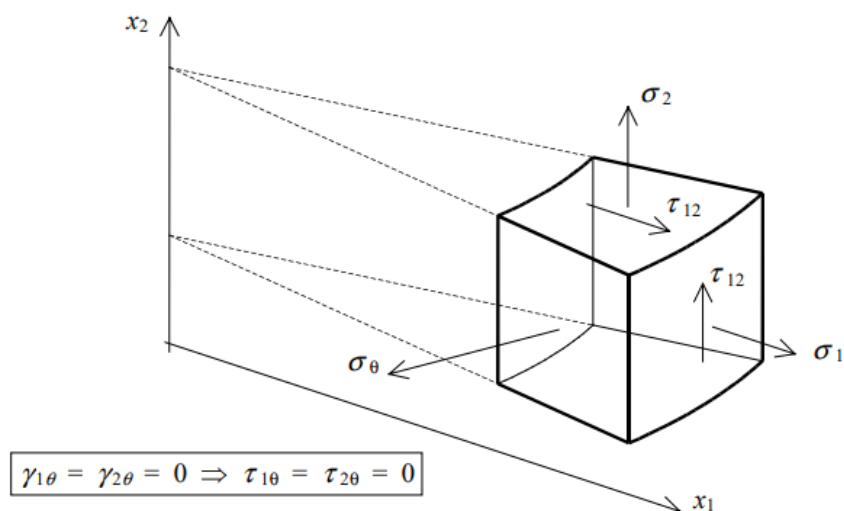


Figura 24 - Componentes não nulos do tensor das tensões em problemas axissimétricos [67]

Pela lei de Hooke, as tensões radial e circunferencial podem ser escritas da seguinte forma, equações 1 e 2:

$$\sigma_1 = \frac{E(1-\nu)}{(1-2\nu)(1+\nu)} \left(\varepsilon_1 + \frac{\nu}{1-\nu} \varepsilon_\theta \right) + \frac{E\nu}{(1-2\nu)(1+\nu)} \varepsilon_2 \quad (1)$$

$$\sigma_\theta = \frac{E(1-\nu)}{(1-2\nu)(1+\nu)} \left(\varepsilon_\theta + \frac{\nu}{1-\nu} \varepsilon_1 \right) + \frac{E\nu}{(1-2\nu)(1+\nu)} \varepsilon_2 \quad (2)$$

Para os casos em que a estrutura e os carregamentos são axissimétricos, o campo de deslocamentos depende apenas das coordenadas x_1 e x_2 e tem apenas dois componentes, pois não existe deslocamento circunferencial devido à simetria. Assim verifica-se que o comportamento é também axissimétrico.

Admite-se que o eixo de simetria x_2 é sempre vertical e o eixo x_1 , assim como as componentes, segundo x_1 , recebem a designação de radiais. O componente u_θ designa-se como deslocamento circunferencial. A deformação circunferencial ε_θ corresponde ao quociente entre a variação do perímetro de uma fibra e o perímetro original (Figura 25) [67].

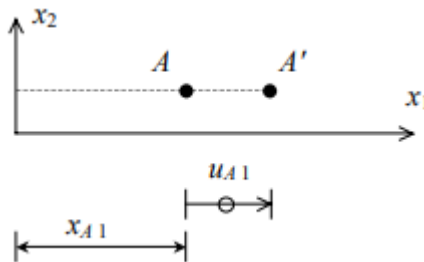


Figura 25 - Definição da deformação circunferencial [67]

O perímetro inicial da circunferência que passa pelo ponto A é obtido em função de:

$$P_o = 2\pi x_{A1} \quad (3)$$

O perímetro da circunferência, após a deformação, é função da equação 4.

$$P = 2\pi(x_{A1} + u_{A1}) \quad (4)$$

A deformação circunferencial obtém-se através de:

$$\varepsilon_\theta = \frac{P - P_o}{P_o} \quad (5)$$

Assim, substituindo (3) e (4) em (5), obtém-se a equação 6.

$$\varepsilon_\theta = \frac{2\pi x_{A1} + 2\pi u_{A1} - 2\pi x_{A1}}{2\pi x_{A1}} = \frac{u_{A1}}{x_{A1}} \quad (6)$$

Por não corresponderem a uma deformação axissimétrica, são nulas as deformações de corte $\gamma_{1\theta}$ e $\gamma_{2\theta}$. Nestas circunstâncias o vetor das deformações ε é função da expressão 7.

$$\begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_\theta \\ \gamma_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial u_1}{\partial x_1} \\ \frac{\partial u_2}{\partial x_2} \\ \frac{u_1}{x_1} \\ \frac{\partial u_1}{\partial x_2} + \frac{\partial u_2}{\partial x_1} \end{bmatrix} \Leftrightarrow \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_\theta \\ \gamma_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x_1} & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial x_2} \\ \frac{1}{x_1} & 0 \\ \frac{\partial}{\partial x_2} & \frac{\partial}{\partial x_1} \end{bmatrix} \quad (7)$$

que, de um modo mais compacto, corresponde a

$$\varepsilon = Lu \quad (8)$$

Nestas circunstâncias, a relação constitutiva é obtida através da equação 9.

$$\begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_\theta \\ \tau_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_1 & C_2 & C_2 & 0 \\ C_2 & C_1 & C_2 & 0 \\ C_2 & C_2 & C_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_\theta \\ \gamma_{12} \end{bmatrix} \quad (9)$$

onde:

$$C_1 = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad (10)$$

$$C_2 = \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad (11)$$

$$C_3 = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (12)$$

Para o cálculo da matriz de rigidez K considera-se a seguinte expressão:

$$K = \int_V B^T DB dv \quad (13)$$

sendo o perímetro da fibra correspondente aos pontos de abcissa x_1 dado pela expressão $2\pi x_1$, pelo que a matriz K apresenta a seguinte forma:

$$K = \int_S B^T DB (2\pi x_1) dS \quad (14)$$

Após a mudança de variável, obtém-se a expressão 15.

$$K = \int_{-1}^{+1} \int_{-1}^{+1} B^T DB(2\pi x_1) J ds_1 ds_2 \quad (15)$$

Uma vez que se pretende que todos os componentes da função integrada da equação anterior sejam funções de s_1 e s_2 , deve calcular-se x_1 através da seguinte expressão:

$$x_1(s_1, s_2) = N_1(s_1, s_2)\bar{x}_{11} + \dots + N_n(s_1, s_2)\bar{x}_{n1} \quad (16)$$

em que n é o número de nós do elemento finito.

A matriz B e o determinante Jacobiano J são calculados, tal como foi exposto no capítulo 6, através da literatura de H. L. G. Pina, 1976, supondo que os elementos finitos do problema axissimétrico se situam no plano (x_1, x_2) conforme Figura 23. O integral duplo pode ser calculado recorrendo à quadratura de Gauss. Os integrais correspondentes ao cálculo das forças nodais equivalentes às ações exteriores têm de ser adaptados ao caso axissimétrico conforme apresentado [67].

Com base na lei de Hooke são obtidas as componentes de tensão, que permitem o cálculo da tensão equivalente de Von Mises. A expressão 17 identifica essa relação, considerando as seis componentes de um estado tridimensional de tensão genérico (Figura 26).

$$\sigma_{eq} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2]} \quad (17)$$

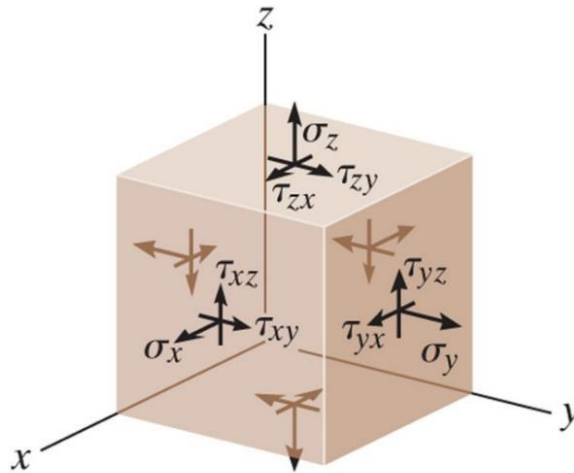


Figura 26 - Tensões principais para um estado de tensões

3.2 Modelo computacional em estudo

No MEF existem três etapas fundamentais: o pré-processamento, a solução e o pós-processamento.

A primeira etapa, o pré-processamento, inicia-se com a modelação da geometria do problema em estudo no programa ANSYS®. Ainda nesta fase, é definida a malha que discretiza o domínio, define-se qual o tipo de análise a realizar (neste caso, estrutural linear estática), introduzem-se as propriedades dos materiais (para o modelo em estudo, o módulo Young e o coeficiente Poisson), elege-se o tipo de elemento finito, aplicam-se as condições de fronteira e o carregamento na estrutura.

Na etapa da solução são geradas as equações necessárias para a resolução do problema, onde o cálculo das mesmas permite validar o modelo criado no pré-processamento. O tempo de cálculo depende da quantidade de equações geradas e do tipo de análise adotada.

Na última etapa, o pós-processamento, são apresentados os resultados, sob a forma gráfica ou em listagem, onde é possível obter os resultados de campo de deslocamentos, deformações e tensões, representativas de uma análise do tipo estrutural.

Feita esta breve abordagem, apresenta-se de seguida o modelo construído para a análise dos diferentes modelos de implantes através do MEF.

O modelo numérico foi assumido num estado de osseointegração ideal, onde o implante e o osso foram considerados em contato perfeito. Para o implante foram considerados dois tipos de materiais distintos, Titânio e Zircónia, considerados elásticos lineares, homogêneos e isotrópicos. Para o osso (cortical e trabecular) os materiais foram considerados ortotrópicos.

As propriedades elásticas correspondentes, como o módulo de Young (E) e o coeficiente de Poisson (ν) foram determinadas através da literatura, Tabela 1 e Tabela 2.

Tabela 1 - Propriedades mecânicas do osso cortical e trabecular [9]

Propriedade		Osso cortical	Osso trabecular
Módulo de Young [MPa]	Ex	12500	210
	Ey	17900	1148
	Ez	26600	1148
Coefficiente de Poisson	PRxy	0,18	0,055
	RRyz	0,31	0,055
	RRxz	0,28	0,322
Módulo de corte [MPa]	Gxy	4500	68
	Gyz	5300	68
	Gxz	7100	434

Tabela 2 - Propriedades mecânicas do Titânio e Zircónia [9]

Propriedade	Titânio	Zircónia
Módulo de Young [MPa]	110000	14400
Coefficiente de Poisson	0,32	0,30

Para o estudo dos modelos do parafuso e do implante dentário, foram consideradas duas formas de rosca: triangular e quadrada, Figura 27 e Figura 28. Para cada um dos formatos foram escolhidos dois diâmetros, de 4 e 6 mm, por serem considerados usuais na aplicação da prática clínica.



Figura 27 - Modelo com geometria triangular



Figura 28 - Modelo com geometria quadrada

Nas Figura 29 e Figura 30 estão representados os desenhos com as respectivas medidas do osso (cortical e trabecular) e do implante. A Tabela 3 identifica as diferentes zonas dos materiais em estudo nos modelos considerados. Verifica-se ainda que a única diferença dos modelos é o tipo de rosca escolhida (triangular e quadrada).

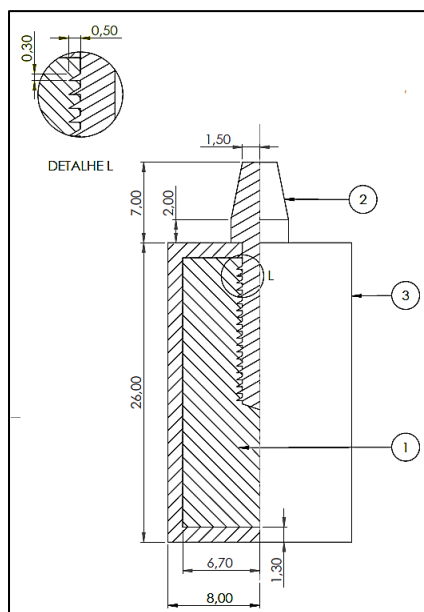


Figura 29 - Desenho técnico modelo geometria triangular

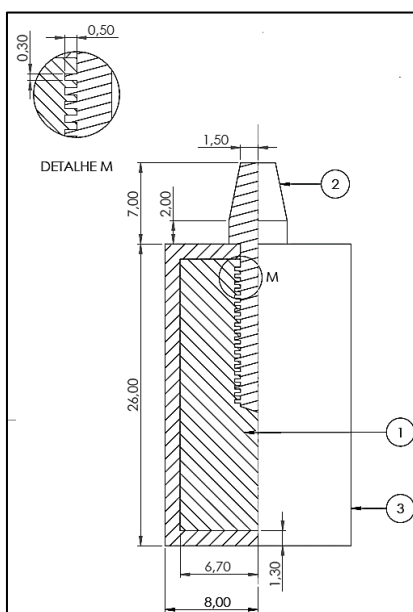


Figura 30 - Desenho técnico modelo geometria quadrada

Tabela 3 - Lista de material das figuras 27 e 28

1	Osso trabecular
2	Implante
3	Osso cortical

As análises computacionais foram efetuadas com dois tipos de malhas distintas utilizando elementos finitos de 4 ou 8 nós, quando o material do parafuso é em Titânio. Após a análise de resultados com a utilização destes dois tipos de elementos, optou-se pela escolha única de elementos de 8 nós para as restantes soluções. Quando o parafuso é em Zircônia, considerou-se então unicamente a malha de elementos finitos com 8 nós.

Na Tabela 4 consta um resumo dos modelos utilizados considerando o material do parafuso em Titânio, o respetivo diâmetro e o tipo de geometria da rosca.

Tabela 4 - Tabela resumo dos modelos em Titânio

Modelo em Titânio		
Elemento Finito	Geometria quadrada	Geometria triangular
8 NÓS	Ø 4 mm	Ø 4 mm
	Ø 6 mm	Ø 6 mm
4 NÓS	Ø 4 mm	Ø 4 mm
	Ø 6 mm	Ø 6 mm

Atendendo à melhor precisão de resultados obtidas no modelo com o implante em Titânio, no caso do modelo em Zircónia, foi considerada a malha de elementos finitos de 8 nós. Para esse caso, a Tabela 5 faz referência aos modelos utilizados, em função do diâmetro e do tipo de geometria da rosca.

Tabela 5 - Tabela resumos dos modelos em Zircónia

Modelo em Zircónia		
Elemento Finito	Geometria quadrada	Geometria triangular
8 NÓS	Ø 4 mm	Ø 4 mm
	Ø 6 mm	Ø 6 mm

3.3 Imposição de condições fronteira

A mastigação é muito importante para definir as cargas que devem ser aplicadas nos modelos de elementos finitos.

Existem diferentes valores de cargas de mastigação, conforme disponíveis na literatura, tendo em conta a variação da consistência dos alimentos e o padrão muscular de cada indivíduo.

Nos modelos em estudo, a carga foi aplicada no sistema osso-implante no sentido axial do implante, denominada como carga vertical. A força axial mastigatória média de 80N foi determinada a partir da literatura e aplicada na cabeça do parafuso (Haase 2013).

Na Figura 31 estão representadas as forças de mastigação exercidas no topo do implante na direção vertical. A extremidade inferior do modelo foi assumida como fixa (deslocamentos impedidos nas duas direções das translações). Tratando-se de modelo em axissimetria, o eixo vertical e central do modelo representa o eixo de rotação, onde se consideram aplicadas as condições de fronteira correspondentes ao impedimento de deslocamento horizontal. A seção observada do modelo é bidimensional pelo que o tipo de elemento finito utilizado é plano.

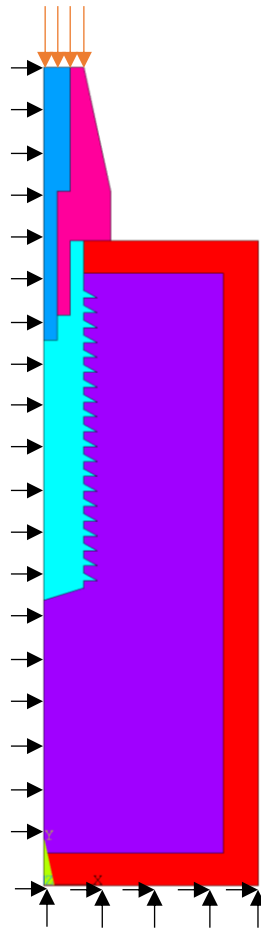


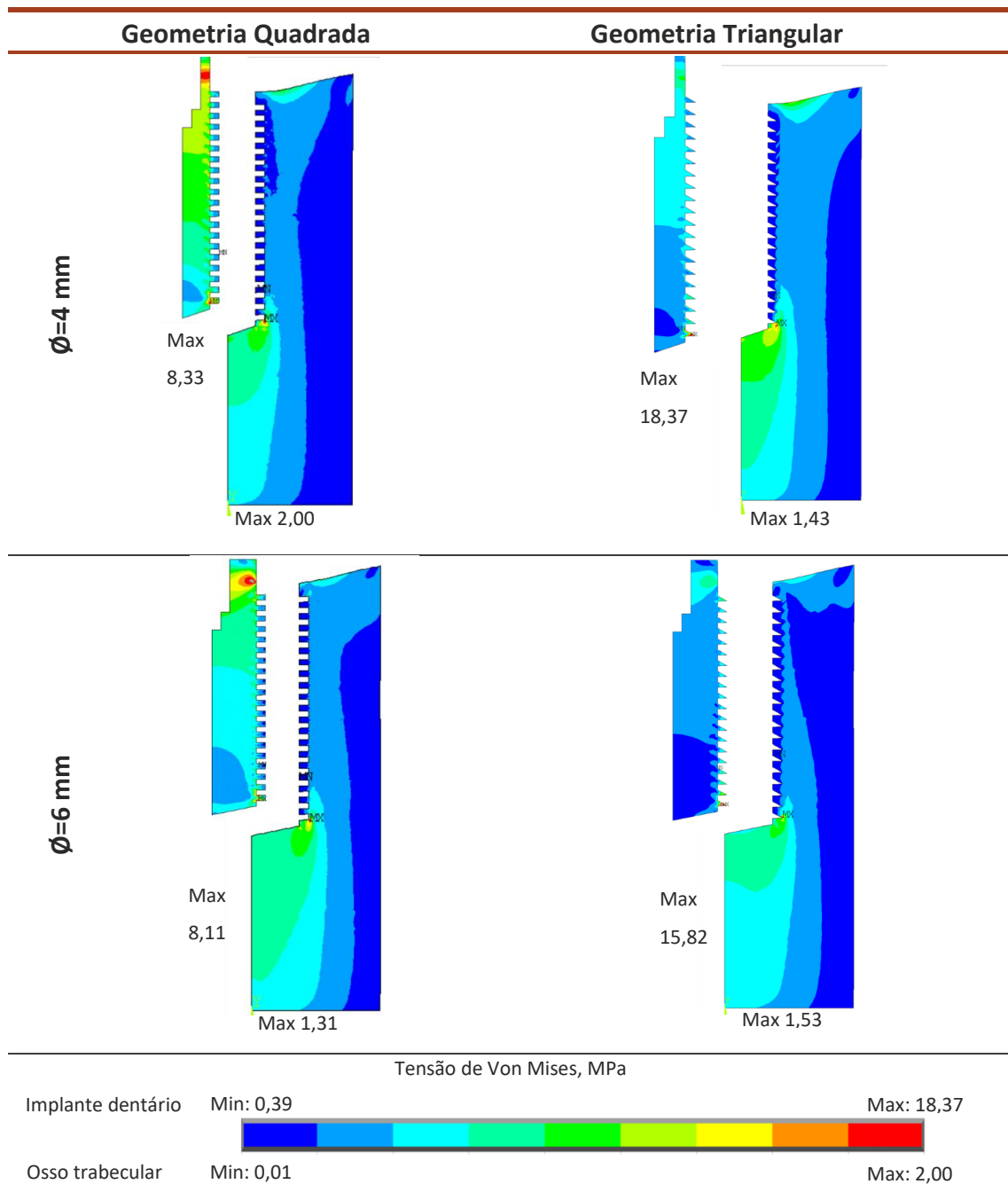
Figura 31 - Modelo com condições fronteira e carga aplicada no topo

3.4 Resultados

3.4.1 Malha com elemento de 4 nós – Titânio

A Tabela 6 apresenta os resultados da tensão de von Mises nos modelos de geometria quadrada e triangular, para os diâmetros de 4 e 6 mm, no implante dentário e no osso trabecular, respectivamente. Em cada modelo é apresentado o valor máximo da tensão equivalente de von Mises.

Tabela 6 - Tensões de von Mises nos modelos 4 nós (d=4 e 6mm, Ti).



Conforme se observa na Tabela 6, as tensões máximas de von Mises localizam-se junto ao último dente da rosca, sendo que o valor mais crítico acontece para a geometria triangular e para o diâmetro de 4 mm.

Para verificação do nível de tensões instaladas ao longo do parafuso e junto à interface osso cortical e trabecular, foram registados em gráfico o nível de tensões equivalentes ao longo da interface osso-implante.

Nas Figura 32 e Figura 33 estão representados diferentes nós ao longo do implante, nos quais foram retirados os valores de tensões de von Mises para obtenção e discussão de resultados.

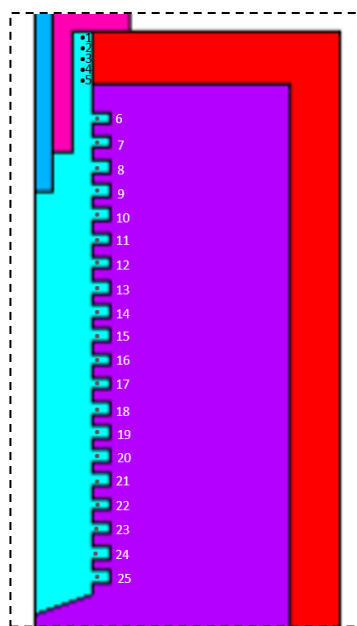


Figura 32 - Representação dos nós utilizados ao longo do implante de geometria quadrada

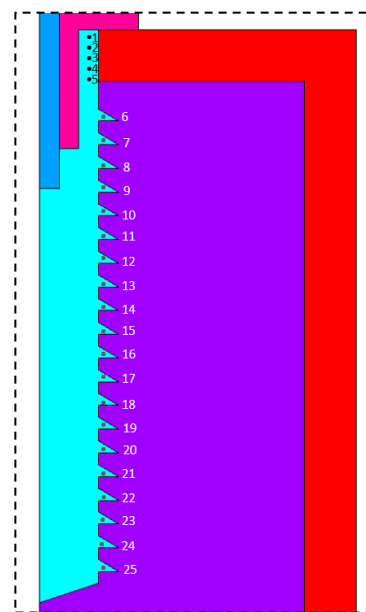


Figura 33 - Representação dos nós utilizados ao longo do implante de geometria triangular

As tensões equivalentes relativas à distribuição das tensões ao longo do implante de Titânio, estão representadas na Figura 34.

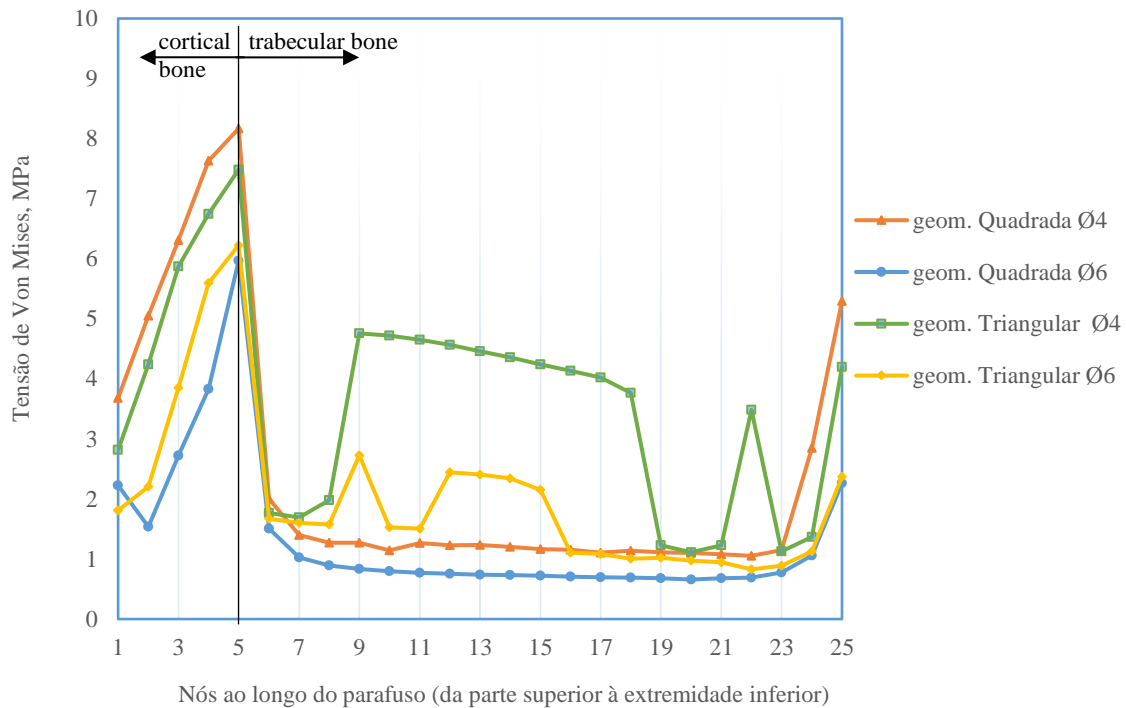


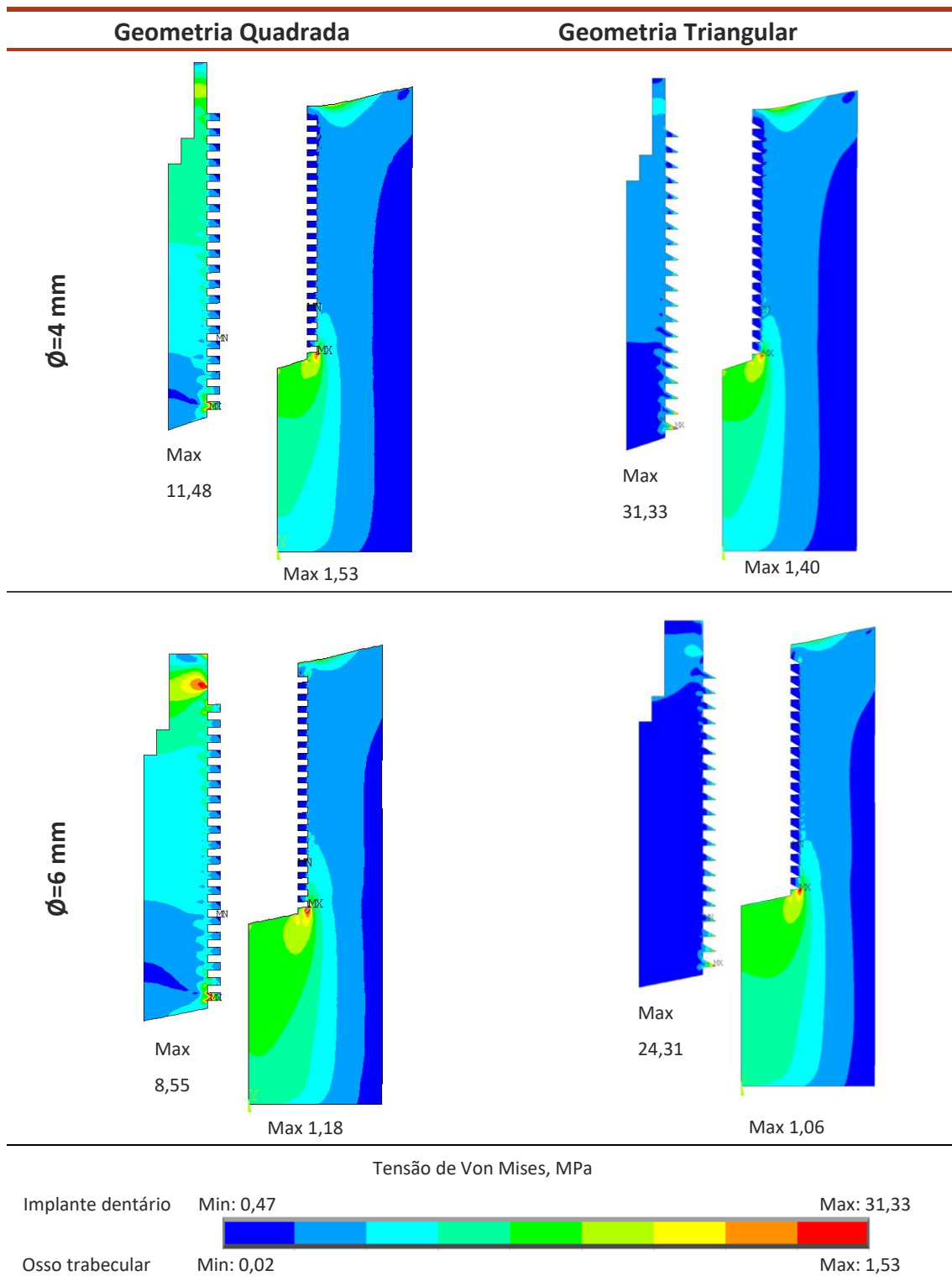
Figura 34 - Tensões von Mises nos modelos de 4 nós ao longo do comprimento do parafuso

Pela análise da Figura 34, o modelo que apresenta uma tensão mais elevada de von Mises é o modelo de geometria quadrada com o diâmetro de parafuso de 4 mm. Sendo que em oposição, a geometria quadrada com diâmetro de 6 mm é a que tem o nível de tensões mais baixo instalado tanto no osso trabecular, como também na zona cortical. Para todos os modelos o pico de tensão é atingido no ponto 5 que representa a transição da zona trabecular para a cortical.

3.4.2 Malha com elemento de 8 nós – Titânio

Após a análise dos resultados obtidos nos modelos com malhas de elementos finitos de 4 nós, verificou-se que na geometria triangular, os resultados não são tão precisos como na geometria quadrada. Há uma grande variação entre as tensões obtidas, pelo fato de a geometria dos dentes do parafuso ser geometria triangular o que torna irregular o controlo da malha. Para tentar minimizar esta variação, optou-se por analisar os mesmos modelos, com as mesmas características usando uma malha com elementos finitos de 8 nós, por ser um elemento de grau de polinómio superior. Assim, na Tabela 7, pode verificar-se as tensões máximas de von Mises, obtidas em todos os modelos.

Tabela 7 - Tensões de von Mises nos modelos 8 nós (d=4 e 6mm, Ti).



Com a malha de elementos de 8 nós e conforme se observa na Tabela 7 as tensões máximas de von Mises localizam-se junto ao último dente, sendo que o valor mais crítico acontece para a geometria triangular no diâmetro de 4 mm.

As tensões equivalentes de von Mises, relativas à distribuição das tensões ao longo do comprimento do implante em Titânio, com malhas de elemento de 8 nós, estão representadas na Figura 35.

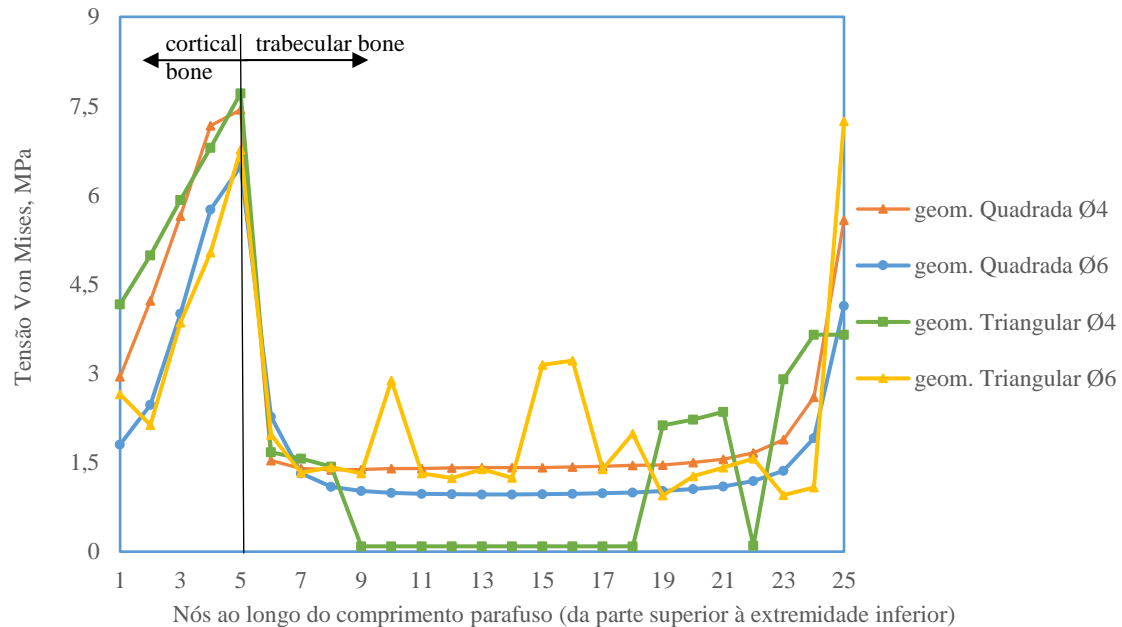


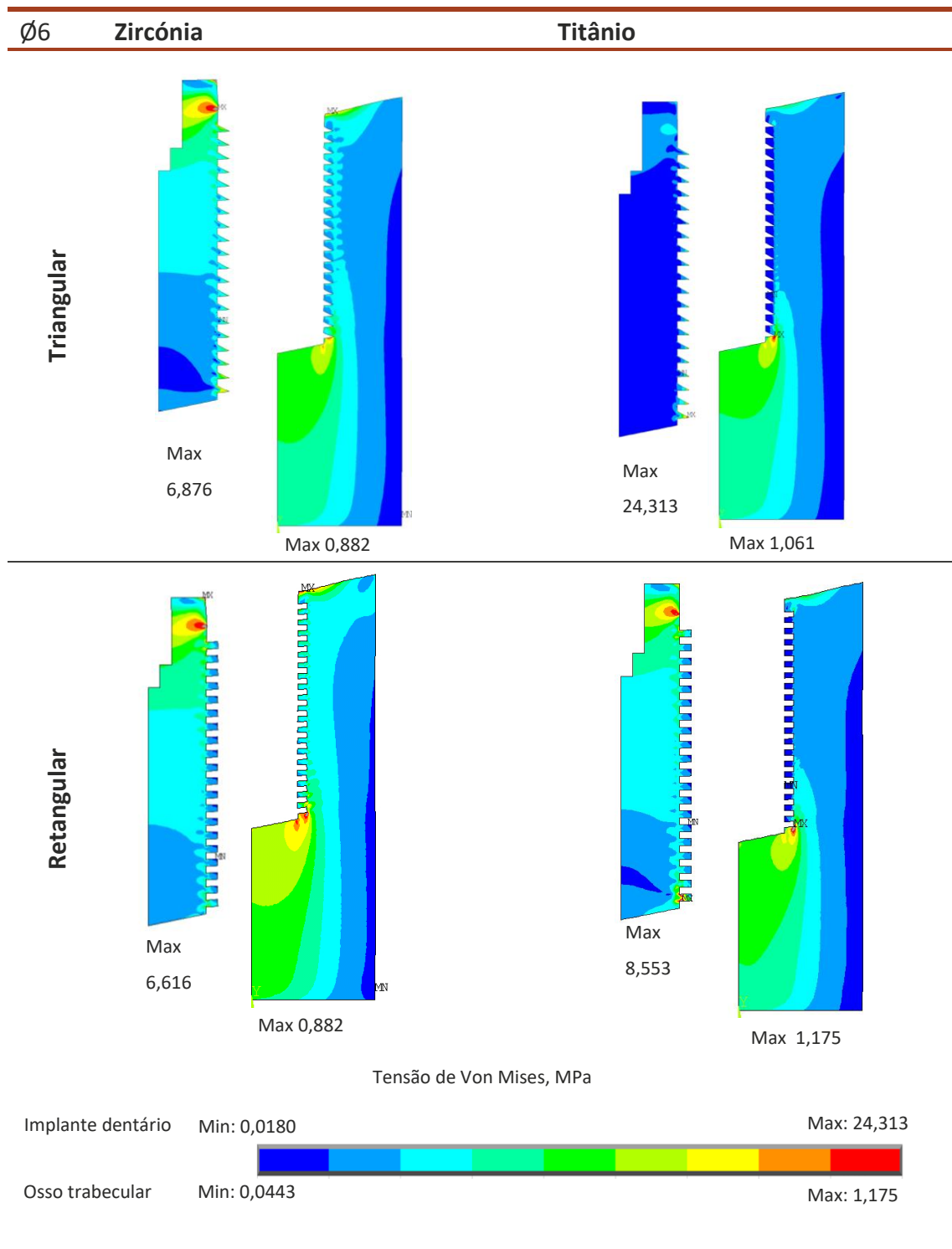
Figura 35 - Tensões de von Mises para cada modelo de 8 nós ao longo do comprimento do implante

Semelhante ao gráfico anteriormente analisado, Figura 34, pela análise da Figura 35, também a geometria quadrada de 4 mm é o modelo que apresenta uma tensão mais elevada de von Mises. No entanto, a geometria triangular com diâmetro de 4 mm apresenta tensões igualmente elevadas com picos de tensões semelhantes ao de geometria quadrada com o mesmo diâmetro. O modelo que tem o nível de tensões na zona do osso, trabecular e cortical, mais baixo é a geometria quadrada de 6 mm. Para todos os modelos, o pico de tensão é atingido no nó 5 que representa a transição da zona trabecular para a cortical.

3.4.3 Malha com elemento de 8 nós – Zircónia versus Titânio

Na Tabela 8 está representada uma comparação entre quatro modelos, com os dois formatos de perfil de rosca, diâmetro interno de 6 mm e dois materiais para o parafuso, Titânio e Zircónia.

Tabela 8 - Malhas e tensões de von Mises nos modelos de Zircónia e Titânio (d=6mm).



A Figura 36 mostra os resultados da tensão equivalente medida nos nós ao longo do comprimento de rosca do parafuso. Confirma-se que, independentemente do material, o parafuso com formato triangular apresenta maior tensão comparando com o implante de formato retangular.

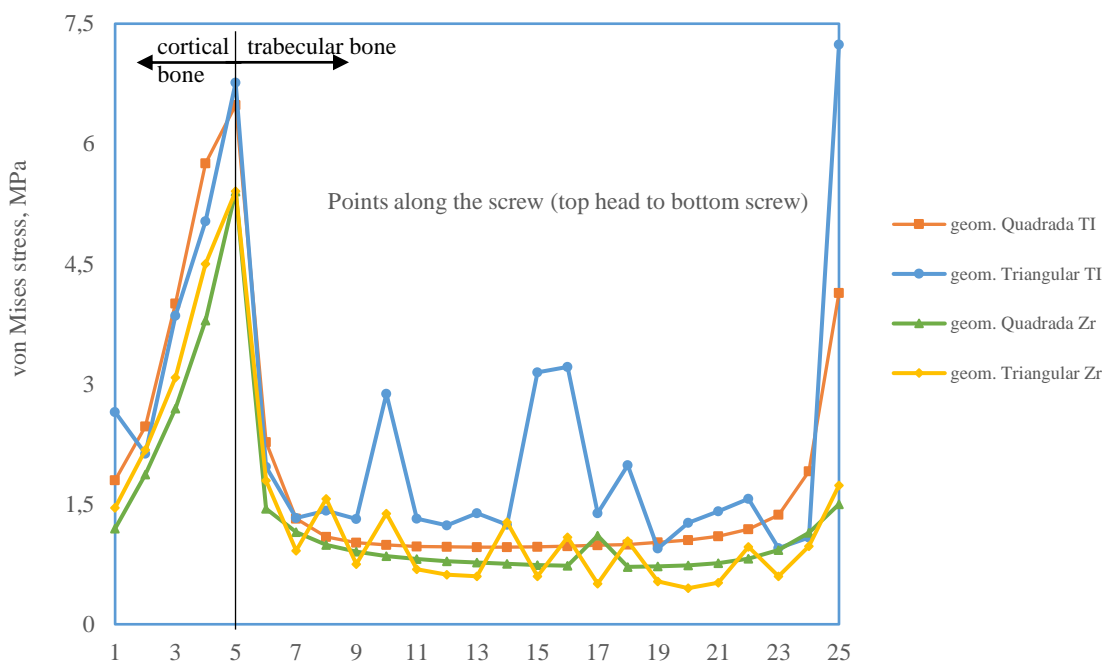


Figura 36 - Tensões de von Mises no modelo de Zircônia e Titânio ao longo do comprimento do implante ($\varnothing=6\text{mm}$)

Para além do referido, o gráfico demonstra que a distribuição de tensão menor acontece quando o material é Zircónia. No parafuso com o implante em Titânio, são notáveis os picos de concentração de tensão localizados no canto do último dente do perfil da rosca. O nível de tensão no material do implante em Titânio é superior quando comparado com o do material em Zircónia, nomeadamente na vizinhança do osso cortical. No comprimento do parafuso na base inferior, há um pico de tensões com maior relevância no modelo de Titânio em formato triangular.

O material Zircónia impõe uma distribuição de tensões menor e mais constante ao longo do comprimento do parafuso deste estudo. Os resultados permitiram comparar o efeito na distribuição de tensões quando a rigidez do material foi alterada.

3.4.4 Discussão geral de resultados

Uma vez que a malha de elementos finitos gerada em cada perfil de rosca, depende da geometria, os resultados obtidos no interior de cada dente podem variar, o que é demonstrado pela geometria triangular. Para a geração de malhas há a limitação do número de graus de liberdade a utilizar no programa de análise. Isto implicou que em algumas zonas do implante, nomeadamente nos dentes do parafuso das geometrias triangulares, a malha gerada não é totalmente uniforme, tornando a recolha de dados mais difícil. Isto explica o facto de, nos gráficos analisados anteriormente, existam alguns picos de tensões ao longo do comprimento do parafuso.

A comparação entre os 4 modelos revelou que a menor distribuição de tensão no osso trabecular aparece nos modelos de diâmetros de 6 mm e o maior valor ocorre nos modelos com diâmetro de 4 mm.

Em termos de valores de deformação no osso, a investigação produzida por (Ding et al. 2009) alcançou os mesmos resultados. Mencionam que um diâmetro maior promove menores valores de tensão no osso, ao redor do implante [68].

Para cada diâmetro do implante, o modelo de perfil retangular revelou a menor distribuição de tensões. Assim como o material que manifestou menor distribuição de tensão foi o Zircônia.

Em todos os modelos verifica-se um aumento de tensões no parafuso, quando em contacto com o osso cortical, diminuindo no osso trabecular, onde o nível de tensão se dissipa ao longo do comprimento do implante, mas culmina na rosca a distal da cabeça do parafuso do implante.

O perfil de rosca retangular permite obter menores tensões e apresenta melhor desempenho em comparação com os outros perfis no osso trabecular.

Este resultado é muito importante clinicamente, uma vez que as tensões geradas na região da rosca dos implantes são responsáveis pela perda da massa óssea na periferia dos parafusos dos implantes dentários.

3.4.5 Parâmetros de transferência de carga

A transferência do estímulo mecânico é essencial para a iniciação do processo de remodelação do osso e necessária para prevenir o efeito de *stress shielding*.

Para caracterizar a transferência de carga entre o parafuso e o osso, entender as condições de remodelação óssea local e a osteossíntese pós-implantação, devem ser definidos alguns parâmetros quantitativos. Esses parâmetros são designados de transferência de carga e permitem a avaliação do estímulo mecânico no osso.

Esses parâmetros, que são denominados como parâmetros de transferência de tensão (STP), fornecem uma avaliação adimensional da divisão de carga entre um determinado parafuso de fixação e o osso envolvente.

Foram definidos dois parâmetros STP diferentes, α e β , conforme definidos nas equações 18 e 19, através da leitura de valores obtidos na interface osso-implante, [69].

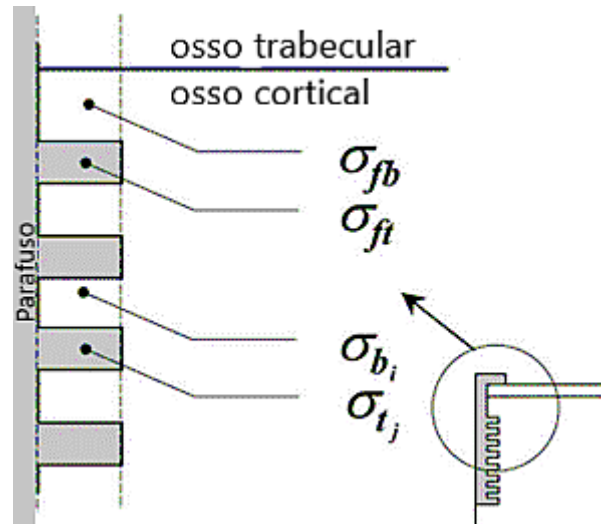


Figura 37 - Regiões para calcular os valores médios de tensão entre a rosca do parafuso e o osso trabecular circundante [69]

$$STP \alpha = \frac{\sigma_{fb}}{\sigma_{ft}} \quad (18)$$

$$STP \beta = \left(\frac{\frac{1}{N} \sum_{i=2}^N \sigma_{b_i}}{\frac{1}{N} \sum_{j=2}^N \sigma_{t_j}} \right) = \left(\frac{\sum_{i=2}^N \sigma_{b_i}}{\sum_{j=2}^N \sigma_{t_j}} \right) \quad (19)$$

$$STP \text{ total} = STP \alpha + STP \beta \quad (20)$$

A transferência de tensão da primeira rosca (mais superior) do parafuso, que suporta uma tensão média de σ_{ft} , para o volume do osso esponjoso, localizado diretamente acima, e que suporta uma tensão média de σ_{fb} , é quantificada pelo STP α [70].

A transferência de tensão de todas as outras roscas do parafuso (indexadas como $j \geq 2$ para excluir a primeira rosca) e que suportam as respectivas tensões de σ_{t_j} , para os volumes ósseos (indexados i) que se encontram entre essas roscas e as respectivas tensões de σ_{b_i} , quantificado pelo STP β [70].

Uma vez que o osso é comprimido entre a primeira rosca do parafuso de fixação e a cabeça do parafuso, a primeira rosca suporta uma carga substancial, o que pode fazer com que as concentrações de tensões se localizem na mesma [70].

Estes parâmetros STP são adimensionais e fornecem uma ferramenta interessante para a avaliação da transferência de carga que um implante transmite ao osso circundante. Idealmente, para um parafuso feito num material com propriedades idênticas às do osso, o parafuso e o osso terão cargas semelhantes e resultará numa transferência homogênea. Neste caso, o efeito do bloqueio de tensões (*stress shielding*) é atenuado [70].

De acordo com o trabalho realizado por alguns autores [67] estudaram diferentes parafusos hipotéticos com perfis triangulares, retangulares ou trapezoidais, fabricados num material com módulo de elasticidade idêntico ao do osso esponjoso (1 GPa).

Contrariamente, para parafusos com menor compatibilidade biomecânica (por exemplo, aqueles que são significativamente mais rígidos que o osso), obtiveram valores mais baixos. Por esse motivo, utilizaram as relações STP adimensionais para classificar diferentes projetos de parafusos comerciais e identificar os parâmetros de projeto mais críticos para o melhores desempenho biomecânico, [69].

Examinar a distribuição de tensões *in situ*, permite perceber os efeitos das características de um implante, no entanto, continuam a ser necessários estudos para perceber qual o estímulo mecânico (tensão, deformação, energia de deformação, taxa de deformação, etc) responsável pela iniciação do processo de remodelação do osso.

Muitos estudos estão a favor da densidade de energia de deformação (SED) e da sua taxa como um estímulo mecânico para a iniciação da osteointegração.

Kristina et al, propuseram um novo critério para avaliar a transferência de SED entre um parafuso e o osso adjacente. Este novo parâmetro permite comparar a transferência de estímulos de transferência de energia de deformação para o osso resultantes de alterações das características do implante, sendo um fator que pode atuar como estímulo para o início e o controlo do processo de remodelação óssea. A comparação dessas distribuições esclarece quais as configurações de parafusos que podem levar a uma maior transferência de estímulos mecânicos para o osso vizinho.

Assumindo que o osso é um material anisotrópico e se comporta de forma linear elástica, pode definir-se os parâmetros de transferência de densidade de energia de deformação (SEDTPs) como uma razão entre deformações e tensões de acordo com as expressões seguintes [70].

$$SEDTP \alpha = \frac{\sigma_b \varepsilon_b}{\sigma_t \varepsilon_t} \quad (21)$$

$$SEDTP \beta = \left(\frac{\sum_{i=2}^N \sigma_{bi} \varepsilon_{bi}}{\sum_{j=2}^N \sigma_{tj} \varepsilon_{tj}} \right) \quad (22)$$

$$SEDTP \text{ total} = SEDTP \alpha + SEDTP \beta \quad (23)$$

Onde novamente σ se refere à tensão efetiva de von Mises e ε representa a deformação efetiva de von Mises [70].

3.4.5.1 Resultados de tensão e deformação

No presente estudo, para quantificar o nível de estímulos mecânicos transferidos entre o implante e o osso vizinho, foi avaliado o valor médio das tensões de von Mises (σ_{bi} e σ_{tj} , tensão no osso e na rosca do implante triangular adjacente) ao longo de um perfil na interface osso-implante. Os valores de deformações ε_{bi} e ε_{tj} também foram registados ao longo do mesmo perfil.

A Figura 37 representa o perfil para o registo dos valores do nível de tensão e de deformação. As tensões e as deformações equivalentes de von Mises medidas permitem o cálculo dos parâmetros de transferência de carga (STPs e SEDTPs), conforme proposto por (Haase e Rouhi, 2013), de acordo com as equação expressas anteriormente [70]. Estes valores de registo permitem quantificar o nível de estímulos mecânicos transferidos entre o parafuso e o osso circundante durante as simulações computacionais realizadas com a alteração de diferentes parâmetros.

As Figura 38 e Figura 39 representam o cálculo do parâmetro de transferência de tensão e o parâmetro de transferência de densidade de energia de deformação, respetivamente, para os diferentes modelos de implante em estudo.

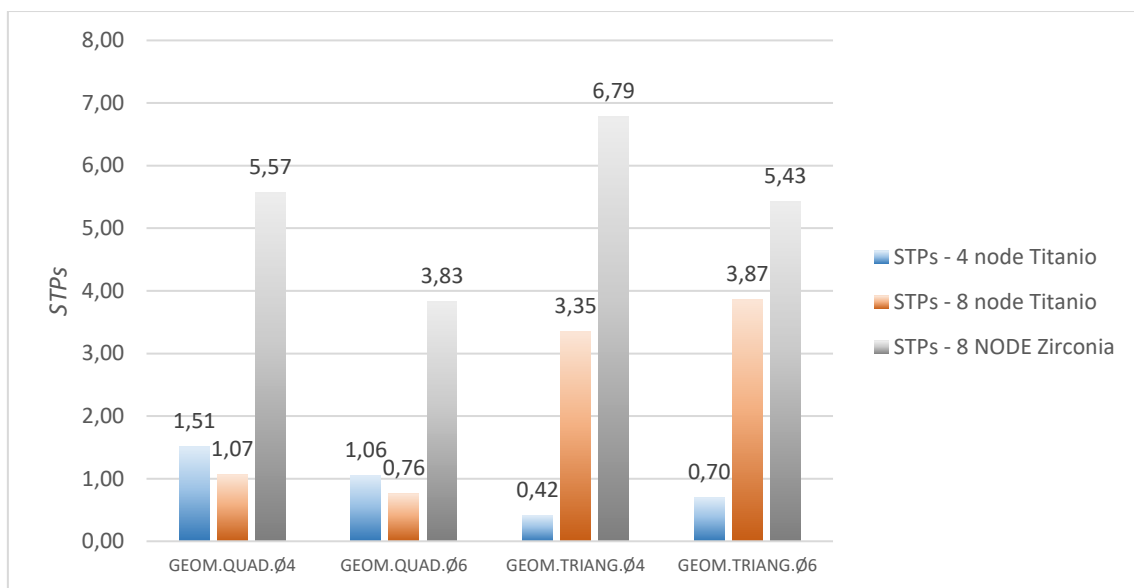


Figura 38 - Parâmetro de transferência de tensão (STPs)

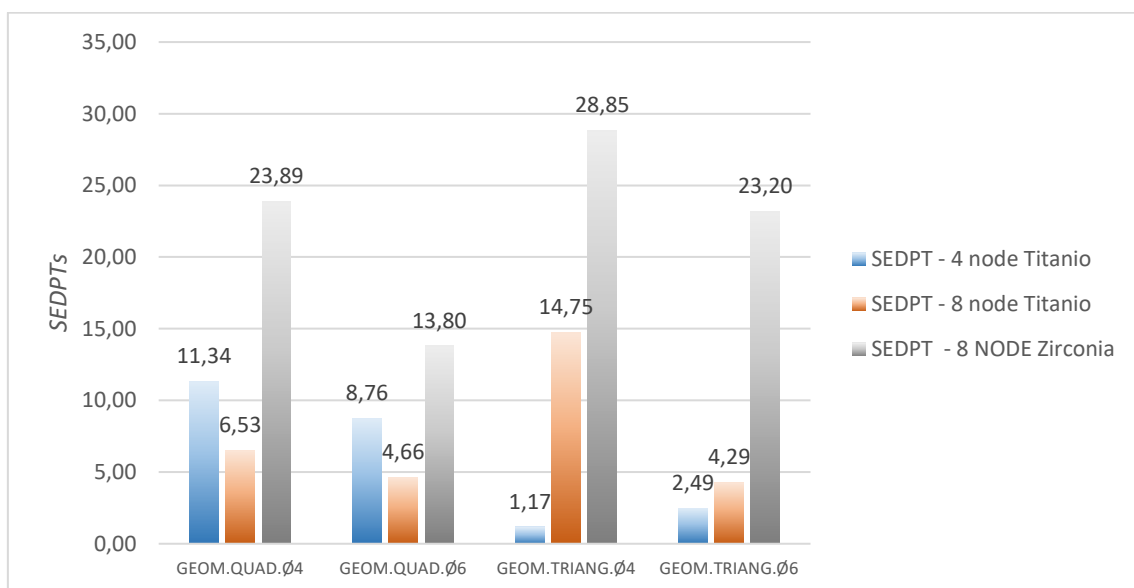


Figura 39 - Parâmetro de transferência de densidade de energia de deformação (SEDTPs).

Efeito de diferentes diâmetros do parafuso do implante dentário no Titânio

Com base nos resultados, para valores STPs maiores significa elevada tensão transferida para o osso [70].

Na Figura 40 estão apresentados os resultados obtidos dos parâmetros de transferência de carga para a geometria quadrada de Titânio, para ambos os diâmetros e assim comparar os resultados obtidos entre os modelos com diâmetros diferentes.

Pela análise da Figura 40 verifica-se que, na geometria quadrada, há um aumento de 31% na tensão total transferida entre o implante e o osso vizinho, com o aumento do diâmetro do implante. A relação SEDTPs é maior para um diâmetro de 4 mm, em comparação com um diâmetro de 6 mm, o que indica que um diâmetro menor é favorável para a distribuição desse estímulo mecânico.

No estudo de (Haase e Rouhi, 2013) obtiveram os mesmos resultados, em termos de distribuição da densidade de energia de deformação. Concluíram que aumentando o diâmetro de um implante dentário de Titânio, o valor de SEDTPs diminui [70].

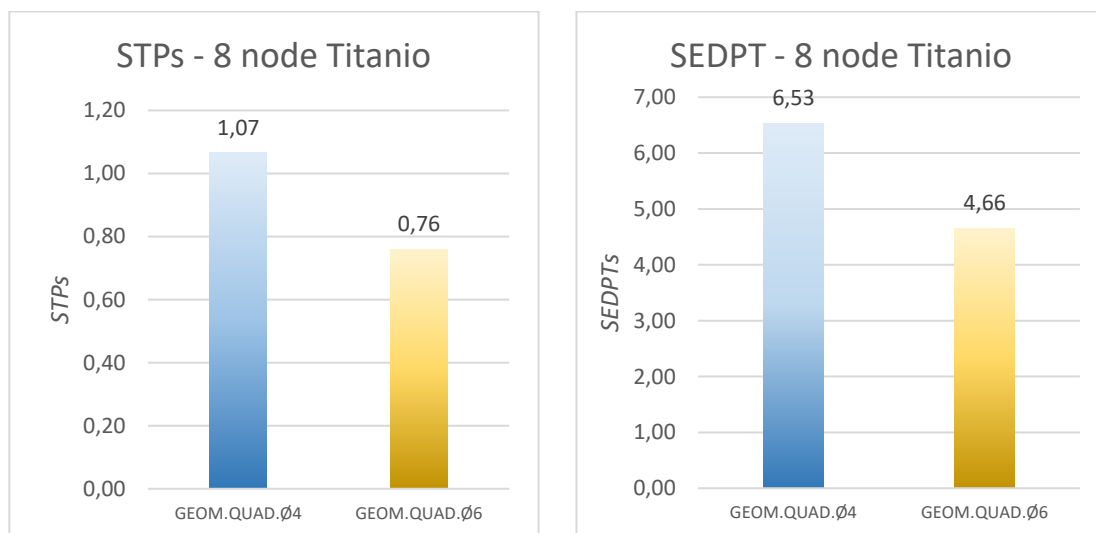


Figura 40 - Parâmetro de transferência de tensão (STPs) e parâmetro de transferência de densidade de energia de deformação (SEDTPs) – Geometria quadrada -Titânio.

A carga transferida para o osso diminui com o maior diâmetro do implante. Implantes com maior diâmetro resultam na menor transferência de tensão para o osso, originando o bloqueio de tensões e a consecutiva perda óssea. Estes resultados podem ser comparados com os estudos (Haase e Rouhi, 2013) e (Lung et al. 2019), que alcançaram os mesmos resultados usando Titânio [70], [71].

Os estímulos mecânicos são necessários para promover a manutenção regular do osso. Assim, uma maior transferência de estímulos mecânicos de um implante para o osso

circundante pode reduzir a probabilidade de efeitos indesejados e destrutivos dos efeitos do *stress shielding* [71].

Efeito de diferentes materiais, Titânio e Zircónia, na geometria quadrada com diâmetro de 4 mm

A simulação da redução do módulo de elasticidade (E) do parafuso de liga de Titânio para o parafuso de Zircónia resultou num aumento significativo da tensão total transferida entre o parafuso e o osso vizinho. Isso foi demonstrado pelo aumento médio dos parâmetros de transferência de carga definidos, Figura 41, o que está de acordo com estudos anteriores, onde nos implantes com módulo de elasticidade reduzido, resulta numa redução ao bloqueio de tensões [70].

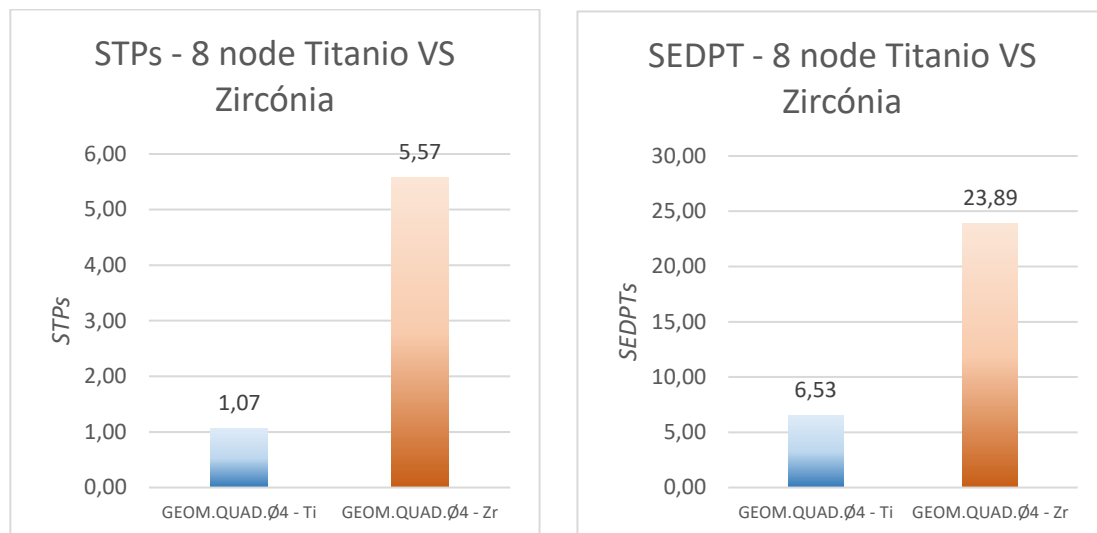


Figura 41 - Parâmetro de transferência de tensão (STPs) e parâmetro de transferência de densidade de energia de deformação (SEDPTs) – Geometria quadrada - Titânio VS Zircónia.

Efeito de diferentes geometrias dos perfis do implante

Ao variar o perfil de rosca do implante (triangular ou quadrada), foi possível comparar os parâmetros de transferência de tensão e de densidade de energia de deformação.

Na Figura 42 estão representados os resultados do STPs nos parafusos de geometria quadrada e triangular com os diâmetros de 4 e 6 mm. Em ambos os casos de cálculo dos estímulos envolvidos, os perfis de formato triangular resultaram num aumento de tensões transferidas para o osso, em comparação com os perfis retangulares [70].

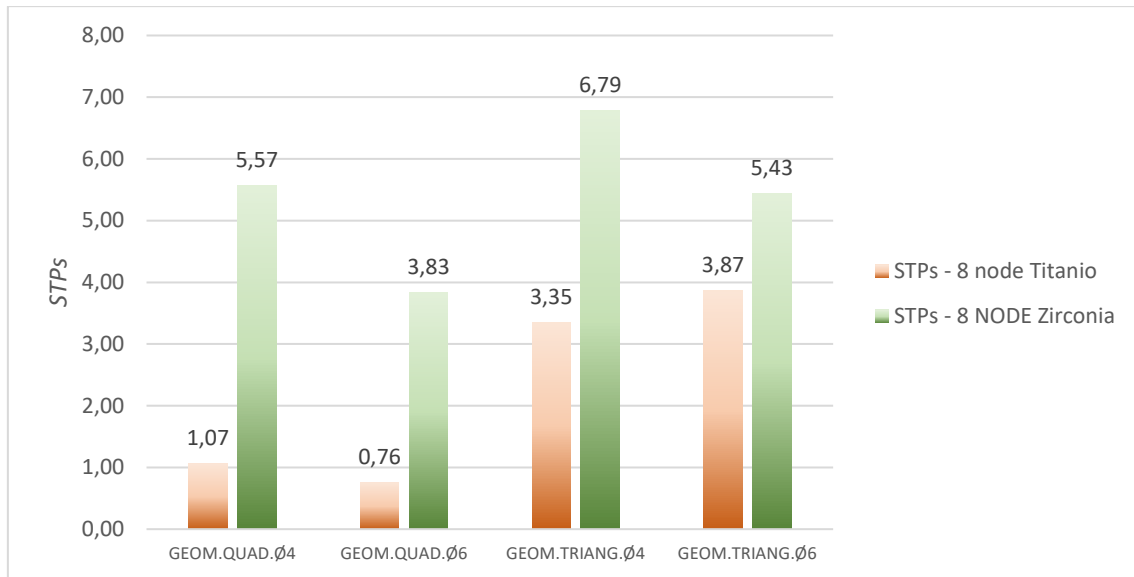


Figura 42 - Parâmetro de transferência de tensão (STPs) em diferentes perfis de rosca, triangular e quadrada, e diâmetros, 4 e 6 mm.

Na Figura 43 estão representados os resultados obtidos para os parâmetros de transferência de densidade de energia de deformação (SEDTPs) nos modelos de Zircônia e Titânio para os dois diâmetros de 4 e 6 mm. Verifica-se que, semelhante aos parâmetros STPs, os perfis de formato triangular resultaram num aumento da transferência de densidade de energia de deformação transferidas para o osso, em comparação com os perfis retangulares [70].

Verifica-se, no entanto, nos modelos de Titânio com um diâmetro de 6 milímetros uma ligeira diminuição nos parâmetros de transferência de densidade de energia de deformação da geometria quadrada para a geometria triangular. Este efeito, poder-se-á justificar com o facto de haver a limitação de criação da malha no modelo computacional, o que implica que os dados obtidos na geometria triangular apresentam picos de tensão que podem influenciar os cálculos de parâmetros.

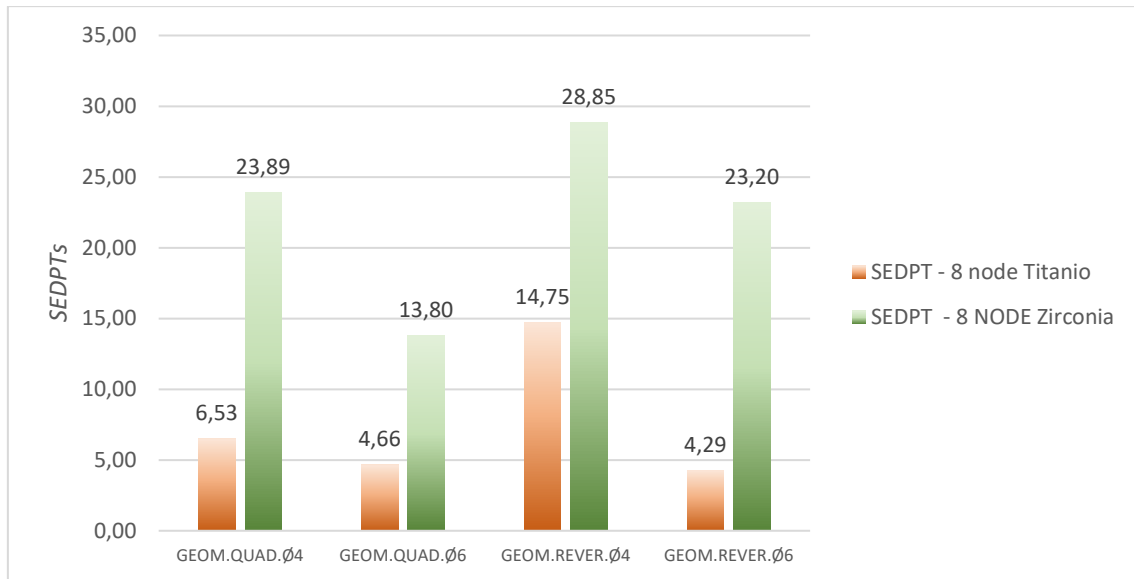


Figura 43 - Parâmetro de transferência de densidade de energia de deformação (SEDTPs) em diferentes perfis de rosca, triangular e quadrada, e diâmetros, 4 e 6 mm.

CONCLUSÕES E PROPOSTAS DE TRABALHOS FUTUROS

4.1 Conclusões

4.2 Propostas de trabalhos futuros

4 CONCLUSÕES E PROPOSTAS DE TRABALHOS FUTUROS

4.1 CONCLUSÕES

Embora os implantes dentários tenham uma taxa de sucesso bastante elevada, a mesma não está isenta de riscos e complicações. Ao longo das últimas décadas, foram realizados vários estudos, para modificar e melhorar a compatibilidade dos parafusos, sempre com o propósito de aumentar a taxa de recuperação do osso e assim alcançar uma rápida osseointegração.

Com a revisão bibliográfica realizada, foi possível obter várias conclusões:

- As características do parafuso a ser utilizado são extremamente importantes para a osseointegração do osso-implante. Além da geometria do parafuso e da técnica cirúrgica, o tratamento da superfície dos parafusos e o tipo de material utilizado são os fatores chave para alcançar uma osseointegração rápida e durável, bem como para a estabilidade do implante ao longo do tempo. As propriedades químicas da superfície do parafuso em contato com os tecidos biológicos são reconhecidas por desempenharem um papel fundamental no processo de cicatrização. O mecanismo exato subjacente ao processo de osseointegração permanece pouco conhecido, assim como, a rugosidade e a geometria ideais da superfície do parafuso, que ainda são fatores discutidos atualmente pela comunidade científica. No entanto, é consensual que os implantes com a superfície rugosa apresentam um desempenho superior em relação aos implantes lisos.
- A maioria dos estudos *in vivo* e *in vitro* mostraram que existem novas geometrias de parafusos, baseadas em modificações dos parafusos comercialmente já disponíveis e fabricados. Estas melhorias nos parafusos demonstram que o mercado desta área de negócio está em constante evolução.
- Para além de todos os fatores relacionados com o parafuso, verificou-se que a densidade óssea é uma característica importante para a eficácia da osseointegração, sendo por isso fundamental, uma análise prévia da biologia do osso onde vai ser alojado o parafuso.
- Com base no estudo sobre os diferentes fatores que envolvem a importância do elemento parafuso no ato cirúrgico da implantologia dentária, foram reunidas as principais informações para o desenvolvimento do presente trabalho de dissertação.

O desenvolvimento do modelo computacional para a análise do implante dentário, permitiu registrar diferentes conclusões:

- Considerando as limitações impostas pelo tipo de estudo efetuado pode concluir-se que as diferentes áreas de contato entre a interface osso-implante, afetam a estabilidade primária dos implantes dentários, e esta é influenciada pelos vários fatores do macro *design* estudados.
- Com base nas simulações computacionais realizadas, apresentaram-se resultados numéricos sobre os estímulos mecânicos transferidos do implante dentário para o osso, de acordo com diferentes materiais escolhidos para o implante dentário, com dois formatos de perfil de rosca e dois diâmetros diferentes.
- Os resultados numéricos obtidos, através da análise de elementos finitos, permitiram determinar o nível de tensão e de deformação em todos os modelos, para a avaliação dos estímulos mecânicos, e conseqüentemente tirar conclusões sobre a menor perda óssea, concluindo assim sobre o implante escolhido.
- Conclui-se que a utilização de implantes com menor diâmetro e maior comprimento de inserção poderão ser uma melhor opção para dissipar as forças que neles atuam, e assim reduzir a tensão no osso em torno do implante, aumentando a estabilidade primária.
- O material, a forma e a dimensão da rosca do implante dentário também influenciam o tipo de forças que são transferidos para o osso recetor.
- Apresentaram-se e determinaram-se os parâmetros de avaliação dos estímulos mecânicos, sendo que valores elevados permitem concluir sobre o aumento da tensão transferida para o osso.
- Verifica-se que o maior dano e absorção óssea se desenvolve na região adjacente ao implante.
- Para todos os modelos, o pico de tensão é atingido na transição da zona trabecular para a cortical.
- Pela análise dos parâmetros de transferência de carga, confirma-se que a forma da rosca do implante dentário influencia o tipo de forças que são transferidos para o osso recetor. A geometria triangular mostrou-se favorável para a utilização em implantes dentários, e respetiva colocação no osso esponjoso.
- Relativamente ao material, a utilização de um parafuso de Zircónia resulta num aumento significativo da tensão total transferida entre o parafuso e o osso vizinho. Isto significa que o implante com módulo de elasticidade reduzido resulta uma maior proteção contra tensões, ou seja, redução do efeito de *stress shielding*.

Pela análise geral dos resultados, tendo em conta os parafusos considerados no estudo, o implante de diâmetro 4 mm, geometria triangular e material em Zircónia, na conjugação dos diferentes parâmetros, apresenta o melhor desempenho.

Por outro lado, o estudo (Eazhil et al. 2016) menciona que um diâmetro maior confere mais estabilidade e resistência à fratura, o que permite concluir que o diâmetro do implante não deve ser excessivamente baixo.

4.2 PROPOSTAS DE TRABALHOS FUTUROS

Como trabalhos futuros, sugere-se a continuação da análise deste trabalho permitindo aumentar os resultados obtidos através:

- Da avaliação de outro tipo de forças mastigatórias com inclinação relativa aos eixos,
- Da análise de diferentes comprimentos de implantes,
- De parâmetros diferentes como o número de roscas, largura e passo;
- De novos estudos com modelos de contato e atrito entre as superfícies envolventes,
- Da obtenção de imagens médicas de situações clínicas e proceder à sua representação tridimensional e análise computacional;
- Da avaliação do efeito da densidade óssea no cálculo dos parâmetros de estímulo mecânico.

**BIBLIOGRAFIA E OUTRAS FONTES
DE INFORMAÇÃO**

5 BIBLIOGRAFIA E OUTRAS FONTES DE INFORMAÇÃO

- [1] P.-I. Brånemark, U. Breine, R. Adell, B. O. Hansson, J. Lindström, and Å. Ohlsson, "Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses: I. Experimental Studies," *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.*, vol. 3, no. 2, pp. 81–100, Jan. 1969, doi: 10.3109/02844316909036699.
- [2] C. Dantas, "RD Evaluation of primary stability of two types of implants installed in standardized porcine bone models, using biomechanical tests and Micro-CT," *An Vitr. Pilot study*, pp. 80–101, 2012.
- [3] A. R. Rokn, A. A. R. R. Ghahroudi, A. Mesgarzadeh, A. A. Miremadi, and S. Yaghoobi, "Evaluation of stability changes in tapered and parallel wall implants: a human clinical trial," *J. Dent. (Tehran)*, vol. 8, no. 4, p. 186, 2011.
- [4] C. E. Misch and C. M. Misch, "Generic terminology for endosseous implant prosthodontics," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 68, no. 5, pp. 809–812, Nov. 1992, doi: 10.1016/0022-3913(92)90207-Q.
- [5] J. T. Steigenga, K. F. Al-Shammari, F. H. Nociti, C. E. Misch, and H.-L. Wang, "Dental Implant Design and Its Relationship to Long-Term Implant Success," *Implant Dent.*, vol. 12, no. 4, pp. 306–317, Dec. 2003, doi: 10.1097/01.ID.0000091140.76130.A1.
- [6] C.-J. Ivanoff, K. Gröndahl, L. Sennerby, C. Bergström, and U. Lekholm, "Influence of variations in implant diameters: a 3-to 5-year retrospective clinical report.," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 14, no. 2, 1999.
- [7] T. Albrektsson and L. Sennerby, "State of the art in oral implants," *J. Clin. Periodontol.*, vol. 18, no. 6, pp. 474–481, 1991.
- [8] T. Albrektsson, G. Zarb, P. Worthington, and A. R. Eriksson, "The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success," *Int j oral maxillofac Implant.*, vol. 1, no. 1, pp. 11–25, 1986.
- [9] L. Kong *et al.*, "Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis," *Adv. Eng. Softw.*, vol. 40, no. 7, pp. 474–478, Jul. 2009, doi: 10.1016/j.advengsoft.2008.08.003.
- [10] O. Eraslan and Ö. İnan, "The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis," *Clin. Oral Investig.*, vol. 14, no. 4, pp. 411–416, Aug. 2010, doi: 10.1007/s00784-009-0305-1.
- [11] H.-J. Chun *et al.*, "Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis," *J. Oral Rehabil.*, vol. 29, no. 6, pp. 565–574, Jun. 2002, doi: 10.1046/j.1365-2842.2002.00891.x.
- [12] I. Zarei, S. Khajepour, and P. Zahedinejad, "Assessing the effect of thread

- design on stress and strain distribution around dental implants, using three-dimensional finite element analysis," *J Dent Biomater*, vol. 3, pp. 233–240, 2016.
- [13] R. S. Jadhav and N. B. N. Sinhgad, "A review: Mechanical Design of Dental Implants to Reduce Stresses around Implant-Bone Interface," 2015.
- [14] P. K. Bolind, C. B. Johansson, W. Becker, L. Langer, E. B. Sevetz, and T. O. Albrektsson, "A descriptive study on retrieved non-threaded and threaded implant designs," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 16, no. 4, pp. 447–455, Aug. 2005, doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01129.x.
- [15] L. Borchers and P. Reichart, "Three-dimensional Stress Distribution Around a Dental Implant at Different Stages of Interface Development," *J. Dent. Res.*, vol. 62, no. 2, pp. 155–159, Feb. 1983, doi: 10.1177/00220345830620021401.
- [16] S. Nishiguchi *et al.*, "Alkali- and heat-treated porous titanium for orthopedic implants," *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 54, no. 2, pp. 198–208, Feb. 2001, doi: 10.1002/1097-4636(200102)54:2<198::AID-JBM6>3.0.CO;2-7.
- [17] K. Yokoyama, T. Ichikawa, H. Murakami, Y. Miyamoto, and K. Asaoka, "Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant," *Biomaterials*, vol. 23, no. 12, pp. 2459–2465, Jun. 2002, doi: 10.1016/S0142-9612(01)00380-5.
- [18] T. Ogawa, E. Yokozawa, T. Oda, K. Maruoka, and J. Sakai, "Hydrogen embrittlement behavior of Ni-Ti shape memory alloy with different microstructures in acidic fluoride solution," *Int. J. Mech. Mater. Eng.*, vol. 10, no. 1, p. 12, Dec. 2015, doi: 10.1186/s40712-015-0044-9.
- [19] R. Osman and M. Swain, "A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia," *Materials (Basel)*, vol. 8, no. 3, pp. 932–958, Mar. 2015, doi: 10.3390/ma8030932.
- [20] centromedicodentario, "O que são Implantes Dentários de Zircônia?," 2021. <https://www.centromedicodentario.com/o-que-sao-implantes-dentarios-de-zirconia/>.
- [21] M. Andreiotelli, H. J. Wenz, and R.-J. Kohal, "Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 20, pp. 32–47, Sep. 2009, doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01785.x.
- [22] J. Han, J. Zhao, and Z. Shen, "Zirconia ceramics in metal-free implant dentistry," *Adv. Appl. Ceram.*, vol. 116, no. 3, pp. 138–150, Apr. 2017, doi: 10.1080/17436753.2016.1264537.
- [23] R. Depprich, C. Naujoks, M. Ommerborn, F. Schwarz, N. R. Kübler, and J. Handschel, "Current Findings Regarding Zirconia Implants," *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, vol. 16, no. 1, pp. 124–137, Feb. 2014, doi: 10.1111/j.1708-8208.2012.00454.x.
- [24] B. Koller, W. Att, and J.-R. Strub, "Survival rates of teeth, implants, and double crown-retained removable dental prostheses: a systematic literature review.," *Int. J. Prosthodont.*, vol. 24, no. 2, 2011.

- [25] W. Khan, E. Muntimadugu, M. Jaffe, and A. J. Domb, "Implantable medical devices," in *Focal controlled drug delivery*, Springer, 2014, pp. 33–59.
- [26] H. Matusiewicz, "New technology for in situ visualization, monitoring and controlling microwave chemical reaction progress using a focused microwave high pressure–temperature closed-vessel digestion system," *Analyst*, vol. 134, no. 7, pp. 1490–1497, 2009.
- [27] P. C. Schalock *et al.*, "Hypersensitivity reactions to metallic implants - diagnostic algorithm and suggested patch test series for clinical use," *Contact Dermatitis*, vol. 66, no. 1, pp. 4–19, Jan. 2012, doi: 10.1111/j.1600-0536.2011.01971.x.
- [28] C. Trépanier, X.-Y. Gong, T. Ditter, A. Pelton, Y. Neely, and R. Grishaber, "Effect of wear and crevice on the corrosion resistance of overlapped stents," in *SMST-2006. Proceedings of the International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies. Menlo Park, CA: SMST Society*, 2008, pp. 265–275.
- [29] L. Reclaru, R. Lerf, P.-Y. Eschler, A. Blatter, and J.-M. Meyer, "Pitting, crevice and galvanic corrosion of REX stainless-steel/CoCr orthopedic implant material," *Biomaterials*, vol. 23, no. 16, pp. 3479–3485, Aug. 2002, doi: 10.1016/S0142-9612(02)00055-8.
- [30] A. Arifin, A. B. Sulong, N. Muhamad, J. Syarif, and M. I. Ramli, "Material processing of hydroxyapatite and titanium alloy (HA/Ti) composite as implant materials using powder metallurgy: A review," *Mater. Des.*, vol. 55, pp. 165–175, Mar. 2014, doi: 10.1016/j.matdes.2013.09.045.
- [31] C. E. Misch, "Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading.," *Int. J. oral Implantol. Implantol.*, vol. 6, no. 2, p. 23, 1990.
- [32] P. I. Branemark and T. Albrektsson, "Microcirculation and healing of artificial implants in bone," in *Proceedings of the 2nd World Congress for Microcirculation*, 1979, vol. 2, pp. 59–60.
- [33] R. Adell, U. Lekholm, B. Rockler, and P.-I. Brånemark, "A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw," *Int. J. Oral Surg.*, vol. 10, no. 6, pp. 387–416, Jan. 1981, doi: 10.1016/S0300-9785(81)80077-4.
- [34] V. Perrotti, F. Iaculli, A. Fontana, A. Piattelli, and G. Iezzi, "Introduction to bone response to dental implant materials," in *Bone Response to Dental Implant Materials*, Elsevier, 2017, pp. 1–23.
- [35] P. R. Klokkevold and T. J. Han, "How do smoking, diabetes, and periodontitis affect outcomes of implant treatment?," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 22, no. 7, 2007.
- [36] F. Marco, F. Milena, G. Gianluca, and O. Vittoria, "Peri-implant osteogenesis in health and osteoporosis," *Micron*, vol. 36, no. 7–8, pp. 630–644, 2005.
- [37] I. N. Tsolaki, P. N. Madianos, and J. A. Vrotsos, "Outcomes of dental implants in osteoporotic patients. A literature review," *J. Prosthodont. Implant. Esthet. Reconstr. Dent.*, vol. 18, no. 4, pp. 309–323, 2009.

- [38] H. Martinez, M. Davarpanah, P. Missika, R. Celletti, and R. Lazzara, "Optimal implant stabilization in low density bone," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 12, no. 5, pp. 423–432, Oct. 2001, doi: 10.1034/j.1600-0501.2001.120501.x.
- [39] S. Munjal, S. Munjal, H. Mahajan, A. Munjal, D. Mehta, and P. Hazari, "Evaluation of specifically designed implants placed in the low-density jaw bones: A clinico-radiographical study," *Contemp. Clin. Dent.*, vol. 6, no. 1, p. 40, 2015, doi: 10.4103/0976-237X.149290.
- [40] I. Engfors, A. Örtorp, and T. Jemt, "Fixed Implant-Supported Protheses in Elderly Patients: A 5-Year Retrospective Study of 133 Edentulous Patients Older than 79 Years," *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, vol. 6, no. 4, pp. 190–198, Dec. 2004, doi: 10.1111/j.1708-8208.2004.tb00035.x.
- [41] I. Turkyilmaz, "Clinical and radiological results of patients treated with two loading protocols for mandibular overdentures on Branemark implants," *J. Clin. Periodontol.*, vol. 33, no. 3, pp. 233–238, Mar. 2006, doi: 10.1111/j.1600-051X.2006.00895.x.
- [42] L. Baggi, I. Cappelloni, M. Di Girolamo, F. Maceri, and G. Vairo, "The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 100, no. 6, pp. 422–431, Dec. 2008, doi: 10.1016/S0022-3913(08)60259-0.
- [43] M. R. Norton and C. Gamble, "Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 12, no. 1, pp. 79–84, Feb. 2001, doi: 10.1034/j.1600-0501.2001.012001079.x.
- [44] "Processo de osseointegração do implante: o que é e como funciona?," *S.I.N. Implant Syst.*, 2020, [Online]. Available: <https://blog.sinimplantsystem.com.br/processo-de-osseointegracao-do-implante/>.
- [45] "Bone Graft for Tooth Implants," *Lakeview Dent.*, 2020, [Online]. Available: <https://lakeviewdental.org/bone-graft-for-tooth-implants/>.
- [46] M. Atsumi, S.-H. Park, and H.-L. Wang, "Methods used to assess implant stability: current status," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 22, no. 5, 2007.
- [47] J. P. Geng, W. Xu, K. B. C. Tan, and G. R. Liu, "Finite element analysis of an osseointegrated stepped screw dental implant," *J. Oral Implantol.*, vol. 30, no. 4, pp. 223–233, 2004.
- [48] M. W. Bidez and C. E. Misch, "Clinical Biomechanics in Implant Dentistry," in *Dental Implant Prosthetics*, Elsevier, 2015, pp. 95–106.
- [49] J.-P. Geng, K. B. C. Tan, and G.-R. Liu, "Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 85, no. 6, pp. 585–598, Jun. 2001, doi: 10.1067/mpr.2001.115251.
- [50] A. M. Weinstein, J. J. Klawitter, S. C. Anand, and R. Schuessler, "Stress Analysis of Porous Rooted Dental Implants," *J. Dent. Res.*, vol. 55, no. 5, pp. 772–777, Sep. 1976, doi: 10.1177/00220345760550051001.

- [51] T. W. P. Koriath and A. Versluis, "Modeling the Mechanical Behavior of the Jaws and Their Related Structures By Finite Element (Fe) Analysis," *Crit. Rev. Oral Biol. Med.*, vol. 8, no. 1, pp. 90–104, Jan. 1997, doi: 10.1177/10454411970080010501.
- [52] H. Van Oosterwyck *et al.*, "The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 9, no. 6, pp. 407–418, Dec. 1998, doi: 10.1034/j.1600-0501.1996.090606.x.
- [53] G. J. MEIJER, F. J. M. STARMANS, C. PUTTER, and C. A. BLITTERSWIJK, "The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants," *J. Oral Rehabil.*, vol. 22, no. 2, pp. 105–111, Feb. 1995, doi: 10.1111/j.1365-2842.1995.tb00243.x.
- [54] J. H. Keyak, J. M. Meagher, H. B. Skinner, and C. D. Mote, "Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method," *J. Biomed. Eng.*, vol. 12, no. 5, pp. 389–397, Sep. 1990, doi: 10.1016/0141-5425(90)90022-F.
- [55] P. Cahoon and A. Hannam, "Interactive modeling environment for craniofacial reconstruction," in *Visual Data Exploration and Analysis*, 1994, vol. 2178, pp. 206–215.
- [56] D. Bozkaya, S. Muftu, and A. Muftu, "Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 92, no. 6, pp. 523–530, Dec. 2004, doi: 10.1016/j.prosdent.2004.07.024.
- [57] Z. Arsalanloo, R. Telchi, and K. G. Osgouie, "Selection of Optimum Thread Type in Implants to Achieve Optimal Biomechanical Properties by Using 3D Finite Element Method," *Int. J. Biosci. Biochem. Bioinforma.*, vol. 4, no. 3, pp. 185–190, 2014, doi: 10.7763/IJBBB.2014.V4.336.
- [58] J. P. Macedo *et al.*, "Finite element analysis of stress extent at peri-implant bone surrounding external hexagon or Morse taper implants," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 71, pp. 441–447, Jul. 2017, doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.03.011.
- [59] D. Siegele and U. Soltesz, "Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone.," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 4, no. 4, 1989.
- [60] J. K. Zhang and Z. Q. Chen, "The study of effects of changes of the elastic modulus of the materials substitute to human hard tissues on the mechanical state in the implant-bone interface by three-dimensional anisotropic finite element analysis," *West China J Stomatol*, vol. 16, pp. 274–278, 1998.
- [61] S. Mohammadi, M. Esposito, J. Hall, L. Emanuelsson, A. Krozer, and P. Thomsen, "Short-term bone response to titanium implants coated with thin radiofrequent magnetron-sputtered hydroxyapatite in rabbits," *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, vol. 5, no. 4, pp. 241–253, 2003.
- [62] J. Steigenga, K. Al-Shammari, C. Misch, F. H. Nociti, and H.-L. Wang, "Effects of

- Implant Thread Geometry on Percentage of Osseointegration and Resistance to Reverse Torque in the Tibia of Rabbits," *J. Periodontol.*, vol. 75, no. 9, pp. 1233–1241, Sep. 2004, doi: 10.1902/jop.2004.75.9.1233.
- [63] I. Polyzois, S. Renvert, D. D. Bosshardt, N. P. Lang, and N. Claffey, "Effect of Bioosseointegration of dental implants surrounded by circumferential bone defects of different dimensions: an experimental study in the dog," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 18, no. 3, pp. 304–310, Jun. 2007, doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01207.x.
- [64] S. S. Rao, *The finite element method in engineering*. 2017.
- [65] S. Mahajan and R. Patil, "Application of finite element analysis to optimizing dental implant," *Int. Res. J. Eng. Technol.*, vol. 03, no. 02, pp. 850–56, 2016.
- [66] M. Sciences, "Physical and Mathematical Sciences 2010, № 3," pp. 44–50, 2010.
- [67] H. L. G. Pina, "O Metodo Dos Elementos Finitos.," *Tec.*, vol. 51, no. 437, pp. 241–248, 1976.
- [68] C. H. Ding X., Zhu X.H., Liao S.H., Zhang X.H., "Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis," *J. Prosthodont.*, pp. 18(5): 393-402, 2019.
- [69] A. Gefen, "Optimizing the biomechanical compatibility of orthopedic screws for bone fracture fixation," *Med. Eng. Phys.*, vol. 24, no. 5, pp. 337–347, 2002, doi: 10.1016/S1350-4533(02)00027-9.
- [70] K. Haase and G. Rouhi, "Prediction of stress shielding around an orthopedic screw : Using stress and strain energy density as mechanical stimuli," *Comput. Biol. Med.*, vol. 43, no. 11, pp. 1748–1757, 2013, doi: 10.1016/j.combiomed.2013.07.032.
- [71] H. L. Lung, H., Hsu, J.T., Wu, A.Y.J., Huang, "Biomechanical Effects of Diameters of Implant Body and Implant Platform in Bone Strain around an Immediately Loaded Dental Implant with Platform Switching Concept," vol. Applied Sc, 2019.