

# Instituto Politécnico de Viseu

Escola Superior de Tecnologia e Gestão de Viseu





*Ao meu pai*



## *Agradecimentos*

---

A realização desta dissertação não teria sido possível sem o apoio e a colaboração de algumas pessoas a quem estou profundamente agradecido e que passo a citar:

Ao Professor Doutor Serafim Paulo Melo de Oliveira, meu orientador, pelo imprescindível e valioso apoio prestado em todas as fases de elaboração desta dissertação, desde a ideia original até à redação, o qual foi sempre pronto e útil, a minha sincera gratidão e profundo reconhecimento.

À Professora Doutora Ana Leite de Almeida Monteiro de Oliveira, a quem coube a coorientação desta dissertação, desejo manifestar os meus agradecimentos pela disponibilidade, sempre que precisei de ajuda.

Aos coordenadores do Mestrado em Engenharia Mecânica e Gestão Industrial da Escola Superior de Tecnologia e Gestão de Viseu em cooperação com a Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, em geral, pela realização deste mestrado, que considero muito proveitoso.

A todos os professores que tive o prazer de conhecer durante estes 5 anos, pelos valiosos conhecimentos que me foram transmitidos.

À Professora Cláudia Ribeiro, da Universidade Católica Portuguesa de Viseu, pela simpatia e pelo fornecimento de meios importantes para a realização desta dissertação.

À Professora Angela Neves, da Escola Superior de Tecnologia e Gestão de Viseu, pelo apoio e ajuda na organização desta dissertação.

Pelo fornecimento de meios para a realização desta dissertação quero agradecer à empresa Salchi-Talho Central, Lda.

A todos os meus amigos que, de uma forma geral, me apoiaram ao longo da elaboração desta dissertação.

Finalmente, gostaria de expressar a minha sincera gratidão, aos meus pais e irmãos, pelo sustento e apoio demonstrado em toda a minha formação académica, especialmente nesta fase.



O estudo da biomecânica é um dos principais fatores para alcançar o sucesso a longo prazo dos implantes dentários. Assim, é importante distinguir as características do *design* dos implantes dentários, como o micro e o macro design, porque estas podem, na sua generalidade, influenciar o sucesso do mesmo. Com base nas informações disponíveis propôs-se, neste trabalho, examinar e estudar a influência dos fatores associados ao macro *design*, como: o passo da rosca, o ângulo da hélice, a geometria do implante, a profundidade e largura da rosca, na estabilidade do implante dentário.

Para o estudo do macro *design* procedeu-se à implantação nas regiões posteriores de mandíbulas frescas de suíno, à avaliação do binário de inserção e à determinação dos esforços de extração de vários tipos de implantes dentários.

Neste sentido, foi idealizado e produzido um sistema de fixação (móvel) das mandíbulas e foram maquinados vários tipos de implantes com rosca em V, variando o diâmetro, o comprimento e o passo de rosca. Do mesmo modo foram produzidos implantes com rosca quadrada variando essencialmente o passo e a profundidade do filete de rosca.

Posteriormente foram desenhados, projetados e fabricados novos *designs* de rosca e novos implantes dentários. Todos estes novos modelos foram avaliados no sentido de determinar o efeito de cada nova característica na estabilidade dos implantes comparativamente a implantes dentários comerciais, Titanium Fix WP 515 e os Sweden & Martina, E2-410-115-T. Para a caracterização de todos os implantes foram avaliados os binários de inserção usando uma chave dinamométrica e as forças de extração através da análise das curvas de tração força/deslocamento.

Além do estudo biomecânico dos implantes foram também realizados estudos de microscopia de secções de corte transversais aos locais onde cada implante foi colocado. Estes estudos permitem uma análise e caracterização do osso de modo a perceber as diferenças deste para cada uma das posições estudadas.

O aumento do diâmetro e do comprimento dos implantes corresponde a um aumento da área de contacto na interface osso-implante o que conduziu a um aumento da sua resistência ao arrancamento e, conseqüentemente, a um aumento da estabilidade primária

dos implantes dentários. Em relação ao passo de rosca, verificou-se que a estabilidade primária diminui para os menores passos de rosca e que o passo ideal em implantes com rosca em V será de 0,8 mm. Os resultados dos implantes com rosca múltipla, mostraram que a rosca múltipla de duas entradas apresenta menor estabilidade primária nas posições 1 e 2, quando comparados com implantes com rosca múltipla de três entradas. Embora, para as posições 3 e 4 estes resultados não se confirmem na totalidade.

Os implantes de rosca quadrada apresentaram bons resultados de resistência ao arrancamento. O aumento da profundidade do perfil do filete em implantes de rosca quadrada permite a diminuição do diâmetro do furo de inserção e um aumento da estabilidade primária em todas as posições testadas, com especial ênfase na posição 4 onde o osso apresenta menor densidade. O aumento da largura da rosca em implantes de rosca quadrada, de 0,3 mm para 0,5 mm, aumenta a resistência ao arrancamento.

A análise microscópica do osso recetor, permitiu observar que o osso cortical e esponjoso diminui gradualmente a sua porosidade desde a Posição 1 até à Posição 3 da mandíbula. Na Posição 4, observou-se apenas osso esponjoso.

Dentro das limitações deste estudo, podemos concluir, que os implantes com novo *design* apresentam uma boa estabilidade primária. Os resultados obtidos neste estudo comparado estão em concordância com a literatura, que indica que 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.

**Palavras-chave:** biomecânica, implantes dentários, macro *design*, roscas do implante, microestrutura óssea e ensaios mecânicos.

Biomechanics is one of the main factors to achieve long-term success of dental implants. Therefore, it is important to understand micro and macro design features since they are a main part of implants success. Based on literature available, we propose to examine and to study the influence of macro design (thread pitch, helix angle, implant geometry and, depth and width of the thread) on the primary stability of the dental implant.

To evaluate the macro design, several types of dental implants were screwed into the posterior regions of fresh pig mandibles and characterized in terms of torque of insertion and pullout force analyzing load/displacement curves.

Initially, a fixation system for mandibles and implants with “V” and “square” shape screw were projected and constructed. Besides, new design of implants were projected and produced to create a new product for the market. All implants were tested in terms of its primary stability and compared with commercial dental implants, Titanium Fix WP 515 and Sweden & Martina, E2-410-115-T.

In addition to the biomechanical studies, cross-sections of mandibles on the implants position were analyzed under microscope and bone was characterized to bracket together mechanical properties and bone features.

The increase of diameter and length of implants imply in an increase of bone-implant interface area which drive to an increase of pullout force and consequently to an increase of primary stability.

At same time, primary stability decreases with thread pitch being 0.8 mm the ideal pitch for “V” shape threads. For multiple entrance threads, primary stability was lower on two entrances than for three entrances implants at position 1 and 2 of mandibles while at positions 3 and 4 no major differences were observed.

The implants with “square” shape thread presented goods results in terms of pullout forces and they can be screwed into the mandible using drilled holes with lower diameter as the depth of threads increases. Moreover, those implants allowed to increase the primary stability even in the 4<sup>th</sup> position of the mandible. At this position, bone presents low

density and the pullout force increases when the width of the thread is 0.5 instead of 0.3 mm.

From bone microscopic analysis of the cross-section of the mandible, it was observed a decrease of density of cortical and trabecular bone from position 1 to position 4. At position 4, only trabecular bone was observed.

As conclusions, it was observed a good primary stability of the new design implants and, in general, most of the results are in accordance with literature corroborating that the area of the bone-implant interface depends on several factors of the macro design and strongly affects the primary stability of the implants.

**Keywords:** biomechanics, dental implants, macro *design*, implants thread, bone microstructure and mechanical assays.

Agradecimentos .....	i
Resumo .....	iii
Abstract.....	v
Índice .....	vii
Índice de Figuras .....	ix
Índice de Tabelas .....	xiii
Nomenclatura.....	xvii
Introdução .....	xviii
Desenvolvimento .....	9
1. Capítulo I:.....	9
1.1. <i>Design</i> do implante.....	9
1.2. Forma da rosca ( <i>Thread shape</i> ) .....	10
1.3. Intensidade da força .....	11
1.4. Forças favoráveis.....	12
1.5. Passo de rosca ( <i>Thread pitch</i> ) .....	15
1.6. Ângulo de hélice ( <i>Thread helix angle</i> ).....	17
1.7. Profundidade e largura da rosca ( <i>Thread depth and width</i> ) .....	18
1.8. Módulo da crista ( <i>Crestal module</i> ).....	20
1.9. Micro filetes ( <i>Microthreads</i> ).....	22
1.10. Diâmetro e comprimento ( <i>Diameter and length</i> ).....	24
1.11. Binário de inserção e força de arrancamento.....	26
Materiais e Métodos .....	29
2. Capítulo II:.....	29
2.1. Sistema de fixação (móvel) do osso recetor.....	29

2.2.	Osso recetor.....	32
2.3.	Implantes dentários .....	32
2.4.	Inserção dos implantes .....	33
2.5.	Novos designs .....	45
2.6.	Implantes comerciais.....	48
2.7.	Análise do binário de inserção dos implantes .....	53
2.8.	Análise da Resistência ao Arrancamento .....	54
2.9.	Análise microscópica do osso recetor .....	55
	Resultados.....	57
3.	Capítulo III: .....	57
3.1.	Ensaio Biomecânicos.....	57
3.2.	Análise microscópica do osso recetor .....	78
	Discussão .....	83
	Conclusões.....	95
	Perspetivas Futuras .....	97
	Bibliografia.....	99
	Anexos .....	113

## Índice de Figuras

---

Figura 1.1. Características básicas do macro <i>design</i> do implante dentário: passo de rosca, profundidade da rosca, largura da rosca, hélice da rosca, ângulo do perfil, diâmetro exterior e interior do implante dentário <sup>9</sup> . .....	10
Figura 1.2. Padrão dos tipos de roscas de implantes dentários atualmente disponíveis no mercado <sup>9</sup> . .....	13
Figura 1.3. Direção das forças criadas na interface osso-implante resultante das cargas axiais <sup>9</sup> . .....	14
Figura 1.4. Desenho esquemático, com a ilustração de análises morfométricas. No lado esquerdo não existe carregamento e está indicado, a profundidade (CD) e a superfície da secção transversal da cratera (CS). No lado direito existe carregamento e são mostrados a área de contato osso-implante mais afastada (MBC), área de contato total do osso-implante (TBC) e a densidade óssea (MBD) <sup>60</sup> . .....	14
Figura 1.5. Osso cortical em torno de um implante dentário carregado dinamicamente, mostrando densidade menor nas cristas dos filetes de rosca comparativamente com as partes inferiores dos filetes de rosca <sup>60</sup> . .....	15
Figura 1.6. Ilustra a configuração no caso do passo do perfil de rosca e do passo da rosca. A) Implantes com rosca múltipla de três entradas; B) implantes com rosca múltipla de duas entradas; C) Implantes com uma única rosca <sup>9</sup> . .....	16
Figura 1.7. A) Terminologia da rosca do parafuso. Rosca em forma de V; as cristas e as raízes são na realidade arredondadas ou niveladas durante a operação de maquinação <sup>71</sup> ; B) Elementos geométricos do perfil de rosca <sup>46</sup> . .....	19
Figura 1.8. O módulo da crista pode transmitir diferentes tipos de forças ao osso recetor. Um módulo da crista reto e um corpo liso de um implante dentário transmite forças de corte. Quando o corpo do implante é rugoso e um módulo da crista angular pode transmitir forças de compressão ao osso recetor <sup>72</sup> . .....	20
Figura 1.9. Apresentação esquemática de dois tipos de implantes, com micro filetes no módulo da crista (Astra Tech Single Tooth Implant (ST)) e sem micro filetes (Astra Tech TiOblast Implant (TB)) <sup>89</sup> . .....	23
Figura 1.10. Partes do implante dentário: implante, pilar e coroa <sup>93</sup> . .....	24
Figura 1.11. Representação do ensaio de torção com o binário de inserção. ....	27

Figura 2.1. Etapas de fabrico das duas chapas do sistema de fixação. A) Fixação da primeira chapa e elaboração dos três rasgos e dos quatro furos para parafusos M10; B) Fixação da segunda chapa e elaboração dos dois rasgos e do furo passante central para parafuso M10.....	30
Figura 2.2. Etapas de fabrico do sistema mecânico rotacional; A) Elaboração de um cilindro com 31,5mm de diâmetro por 200 mm de comprimento, e furo para parafuso M10; B) Maquinação do componente intermédio de ligação, fresagem e furação dos três componentes para parafusos M8; C) Sistema mecânico rotacional terminado.	30
Figura 2.3. Etapas de fabrico das chapas 120x120x10 mm. A) Preparação e colocação em esquadria das chapas; B) Elaboração dos quatro furos e elaboração dos filetes de rosca para parafusos M4. ....	31
Figura 2.4. Ilustração das garras anteriores e da garra posterior. ....	31
Figura 2.5. Sistema de fixação completo. A) Sistema de fixação completado montado na Máquina Universal de Ensaio; B) Ampliação da zona do sistema de fixação com uma mandíbula montada. ....	32
Figura 2.6. Zonas de colocação dos implantes dentários. ....	34
Figura 2.7. A) Ilustração do implante M3x10x0,5 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M3x10x0,5 mm.....	35
Figura 2.8. A) Ilustração do implante M3x20x0,5 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M3x20x0,5 mm.....	35
Figura 2.9. A) Ilustração do implante M3x20x0,5 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M3x20x0,5 mm.....	36
Figura 2.10. A) Ilustração do implante M4x10x0,7 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M4x10x0,7 mm.....	36
Figura 2.11. A) Ilustração do implante M4x12x0,7 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M4x12x0,7 mm.....	37
Figura 2.12. A) Ilustração do implante M4x16x0,7 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M4x16x0,7 mm.....	37
Figura 2.13. A) Ilustração do implante M5x10x0,8 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M5x10x0,8 mm.....	38
Figura 2.14. A) Ilustração do implante M5x12x0,8 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M5x12x0,8 mm.....	38
Figura 2.15. A) Ilustração do implante M5x16x0,8 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M5x16x0,8 mm.....	39

Figura 2.16. A) Ilustração do implante M5x25x0,75 mm com rosca múltipla de 2 entradas em 2D; B) Fotografia em corte da mandibula após a inserção do implante M5x25x0,75 mm com rosca múltipla de 2 entradas.....	40
Figura 2.17. A) Ilustração do implante M5x25x0,83 mm com rosca múltipla de 3 entradas em 2D; B) Fotografia em corte da mandibula após a inserção do implante M5x25x0,833 mm com rosca múltipla de 3 entradas. ....	41
Figura 2.18. A) Ilustração do implante M5x25x0,5 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandibula após a inserção do implante M5x25x0,5 mm.....	42
Figura 2.19. A) Ilustração do implante M5x25x1,5 mm com rosca quadrada com profundidade de perfil igual a 0,49 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandibula após a inserção do implante M5x25x1,5 mm com rosca quadrada com profundidade de perfil igual a 0,49 mm. ....	43
Figura 2.20. A) Ilustração do implante M5x25x1,75 mm com rosca quadrada com profundidade de perfil igual a 0,49 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandibula após a inserção do implante M5x25x1,75 mm com rosca quadrada com profundidade de perfil igual a 0,49 mm. ....	44
Figura 2.21. A) Ilustração do implante M5x25x1,75 mm com rosca quadrada com profundidade de perfil igual a 1 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandibula após a inserção do implante M5x25x1,75 mm com rosca quadrada com profundidade de perfil igual a 1 mm. ....	45
Figura 2.22. A) Ilustração do implante M5x25x0,8 mm, com dois furos transversais de diâmetro igual a 1,5 mm e perpendiculares entre si e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandibula após a inserção do implante M5x25x0,8 mm, com dois furos transversais de diâmetro igual a 1,5 mm e perpendiculares entre si e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm. ....	46
Figura 2.23. A) Ilustração do implante M5x25x0,8 mm, com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 2 mm e diâmetro interior de 2,5 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandibula após a inserção do implante M5x25x0,8 mm, com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 2 mm e diâmetro interior de 2,5 mm. ....	47
Figura 2.24. A) Ilustração do implante M5x25x0,8 mm, com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 1,5 mm e diâmetro interior de 2 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandibula após a inserção do implante	

M5x25x0,8 mm, com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 1,5 mm e diâmetro interior de 2 mm. ....	48
Figura 2.25. A) Ilustração do implante comercial Titanium Fix, WP 515, com 5 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante comercial Titanium Fix, WP 515, com 5 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento.....	49
Figura 2.26. A) Ilustração do implante comercial Sweden & Martina, E2-410-115-T, com 4,1 mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante comercial Sweden & Martina, E2-410-115-T, com 4,1 mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento.....	50
Figura 3.1. Curva força vs deslocamento de um ensaio de arrancamento.....	57
Figura 3.2. A) Secção de corte transversal da mandíbula de osso suíno na posição 1; B) Micrografia da zona de osso cortical; C) Micrografia da zona de osso esponjoso. As regiões mais claras correspondem a osso e as regiões mais escuras são espaços de medula óssea. ....	78
Figura 3.3. A) Secção de corte transversal da mandíbula de osso suíno na posição 2; B) Micrografia da zona de osso cortical; C) Micrografia da zona de osso esponjoso. As regiões mais claras correspondem a osso e as regiões mais escuras são espaços de medula óssea. ....	79
Figura 3.4. A) Secção de corte transversal da mandíbula de osso suíno na posição 3; B) Micrografia da zona de osso cortical; C) Micrografia da zona de osso esponjoso. As regiões mais claras correspondem a osso e as regiões mais escuras são espaços de medula óssea. ....	80
Figura 3.5. A) Secção de corte transversal da mandíbula de osso suíno na posição 4; B) Micrografia da zona de osso esponjoso. As regiões mais claras correspondem a osso e as regiões mais escuras são espaços vazios.....	81

## Índice de Tabelas

---

Tabela 1.1. Literatura atualmente disponível associada às características do macro <i>design</i> dos implantes dentários <sup>9</sup> .....	3
Tabela 1.2. Fatores que contribuem para o insucesso da aplicação de implantes dentários a médio e curto prazo <sup>9</sup> .....	7
Tabela 2.1. Tabela resumo de todos os implantes estudados. ....	50
Tabela 3.1. Parâmetros de inserção dos implantes M3x10x0,5 mm no osso recetor. ....	58
Tabela 3.2. Binário e força de extração dos implantes M3x10x0,5 mm. ....	58
Tabela 3.3. Parâmetros de inserção dos implantes M3x20x0,5 mm no osso recetor. ....	59
Tabela 3.4. Binário e força de extração dos implantes M3x20x0,5 mm com 9 mm de comprimento inserido no osso.....	59
Tabela 3.5. Parâmetros de inserção dos implantes M3x20x0,5 mm no osso recetor. ....	60
Tabela 3.6. Binário e força de extração dos implantes M3x20x0,5 mm com 12 mm de comprimento inserido no osso.....	60
Tabela 3.7. Parâmetros de inserção dos implantes M4x10x0,7 mm no osso recetor. ....	61
Tabela 3.8. Binário e força de extração dos implantes M4x10x0,7 mm. ....	61
Tabela 3.9. Parâmetros de inserção dos implantes M4x12x0,7 mm no osso recetor. ....	62
Tabela 3.10. Binário e força de extração dos implantes M4x12x0,7 mm. ....	62
Tabela 3.11. Parâmetros de inserção dos implantes M4x16x0,7 mm no osso recetor. ....	63
Tabela 3.12. Binário e força de extração dos implantes M4x16x0,7 mm. ....	63
Tabela 3.13. Parâmetros de inserção dos implantes M5x10x0,8 mm no osso recetor. ....	64
Tabela 3.14. Binário e força de extração dos implantes M5x10x0,8 mm. ....	64
Tabela 3.15. Parâmetros de inserção dos implantes M5x12x0,8 mm no osso recetor. ....	65
Tabela 3.16. Binário e força de extração dos implantes M5x12x0,8 mm. ....	65
Tabela 3.17. Parâmetros de inserção dos implantes M5x16x0,8 mm no osso recetor. ....	66
Tabela 3.18. Binário e força de extração dos implantes M5x16x0,8 mm. ....	66
Tabela 3.19. Parâmetros de inserção dos implantes M5x25x0,75 mm com rosca múltipla de 2 entradas no osso recetor. ....	67
Tabela 3.20. Binário e força de extração dos implantes M5x25x0,75 mm com rosca múltipla de 2 entradas. ....	67

Tabela 3.21. Parâmetros de inserção dos implantes M5x25x0,833 mm com rosca múltipla de 3 entradas no osso recetor.....	68
Tabela 3.22. Binário e força de extração dos implantes M5x25x0,833 mm com rosca múltipla de 3 entradas. ....	68
Tabela 3.23. Parâmetros de inserção dos implantes M5x25x0,5 mm no osso recetor. ....	69
Tabela 3.24. Binário e força de extração dos implantes M5x25x0,5 mm. ....	69
Tabela 3.25. Parâmetros de inserção dos implantes M5x25x1,5 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm no osso recetor. ....	70
Tabela 3.26. Binário e força de extração dos implantes M5x25x1,5 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm. ....	70
Tabela 3.27. Parâmetros de inserção dos implantes M5x25x1,75 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm no osso recetor. ....	71
Tabela 3.28. Binário e força de extração dos Implantes M5x25x1,75 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm. ....	71
Tabela 3.29. Parâmetros de inserção dos implantes M5x25x1,75 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 1 mm no osso recetor. ....	72
Tabela 3.30. Binário e força de extração dos implantes M5x25x1,75 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 1 mm. ....	72
Tabela 3.31. Parâmetros de inserção dos implantes M5x25x0,8 mm com 2 furos transversais de diâmetro igual a 1,5 mm e perpendiculares entre si e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm no osso recetor. ....	73
Tabela 3.32. Binário e força de extração dos implantes M5x25x1,5 mm com dois furos transversais de diâmetro igual a 1,5 mm e perpendiculares entre si e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm. ....	73
Tabela 3.33. Parâmetros de inserção dos implantes com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 2 mm e diâmetro interior de 2,5 mm.....	74
Tabela 3.34. Binário e força de extração dos implantes com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 2 mm e diâmetro interior de 2,5 mm.....	74
Tabela 3.35. Parâmetros de inserção dos implantes com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 1,5 mm e diâmetro interior de 2 mm.....	75

Tabela 3.36. Binário e força de extração dos implantes com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 1,5 mm e diâmetro interior de 2 mm.....	75
Tabela 3.37. Parâmetros de inserção dos implantes comerciais Titanium Fix, WP 515.....	76
Tabela 3.38. Valores de binário e força de extração dos implantes comerciais Titanium Fix, WP 515.....	76
Tabela 3.39. Parâmetros de inserção dos implantes comerciais Sweden & Martina, E2-410-115-T no osso recetor.....	77
Tabela 3.40. Binário e força de extração dos implantes comerciais Sweden & Martina, E2-410-115-T.....	77



**Design** - Desenho

**Ti** - titânio

**HA** - hidroxiapatita

**V** – forma triangular da rosca

**$\alpha_1$**  – ângulo do perfil

**$p$**  – passo de rosca

**h** – profundidade do perfil da rosca

**FEA** – análise elementos finitos

**BIC** – interface de contacto osso-implante

**CD** – profundidade do implante

**CS** – superfície da secção transversal da cratera

**MBC** – área de contato osso-implante mais afastada

**TBC** – área de contato total osso-implante

**MBD** – densidade óssea

**$p_1$**  – passo do perfil

**$n$**  – relação entre o passo da rosca e o passo do perfil

**ST** - Astra Tech Single Tooth Implant, com micro filetes

**TB** - Astra Tech TiOblast Implant, sem micro filetes

**1E** – Posição de colocação do implante 1 esquerdo

**2E** – Posição de colocação do implante 2 esquerdo

**3E** – Posição de colocação do implante 3 esquerdo

**4E** – Posição de colocação do implante 4 esquerdo

**1D** – Posição de colocação do implante 1 direito

**2D** – Posição de colocação do implante 2 direito

**3D** – Posição de colocação do implante 3 direito

**4D** – Posição de colocação do implante 4 direito

**2D** – Bidimensional

**3D** – Tridimensional

**ASTM** – *American Society for Testing Materials*

**Push-out** – empurrar para fora

**Pull-out** - arrancar

**µm** – micrómetro

**mm** – milímetro

**N** - Newton

**N.cm** – Newton vezes centímetro

**Kgf/mm<sup>2</sup>** – Quilograma-força por milímetro ao quadrado

**ISO** – *International Organization for Standardization*

**DIN**- *Deutsches Institut für Normung*

### **Implantes Dentários**

O conceito de integração óssea foi introduzido por Branemark et al. em 1969<sup>1</sup>, sendo definido como a incapacidade do organismo em detetar o titânio (Ti) intraósseo de um implante dentário. O Ti é um material biocompatível que não induz a formação de tecido fibroso à sua superfície, permitindo o crescimento ósseo e criando assim uma interface osso-implante estável. Inicialmente os implantes eram maquinados em forma de parafuso de paredes paralelas e 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<sup>2,3</sup>. Neste contexto, a micro movimentação do implante, causada pelas forças existentes em torno da interface osso-implante durante a cicatrização, pode induzir a formação de tecido fibroso em vez da integração óssea, conduzindo assim a uma falha clínica<sup>4,5</sup>. Como foi demonstrado por Soballe K. et al., o excesso de micro movimentos durante a fase de cicatrização interferiria no crescimento ósseo na interface osso-implante, existindo uma tolerância de 50 e 150  $\mu\text{m}$ <sup>7</sup>.

Apesar de alguns insucessos, os implantes dentários são uma opção útil e viável para o tratamento de pacientes desdentados. O sucesso do tratamento com implantes dentários está diretamente relacionado com as várias cargas e com as condições a que o implante é submetido durante a sua vida funcional<sup>8</sup>. No entanto, o número de falhas continua relevante, logo, para limitar essas falhas, a contínua pesquisa nesta área prossegue<sup>9</sup>.

Os implantes, normalmente produzidos em Ti, podem ser utilizados para suporte de coroas substituindo uma única falta de dentes, podem ser utilizados como pontes para restaurar um intervalo onde o número de dentes em falta é maior, ou podem ser mesmo utilizados para dentaduras completas. Atualmente existem fortes evidências de estudos para tentar demonstrar que os implantes dentários são uma forma segura e conveniente para substituir os dentes perdidos, obtendo-se aparência semelhante aos dentes naturais<sup>10</sup>.

O sucesso do implante é avaliado a partir de fatores estéticos e mecânicos e depende do grau e da integridade da ligação criada entre o implante e o osso circundante.

De acordo com Albrektsson et al. os fatores mais importantes são: a técnica cirúrgica, o *design*, a rugosidade, a topografia, a composição química e a biocompatibilidade da superfície do implante, a região de acolhimento e por fim as condições de carga, ou seja, a maneira como as tensões são transferidas para o osso envolvente, que foi provado que influencia a integração óssea dos implantes<sup>9,11,12,13</sup>. Sendo assim, a engenharia é uma arte essencial para o estudo da relação entre a integração óssea e as características mecânicas do implante dentário.

Os trabalhos de Sohn et al. mostram que os fatores acima descritos desempenham um papel importante para acelerar e aumentar a formação do novo osso no local do implante<sup>14</sup>. Anselme et Bigerelle, confirmam que o sucesso da integração do implante no interior do tecido ósseo, está fortemente relacionado com a rugosidade da superfície do implante. Nesses estudos, variou-se a rugosidade através do jato de areia, de electro erosão, de ataque químico, de polimento e de máquinas-ferramentas. Concluindo assim que, a ligação das células do tecido ósseo aos substratos dos implantes dentários, é influenciada pela composição química da superfície em prol da topografia da superfície<sup>15</sup>.

Outros autores, concluíram que o aumento da rugosidade implica num aumento da adesão das células<sup>16</sup>, bem como a superfície rugosa do titânio implica um período de cura relativamente mais curto, devido a uma melhor ancoragem óssea<sup>17</sup>. Cooper et al. referem que o aumento da rugosidade da superfície dos implantes de Ti permite uma melhor integração do osso e um aumento da quantidade de osso formado na interface osso-implante<sup>18</sup>. Além disso, a alteração da composição química da superfície do implante pela deposição de fosfatos de cálcio conduz para um aumento da osteocondutividade<sup>19</sup>. O uso de derivados de hidroxiapatite (HA) está bem documentado em termos da melhoria da integração óssea dos implantes<sup>20-22</sup>.

Na Tabela 1.1 apresentam-se, de uma forma resumida, dados relativos aos vários tipos de estudos realizados sobre implantes<sup>9</sup>.

Tabela 1.1. Literatura atualmente disponível associada às características do macro *design* dos implantes dentários<sup>9</sup>.

Autores	Método	Implantes	Osso	Força	Conclusão
Design do filete de rosca, Geng et al. (2004a, 2004b)	FEA	Implantes com forma da rosca em V e filete fino, filete fino e com forma de rosca quadrada, filete grosso e forma de rosca quadrada.	2 modelos cortical e osso trabecular	Vertical e oblíqua	A configuração do filete teve um efeito sobre a distribuição de tensões no osso trabecular.
Chun et al. (2002)	FEA	Implantes com forma de tipo planalto com filetes com pequeno raio de curvatura, triangular, quadrado e quadrado com filetes com pequeno raio de curvatura.	Modelo de osso da mandíbula	100 N axial e 15°	A forma planalto teve tensão efetiva máxima, os filetes com forma quadrada com raio pequeno teve tensão mínima.
Steigenga et al. (2004)	Tíbia, coelhos	Implantes com rosca quadrada, em forma de V e com pilar invertido.	Osso natural: cortical e esponjoso	Sem carregamento intencional	Com a forma de filete quadrada foi alcançado maior BIC.
Passo da rosca, Roberts et al. (1984)	Fêmur, coelhos	Forma de rosca em V.	Osso natural: cortical e esponjoso	100 gramas horizontal	Quanto menor o passo maior o BIC.
Ma et al. (2007)	FEA	Implantes idênticos com diferentes passos de rosca (0,8, 1,6 e 2,4 mm).		Carregamento vertical e horizontal	Com o passo igual a 0,8 mm mostrou uma forte resistência para a carga vertical.
Chung et al. (2008)	Cães da raça Beagle	3 grupos de implantes com passo de rosca diferentes (0,5 vs 0,6 mm).	Osso natural: cortical e esponjoso	6 -12 meses descarregamento	Com o passo igual a 0,6 mm tinha uma maior perda óssea cristal comparativamente com o passo igual a 0,5 mm.
Chun et al. (2002)	FEA	Implantes com forma de tipo planalto com filetes com pequeno raio de curvatura, triangular, quadrado e quadrado com filetes com pequeno raio de curvatura.	Modelo de osso da mandíbula	100 N axial e 15°	A tensão efetiva diminui à medida que o passo diminui e com o aumento do comprimento do implante.
Kong et al. (2006)	FEA	Forma de rosca em V.	Modelos de osso da mandíbula	Carga axial e carga bucolingual	Diminuir a tensão quando o passo diminuiu de 1,6 - 0,8 mm, em seguida, a tensão aumenta quando o passo é menor do que 0,8 mm. As variações de tensão são mais sensíveis ao passo da rosca no osso esponjoso.
Motoyoshi et al. (2005)	FEA	Mini-implantes de titânio com passo de rosca de 0,5 a 1,5 mm.	Osso cortical	Força de tração de 2 N 45° para a superfície óssea	Não há diferença quando o pilar não foi ligado. Quando o pilar é ligado à uma melhor distribuição das tensões, estava relacionada com o facto da distância do passo ser pequena.
Liang et al. (2002)	FEA				O comprimento do implante apresentou maior influência do que o passo de rosca na distribuição de tensões.
Ângulo da hélice, Ma et al. (2007)	FEA	Implantes idênticos com diferentes passos de rosca (0,8, 1,6 e 2,4 mm).		Carregamento vertical e horizontal	Os implantes de rosca única são mais estáveis do que implantes com rosca múltipla de duas entradas. Os implantes de rosca múltipla de três entradas são os menos estáveis.
Profundidade e largura da rosca, Kong et al. (2006)	FEA	Implantes com rosca em forma de V com alturas do filete de 0,2-0,6 mm e larguras do filete de 0,1-0,4 mm.	Modelos de osso da mandíbula	100 N e 50 N de força axial 0° e 45°	Altura ideal: 0,34-0,5 mm largura ideal: 0,18-0,3 mm No osso esponjoso criaram-se tensões superiores. Com o carregamento com um ângulo de 45° criou-se tensões superiores comparativamente com o carregamento axial.
Módulo da crista, Schrottenboer et al. (2008)	FEA	Implantes com micro filetes, módulo da crista vs pescoço suave.	Modelo de uma região pré-molar da mandíbula	100 N a 90° e 15°	Aumento da tensão no osso com a introdução de micro filetes nos implantes.
Abrahamsson & Berglundh (2006)	Cães da raça Beagle	Implantes similares, com micro filetes ou módulo da crista liso.	Osso natural: cortical e esponjoso	Em oclusão durante 10 meses	BIC na porção coronal foi maior no grupo de implantes com micro filetes (81,8%) do que no grupo de implantes de controlo (72,8%).
Lee et al. (2007)	17 pacientes, de raça humana	Tipo de implante similar, e com micro filetes no módulo da crista.	Osso natural: cortical e esponjoso	Em oclusão durante 3 anos	A perda de osso marginal foi menor no grupo de implantes com micro filetes.

O conceito de estabilidade do implante dentário está subdividido em duas categorias: a estabilidade primária e a estabilidade secundária<sup>23</sup>.

É defendido que a estabilidade primária é atingida a nível do osso cortical e a estabilidade secundária ao nível do osso trabecular<sup>24</sup>.

A estabilidade primária é atingida quando o implante é instalado num local do osso onde ocorre uma adaptação mecânica direta entre o osso recetor e a superfície do implante, ou seja a fixação primária adquirida pelo implante no momento da sua inserção<sup>25</sup> e esta está diretamente relacionada com os micro movimentos do implante dentário sendo afetada por fatores como a quantidade e qualidade óssea, procedimento cirúrgico da colocação, forma e revestimento dos implantes<sup>26</sup>.

Por outras palavras, a estabilidade primária é a ausência de mobilidade do implante no osso após este ter sido completamente inserido. A base fisiológica em que se baseia o conceito da relevância da estabilidade primária dos implantes é a mesma da imobilização após fratura de ossos longos. Não deve existir qualquer movimento entre as suas terminações, para que exista cicatrização da fratura<sup>27</sup>.

Alguns estudos, mostram que o aumento do binário de inserção reduz o nível de micro movimentos a que o implante está sujeito aumentando assim a estabilidade primária<sup>25</sup>.

A estabilidade primária adequada de um implante é importante para uma boa formação óssea e cicatrização, deste modo permite uma melhor distribuição das tensões de mastigação e cargas oclusais funcionais<sup>28</sup>.

A estabilidade secundária por sua vez, pode definir-se como sendo a fixação secundária obtida durante o processo de cicatrização e remodelação óssea que ocorre na interface osso-implante, conseqüente ao processo de regeneração sofrido na interface. Sendo que a estabilidade secundária está diretamente dependente da estabilidade primária do implante dentário<sup>26</sup>.

Em termos de macro *design* dos implantes dentários, o formato da rosca é um parâmetro muito importante<sup>25</sup>. De acordo com Koticha T. et al. a utilização das roscas, tem como objetivo principal aumentar o contato inicial (maior área de superfície do implante), permitindo uma melhor dissipação de tensões<sup>31</sup> e aumentando a estabilidade primária<sup>29</sup>. Deste modo, os fabricantes de implantes têm desenvolvido vários tipos de roscas. Uns

tipos de rosca têm como função compensar problemas de quantidade e qualidade óssea da região a implantar, conduzindo assim a um melhoramento no contato osso-implante, e outros tipos de rosca têm como finalidade proporcionar uma inserção mais rápida<sup>29</sup>. Concluindo assim, que as características das roscas devem ser avaliadas escolhendo cada tipo de implante a ser utilizado em cada situação clínica.

Alguns estudos demonstram que quanto maior o diâmetro do implante maior será a sua estabilidade, devido a uma maior área de contato do implante com o osso<sup>30</sup>. A influência do tipo de rosca também é um fator importante pois, estudos comprovam que roscas quadradas ajudam numa maior condensação óssea, enquanto que, um maior número de filetes de rosca pode torná-lo mais estável, especialmente na fase inicial da instalação<sup>29</sup>.

O formato do implante é outro fator macroscópico importante para a estabilidade primária. Numa fase inicial foram desenvolvidos implantes cónicos, tendo como objetivo a instalação imediata após a extração do dente, sendo ainda utilizados em termos de estética e para colocação do implante em espaços reduzidos<sup>28</sup>. Por outro lado, os implantes cónicos proporcionam um grau de compressão das trabéculas numa parte de osso de fraca qualidade<sup>28,32</sup>. O funcionamento destes implantes implica uma distribuição das forças para o osso adjacente, criando uma maior uniformização na compactação do osso adjacente por comparação com os implantes de paredes paralelas<sup>2</sup>. Outras vantagens dos implantes cónicos, em comparação com os implantes de paredes paralelas, são o menor risco de perfuração labial e as menores limitações anatómicas<sup>28</sup>. Posteriormente, foram realizadas modificações no *design*, surgindo assim, os implantes auto perfurantes, projetados essencialmente para uso onde o osso tem baixa densidade. Estes implantes promovem o aumento da estabilidade primária em osso de baixa qualidade, devido à compressão do osso cortical denso, sendo que, são característicos por possuírem lâminas de corte verticais, estas tendem a minimizar a área de contato na superfície da interface osso-implante, resultando que os implantes sem lâminas autoperfurantes têm maior estabilidade primária comparativamente com implantes autoperfurantes, onde existe boa qualidade óssea. No entanto, a força de associação entre o *design* do implante e a estabilidade primária é menos relevante do que outros fatores, como a profundidade de inserção e a densidade óssea<sup>28</sup>.

Segundo Lekholm et al., existem quatro tipos de qualidade óssea das mandíbulas e maxilas do recetor, variando a densidade óssea que se encontram nos suportes dentários. O osso tipo I é formado por um osso compacto e homogéneo, o osso tipo II é composto por uma

camada densa de osso cortical que envolve a parte central do osso trabecular mais denso, o osso tipo III apresenta uma camada relativamente densa de osso cortical envolvendo osso trabecular. Por fim o osso tipo IV é composto por uma camada fina de osso cortical envolvendo o osso trabecular de menor densidade<sup>2,33</sup>. A colocação de implantes dentários em ossos do tipo I, II e III apresenta bons resultados clínicos, por outro lado, os implantes colocados em ossos do tipo IV apresentam taxas de sucesso relativamente mais baixas, compreendida entre 50% e 94%. Isto é devido à inexistência de estabilidade primária que, por consequência, não permite a fase de integração óssea. Este tipo de osso encontra-se normalmente nas zonas posteriores da maxilas e mandíbulas dos recetores e devido à elevada porosidade deste tipo de osso, é difícil conseguir uma fixação rígida inicial do implante dentário<sup>2,33</sup>.

A densidade óssea influencia o plano de tratamento, o tipo de implante dentário, o tipo de cirurgia, o tempo de cicatrização e também a intensidade de carga que estes suportam. Assim, a densidade óssea e a ausência de micro movimentos durante a fase de cicatrização são fatores muito importantes para a estabilidade inicial dos implante<sup>34,35</sup>.

Linkow, L I. et Chercheve, R., em 1970, classificaram a densidade óssea em três categorias. A estrutura óssea de classe I, considerado tipo de osso ideal, que consiste num baixo espaço esponjoso. A estrutura óssea de classe II, em que o osso apresenta um maior espaço esponjoso com uma menor uniformidade na estrutura óssea. Por fim, a estrutura de classe III que apresenta um maior espaço medular entre as trabéculas ósseas<sup>36</sup>. De acordo com alguns estudos efetuados, pode-se concluir que as mandíbulas de osso suíno fresco apresentam uma baixa densidade óssea<sup>2</sup>.

Alguns estudos clínicos demonstraram uma maior taxa de sobrevivência da colocação de implantes dentários em mandíbulas comparativamente com os implantes colocados em maxilas<sup>37-41,91,93</sup>. Isto é devido principalmente à qualidade do osso em torno dos implantes, uma vez que a mandíbula tem uma melhor qualidade óssea<sup>42</sup>. Outros estudos, descrevem uma estreita relação entre a densidade óssea, o binário de inserção dos implantes e os valores de estabilidade do implante no momento da colocação<sup>43</sup>.

Existem duas hipóteses que afetam a obtenção e manutenção da integração óssea. A hipótese biológica que está relacionada com o efeito da placa bacteriana e das condições do osso recetor e a hipótese biomecânica, que relaciona a sobrecarga oclusal sobre o osso e o efeito das forças de tração, de compressão e de corte que influenciam a integração óssea<sup>9</sup>.

Na Tabela 1.2 apresentam-se algumas razões para o insucesso da aplicação de implantes dentários, realçando os seguintes fatores, os micro movimentos ou falta de estabilidade primária, as infeções bacterianas, a baixa densidade do osso, as cargas excessivas e o tempo de cicatrização.

Tabela 1.2. Fatores que contribuem para o insucesso da aplicação de implantes dentários a médio e curto prazo<sup>9</sup>.

Falha precoce	Falha tardia
Micro movimento (falta de estabilidade primária)	Infeção bacteriana
Implantes curtos	História da periodontite
Implantes estreitos	Fumador
Carregamento antecipado/mediato	Pescoço do implante
Osso de baixa densidade (osteoporose)	Uma peça vs duas peças
Trauma cirúrgico	Excesso de carga
Superaquecimento	Restauração inadequada
Compressão por osteonecrose	Implantes curtos/estreitos
Infeção	Trauma
Cicatrização prejudicada	
Fumador	
Diabetes	
Idade	

Neste contexto, o objetivo principal deste trabalho é estudar a influência do macro *design* dos implantes dentários, dando enorme ênfase ao tipo de rosca dos mesmos, à profundidade e largura do filete de rosca e também ao passo de rosca. Deste modo, foram ensaiados vários tipos de implantes com diferentes roscas e implantes dentários comerciais, em mandíbulas frescas de suíno, nas zonas dos molares e pré molares, pelo fato de ser um animal com características semelhantes ao ser humano.

Numa fase posterior ao estudo efetuado, foram estudados novos *designs* de rosca para implantes dentários. Assim sendo, foram desenhados, projetados, fabricados e testados novos *designs* e avaliado o seu desempenho de modo a compará-los com implantes dentários comerciais. O objetivo final é conceber um novo tipo de implante com características otimizadas que resulte num bom comportamento biomecânico e desempenho com sucesso as suas funções.



## 1. Capítulo I:

### 1.1. Design do implante

As características do *design* dos implantes dentários são um dos elementos mais básicos e importantes que influenciam a estabilidade primária e também a capacidade do implante para suportar as cargas durante e após a integração óssea. O *design* do implante pode ser dividido em duas categorias: o macro *design* e o micro *design*<sup>9</sup>.

O macro *design* comporta, a geometria do filete, a forma do implante, o passo da rosca, a profundidade da rosca e o ângulo da hélice enquanto que, o micro *design*, constitui os materiais do implante, a superfície morfológica e o revestimento da superfície<sup>9,44,45</sup>.

Neste contexto, serão estudadas principalmente as características do macro *design* e o modo como influenciam a integração óssea, dando uma forte ênfase às características relacionadas com a geometria, com a forma, com o passo da rosca, a profundidade, a largura, o ângulo da hélice e ângulo do perfil, Figura 1.1.

Forma da rosca (*Thread shape*): É determinada pela largura e o ângulo do filete de rosca. Estas podem apresentar-se em forma triangular (V), trapezoidal, redonda, quadrada e por fim em forma de dente de serra<sup>9,46,111</sup>.

Ângulo do filete -  $\alpha_1$  (*Face angle*): É o ângulo entre a face de uma rosca e o plano perpendicular ao eixo do implante. No caso dos implantes dentários o ângulo do filete para os estudos é o ângulo do vértice do filete, onde persiste a dissipação da maior parte das forças de carregamento<sup>9,46</sup>.

Passo de rosca -  $p$  (*Thread pitch*): Refere-se à distância entre o centro de um filete de rosca e o centro do próximo filete medido paralelamente ao eixo do parafuso<sup>9</sup>. Pode ser também definido pelo avanço de um parafuso quando descreve uma rotação completa, enroscando deste modo numa porca que se encontra imóvel<sup>46</sup>.

Profundidade da rosca -  $h$  (*Thread depth*): Corresponde à altura do triângulo fundamental. Corresponde à distância compreendida entre o diâmetro exterior e o diâmetro interior do implante roscado<sup>46</sup>.

Largura do filete de rosca (*Thread width*): Existem duas definições para a largura do filete de rosca, sendo elas a largura no fundo e a largura da crista de um filete de rosca. A largura no fundo do filete de rosca é definida como a distância compreendida, no mesmo plano axial, entre as linhas de fundo de um único filete de rosca, enquanto que a largura da crista de um filete de rosca define-se como a distância compreendida no mesmo plano axial entre os vértices da crista de um único filete de rosca<sup>9,110</sup>.

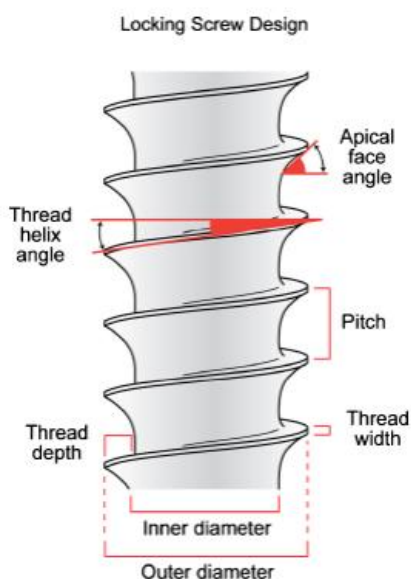


Figura 1.1. Características básicas do macro *design* do implante dentário: passo de rosca, profundidade da rosca, largura da rosca, hélice da rosca, ângulo do perfil, diâmetro exterior e interior do implante dentário<sup>9</sup>.

## 1.2. Forma da rosca (*Thread shape*)

Atualmente existem essencialmente quatro tipos de formas de rosca para os implantes dentários: em V (Nobel Biocare, 3I, Paragon, Lifecore), rosca fina (IMTEC, Sendax, MDI), trapézio invertido (Steri - Oss) e quadrada (BioHorizons). Numa fase inicial Branemark (Nobel Biocare) tinha um padrão de geometria do filete de rosca em V<sup>47</sup> e posteriormente em 1983, o *design* foi modificado para auto perfurante, para a colocação em ossos recetores com densidade reduzida. A evolução vai no sentido de aumentar o número e ângulo das linhas de corte, a existência de uma ponta cônica com três arestas de corte e uma maior cama de acolhimento<sup>48</sup>. Outros fabricantes de implantes dentários (3I, Paragon, Lifecore), também modificaram o conceito básico de rosca em forma de V, para a colocação de implantes de forma mais simples e mais eficiente. O tipo de rosca fina (IMTEC, Sendax, MDI) apresenta uma configuração do filete de rosca auto perfurante, o que no geral leva à necessidade da utilização de pequenos procedimentos para a colocação

destes implantes. A configuração com trapézio invertido, é plana no topo (Steri - Oss), sendo otimizado para esforços de arrancamento. Alguns fabricantes utilizam esta configuração com vários passos de rosca e menor profundidade, para distribuir melhor as cargas a que o implante está sujeito<sup>49</sup>. O tipo de rosca quadrada é utilizado para diminuir as forças de corte destrutivas, aumentando conseqüentemente, a área de superfície e também a carga de compressão. O osso recetor apresenta uma melhor resposta a este tipo de distribuição de cargas<sup>44,50</sup>.

Recentemente, Vairo G. et Sannino G., em 2013, sugerem que, a forma de rosca trapezoidal induz estados de compressão e tração em ambas as regiões do osso cortical e do osso esponjoso, mais favoráveis comparativamente com a forma de dentes de serra<sup>51</sup>. Neste contexto, conclui-se que devem ser utilizadas roscas para minimizar as concentrações de tensão na interface osso-implante. Além disso, as roscas deverão permitir uma melhor estabilidade e um maior contato de área de superfície do implante<sup>9</sup>.

### **1.3. Intensidade da força**

As cargas de baixa intensidade induzem remodelação de tecidos promovendo a formação de osso, enquanto que, cargas de elevada intensidade originam micro fraturas provocando osteoclastogenese<sup>9,52</sup>. Quando a capacidade de remodelação óssea é insuficiente para compensar o aparecimento de micro fraturas, estes defeitos agrupam-se formando um defeito de dimensões relativamente superiores<sup>53</sup>. Eventualmente, quando a perda de massa óssea ocorre, diminui o suporte ósseo em torno do implante e aumenta assim o risco de falha do implante<sup>54</sup>. Através do método de elementos finitos (FEA), Bungardner et al., estudaram o efeito do filete de rosca na concentração e distribuição de tensões. Este método permite prever a distribuição das tensões entre os implantes e o osso cortical ou o osso trabecular<sup>55</sup>.

Por outro lado, Geng et al., compararam várias formas de rosca utilizando o mesmo método de análise e concluíram que as roscas em V e quadrada mais larga apresentam menores concentrações de tensões do que as roscas fina e quadrada mais estreita em osso esponjoso. Todavia, em osso cortical não se observaram diferenças entre os vários tipos de rosca. Assim sendo, as roscas em de V e quadrada são as configurações mais favoráveis para implantes dentários de aplicação em osso esponjoso<sup>44,45</sup>. Chun et al., através do

mesmo método de análise de elementos finitos, foram realizadas várias formas de rosca de implantes dentários, com duas condições de carregamento, uma vertical de 100 N e outra oblíqua, ângulo de 15° de 100 N, estudaram o efeito da distribuição das tensões no osso maxilar circundante e concluíram que a rosca quadrada apresenta menores concentrações de tensões, em comparação com outras formas de rosca estudadas<sup>56</sup>.

Ainda assim estas conclusões, podem apresentar sempre algumas reservas porque resultam apenas de modelos matemáticos que carecem de confirmação experimental. Adicionalmente, a intensidade da força, a direção da força e a qualidade do osso recetor, são fatores que apresentam grande variabilidade de paciente para paciente, podendo influenciar a intensidade da carga transferida para a interface osso-implante. No entanto, os modelos matemáticos continuam a ser uma ferramenta para prever alguns resultados, esta análise deve ser posteriormente comprovada em ambientes clínicos reais<sup>9</sup>.

#### **1.4. Forças favoráveis**

Os esforços de mastigação originam três tipos de forças que são aplicadas nas interfaces osso-implante: forças de compressão, de tração e de corte, sendo que estas podem influenciar o grau de integração óssea. Destes tipos de forças, foi demonstrado que a força de compressão é a mais favorável para o tecido ósseo, já que este tipo de força provoca um aumento da densidade do osso, aumentando também por consequência a sua resistência. Por outro lado, as forças de tração e de corte ocorrem quando o osso recetor apresenta uma densidade mais pobre, sendo porém, as forças de corte menos benéficas<sup>57</sup>.

Os tipos de forças que são criadas dependem essencialmente da forma do implante. O ideal seria que o implante equilibrasse as forças de tração e de compressão, e minimizasse as forças de corte. De acordo com, Lemons J. em 1993<sup>58</sup>, os implantes dentários cónicos produzem forças de compressão superiores comparativamente aos implantes cilíndricos que apresentam forças de corte mais elevadas. Este facto, explica o porquê de alguns autores considerarem os implantes cilíndricos com uma taxa de insucesso maior do que os implantes dentários cónicos<sup>57</sup>. A forma da rosca do implante dentário, influencia o tipo de forças que são transferidas para o osso recetor. Como foi referido, anteriormente, no mercado existem implantes em forma de V, quadrada, trapézio, com trapézio invertido e em forma de espiral, de acordo com as ilustrações apresentadas na Figura 1.2.

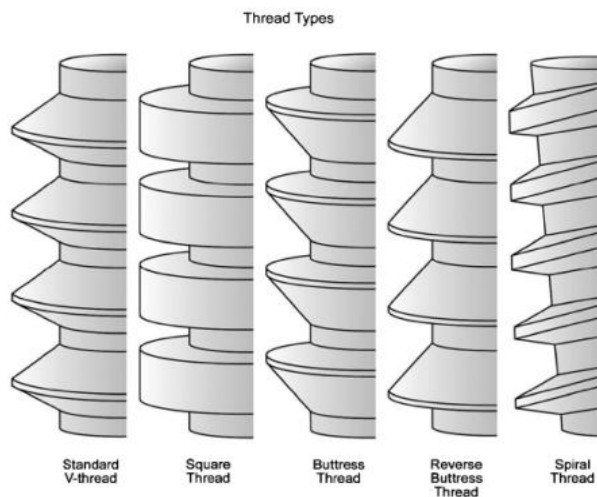


Figura 1.2. Padrão dos tipos de rosca de implantes dentários atualmente disponíveis no mercado<sup>9</sup>.

Alguns estudos, realizados por Bumgardner et al.<sup>55</sup>, em 2000, concluem que o ângulo do perfil de rosca influencia a direção da força na interface osso-implante. A intensidade da força de corte aumenta à medida que o ângulo do perfil de rosca aumenta<sup>9</sup>. De acordo com, Misch et al.<sup>57</sup>, em 2008, sugerem que a forma da rosca em V com um ângulo de perfil de 30° e a forma de trapézio invertido com um ângulo de perfil de 15° são as mais indicadas para os implantes dentários. A forma da rosca em V, cria forças de corte mais elevadas comparativamente com a forma de rosca de trapézio invertido e a quadrada, sendo que a última apresenta menor força de corte<sup>9</sup>. Os implantes dentários com forma da rosca em V e com a forma de trapézio, geram forças que podem induzir a falhas na colocação de implantes<sup>52</sup>. As cargas axiais nos implantes dentários que apresentam formas da rosca de trapézio e quadrada são dissipadas através de forças de compressão, enquanto, nas formas de rosca em V e trapézio invertido, as cargas axiais são transmitidas através de uma combinação de forças de tração, compressão e corte, como se pode observar na Figura 1.3<sup>55,57,59</sup>.

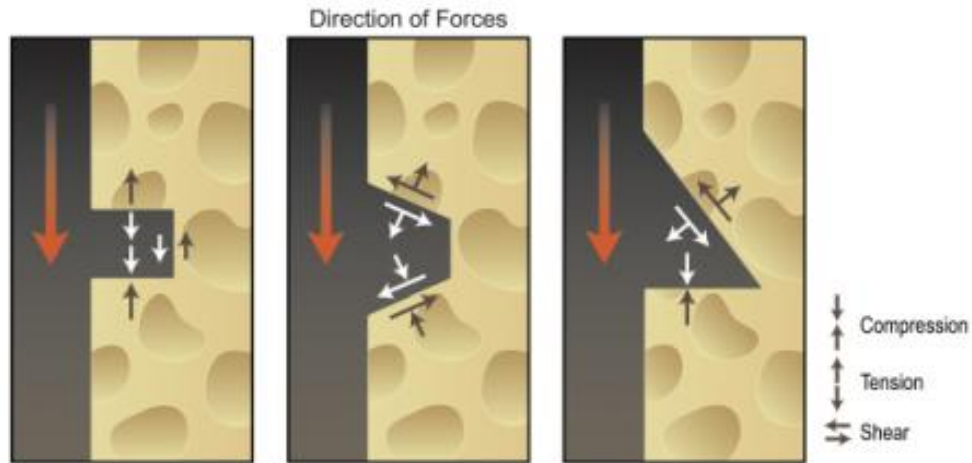


Figura 1.3. Direção das forças criadas na interface osso-implante resultante das cargas axiais<sup>9</sup>.

Alguns estudos avaliaram o padrão da interface osso-implante em torno dos filetes de rosca. Quando não existe carregamento, a densidade óssea em torno da superfície do implante é homogênea contrariando os implantes em que ocorre carregamento dinâmico. Nestas condições últimas, a densidade óssea é maior na parte inferior dos filetes de rosca e menor na crista dos filetes de rosca, como pode ser observado na Figura 1.4 e 1.5<sup>60,61,62</sup>.

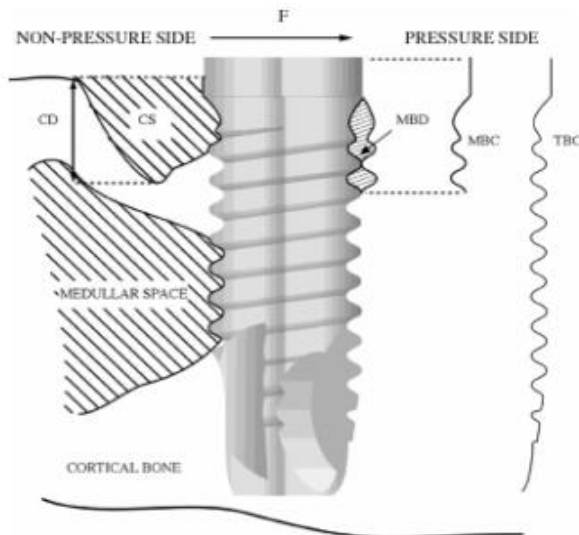


Figura 1.4. Desenho esquemático, com a ilustração de análises morfométricas. No lado esquerdo não existe carregamento e está indicado, a profundidade (CD) e a superfície da secção transversal da cratera (CS). No lado direito existe carregamento e são mostrados a área de contato osso-implante mais afastada (MBC), área de contato total do osso-implante (TBC) e a densidade óssea (MBD)<sup>60</sup>.

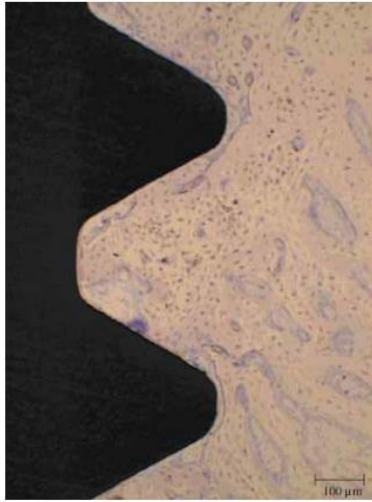


Figura 1.5. Osso cortical em torno de um implante dentário carregado dinamicamente, mostrando densidade menor nas cristas dos filetes de rosca comparativamente com as partes inferiores dos filetes de rosca<sup>60</sup>.

Verificou-se ainda que os implantes dentários com forma de rosca quadrada apresentam uma maior área de interface osso-implante do que os implantes com a forma da rosca em V ou trapézio invertido<sup>63</sup>.

### 1.5. Passo de rosca (*Thread pitch*)

Como foi referenciado anteriormente, o passo de rosca ( $p$ ) é a distância entre o centro de um filete de rosca e o centro do próximo filete medido paralelamente em relação ao eixo do parafuso<sup>9</sup>. O passo da rosca difere do passo do perfil ( $p_1$ ), que é a distância compreendida entre o centro do filete de rosca e o centro do mesmo filete quando este percorre uma rotação completa<sup>42</sup>. Num parafuso, com uma única rosca, o passo da rosca é igual ao passo do perfil e é medido como foi referido acima. No entanto, quando se trata de um parafuso com rosca múltipla de duas entradas, o passo da rosca é o dobro do passo do perfil, e se tratar de um parafuso de rosca múltipla de três entradas, o passo da rosca é o triplo do passo perfil, ver Figura 1.6<sup>9</sup>. De uma forma geral chama-se rosca múltipla de  $n$  entradas aquela em que  $p = np_1$ <sup>46</sup>.

O passo da rosca, basicamente, determina a velocidade com que o implante vai ser colocado no osso receptor. Deste modo, um implante com rosca múltipla de duas entradas irá ser inserido com o dobro da velocidade, bem como um implante com rosca múltipla de três entradas será inserido no osso num terço do tempo, comparativamente com o implante de uma única rosca<sup>9</sup>.

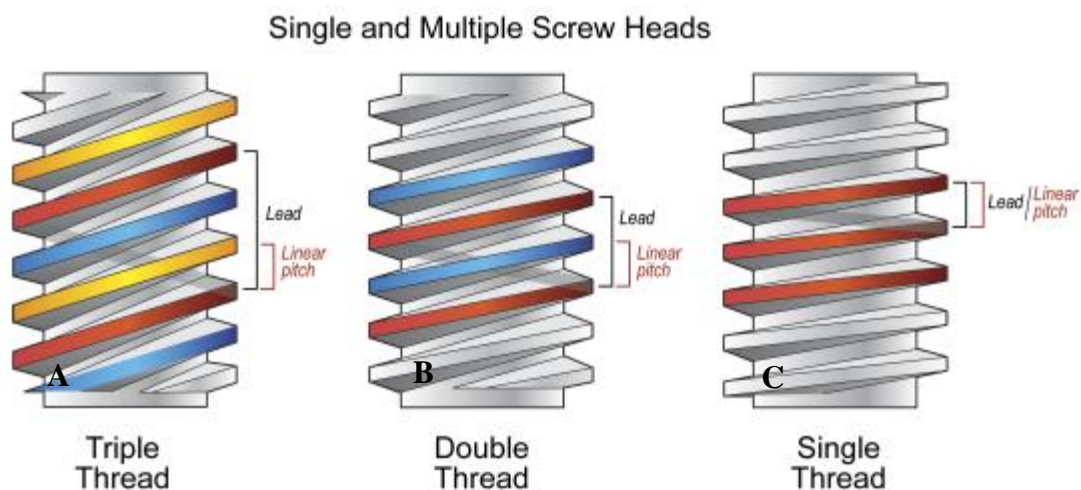


Figura 1.6. Ilustra a configuração no caso do passo do perfil de rosca e do passo da rosca. A) Implantes com rosca múltipla de três entradas; B) implantes com rosca múltipla de duas entradas; C) Implantes com uma única rosca<sup>9</sup>.

Estudos revelam que os implantes com maior número de filetes de rosca apresentam maior percentagem de contato entre osso-implante<sup>64</sup>. Outros autores através da análise do método de elementos finitos concluíram que o passo igual a 0,8 mm apresenta uma resistência superior comparativamente aos passos de 1,6 e 2,4 mm<sup>9</sup>.

Deste modo, o passo da rosca, é considerado um dos fatores mais importantes no macro *design* dos implantes dentários, devido ao seu efeito sobre a área de superfície dos implantes<sup>65</sup> e, conseqüentemente, sobre a tensão efetiva máxima que diminui com o aumento do passo da rosca e com o aumento do comprimento do implante<sup>56,66</sup>.

No trabalho de Chung et al., verifica-se que implantes com o passo de rosca de 0,5 mm, apresentam uma perda de massa óssea cristal, menos acentuada e uma melhor distribuição das tensões comparativamente com implantes com o passo de 0,6 mm<sup>67</sup>.

Neste contexto, Kong et al., consideraram que o passo da rosca igual a 0,8 mm, é o ideal para alcançar a estabilidade primária e a criação do nível ótimo de tensões em implantes

dentários cilíndricos com a forma da rosca em V. Foi descoberto que quanto menor o passo melhor era a distribuição de tensões. Além disso, também indicaram que o osso esponjoso é mais sensível às tensões criadas pela variação do passo de rosca do que o osso cortical<sup>68</sup>. Concluiu-se assim que o passo de rosca é um fator do macro *design* que desempenha um papel na proteção do implante dentário sob condições de carga axial<sup>68</sup>.

Como confirmação destes resultados, Motoyoshi et al., em 2005, através do método tridimensional dos elementos finitos, foram utilizados mini parafusos ortodônticos com três passos de rosca diferentes, iguais a 0,5, 1 e 1,5 mm. Para passos de rosca pequenos, ou seja, igual a 0,5 mm, foi obtida uma distribuição de tensões mais favorável quando comparado com passos de 1 e 1,5 mm, e concluíram também que a tensão efetiva máxima diminuiu com a diminuição do passo de rosca do implante dentário<sup>66</sup>.

Quando o osso está debilitado, não tem a capacidade para resistir às tensões, devido à má qualidade do osso, aos implantes curtos e às áreas com forças oclusais, todavia existem opções para aumentar a estabilidade primária, e contornar este problema, como por exemplo aumentar o número de filetes de rosca<sup>9</sup>.

Até à data ainda não foi determinado um passo de rosca favorável para dissipar as cargas oclusais em implantes dentários, quando o osso tem boa qualidade.

Curiosamente de acordo com Liang et al., o passo da rosca, tem pouca influência, quando comparado com o comprimento do implante no valor da tensão e na sua distribuição<sup>69</sup>.

### **1.6. Ângulo da hélice (*Thread helix angle*)**

Num implante de uma única rosca, o passo da rosca é igual ao passo do perfil. Alguns fabricantes introduziram implantes de rosca múltipla de duas e três entradas, permitindo aumentar a velocidade de inserção do implante. Sendo assim, o conceito de rosca múltipla permite e favorece a manutenção do passo da rosca e a resistência mecânica na interface osso-implante, isto é, no caso de ser uma rosca múltipla de três entradas com um passo de perfil igual a 0,6 mm o passo da rosca seria 1,8 mm cada vez que se roda o implante de 360°<sup>9</sup>.

No estudo de Ma et al.<sup>70</sup>, foram comparados implantes com passo de filete de 0,8 mm e filetes de rosca diferente (rosca única, rosca múltipla de duas entradas e rosca múltipla de

três entradas). Tal como referido anteriormente, nos implantes com rosca múltipla de duas e três entradas, a hélice da rosca duplica e triplica respetivamente, existindo também um aumento do ângulo da hélice à medida que se aumenta o número de entradas. Assim demonstraram, através do método FEA, que a configuração com uma única rosca é mais favorável em termos de estabilidade primária do implante, seguidamente o implante com rosca múltipla de duas entradas e por fim o implante com rosca múltipla de três entradas<sup>70</sup>. Em conclusão, há um compromisso da estabilidade primária do implante quando se aumenta o angulo da hélice e ainda que a colocação mais rápida do implante pode comprometer o sucesso da aplicação do mesmo.

### **1.7. Profundidade e largura da rosca (*Thread depth and width*)**

A profundidade da rosca corresponde à distância entre o diâmetro exterior e interior do implante no roscado<sup>46</sup>. Como foi referido anteriormente, existem duas definições para a largura do filete de rosca, sendo elas a largura no fundo e a largura da crista de um filete de rosca. A largura no fundo do filete de rosca corresponde à distância compreendida no mesmo plano axial, entre as linhas de fundo de um único filete de rosca. A largura da crista de um filete de rosca, define-se como a distância compreendida no mesmo plano axial entre os vértices da crista de um único filete de rosca<sup>9,110</sup>. Estes dois fatores influenciam a área total da superfície do implante dentário (ver Figura 1.7).

Se a profundidade da rosca de um implante for pequena, a colocação do implante será mais fácil. Deste modo, Misch et al. referiu, “Quanto maior for a profundidade, maior será a área de superfície do implante.” Uma profundidade da rosca relativamente superior pode ser vantajoso, para zonas de osso mais macio e para forças oclusais superiores. Por outro lado, quando a profundidade da rosca é menor facilita a inserção do implante em osso recetor mais denso<sup>57</sup>.

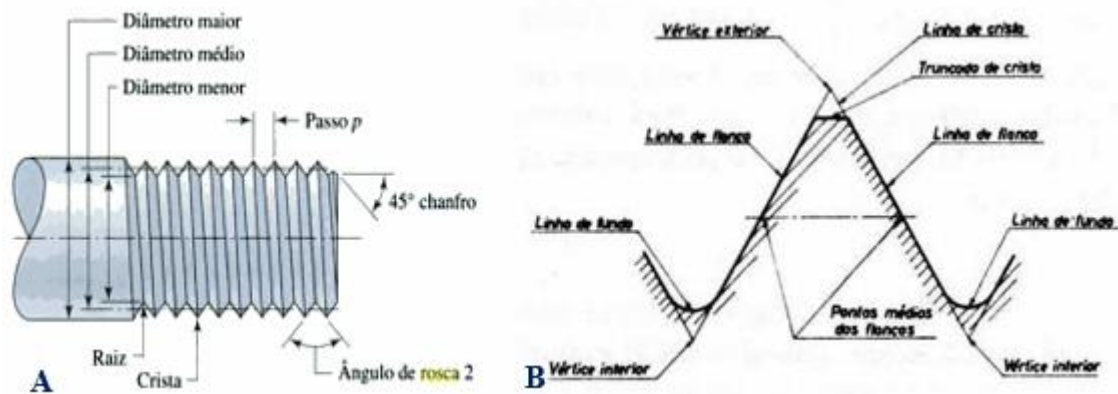


Figura 1.7. A) Terminologia da rosca do parafuso. Rosca em forma de V; as cristas e as raízes são na realidade arredondadas ou niveladas durante a operação de maquinação<sup>71</sup>; B) Elementos geométricos do perfil de rosca<sup>46</sup>.

No mundo comercial, existem disponíveis implantes caracterizados por filetes progressivos (por exemplo, Dentsply Friadent, Mannheim, Ankylos, Germany), isto significa que os implantes, apresentam uma profundidade superior na zona da crista do filete e diminui gradualmente até à zona da raiz. Esta configuração permite aumentar a transferência da carga para a zona de osso esponjoso em vez da zona de osso cortical, deste modo, contribui para uma menor reabsorção do osso cortical<sup>9</sup>.

Tal como referido anteriormente, existem estudos que avaliaram a altura e a largura do filete de rosca, com o objetivo de encontrar a configuração ideal para minimizar as tensões criadas<sup>68</sup>. Para avaliar o efeito da altura e da largura do filete de rosca nas tensões criadas no osso, foram estudadas roscas em forma de V com altura e largura de filete que variam entre 0,2-0,6 mm e 0,1-0,4 mm, respetivamente aplicando. Foram aplicadas forças de 100 e 50 N, ou paralelas ao eixo longitudinal do implante ou com um ângulo de 45°. Nesse estudo, os autores concluíram que a altura do filete de rosca ótimo está entre 0,34-0,5 mm, e a largura da rosca está entre 0,18-0,3 mm, sendo que a altura da rosca é mais sensível a picos de tensão comparativamente com a largura da rosca. Por consequência, as forças máximas criadas no osso esponjoso foram maiores do que as criadas no osso cortical. Por outro lado, as cargas não axiais de 45° criam tensões superiores, comparativamente com os valores de tensões criadas pelas cargas axiais<sup>68</sup>.

### 1.8. Módulo da crista (*Crestal module*)

O módulo da crista, é designado, como o pescoço do implante dentário. Recentemente este fator, tem sido alvo de uma forte pesquisa, de modo a ser otimizado. Os estudos são tipicamente efetuados pelos fabricantes, porque, esta parte do implante dentário, é a última a ser introduzida no osso recetor, logo, encontra o tecido de osso mais mole, existindo também a necessidade de um ambiente praticamente estéril para efetuar uma perfuração na cavidade oral. Por consequência, nesta zona a densidade do osso é relativamente mais elevada devido à existência de massa óssea cortical, o que favorece a estabilidade primária do implante dentário. Além disso, é a zona do implante onde se concentram a maioria das forças, quando este se encontra em funcionamento, ver Figura 1.8<sup>65,72,73,74</sup>.

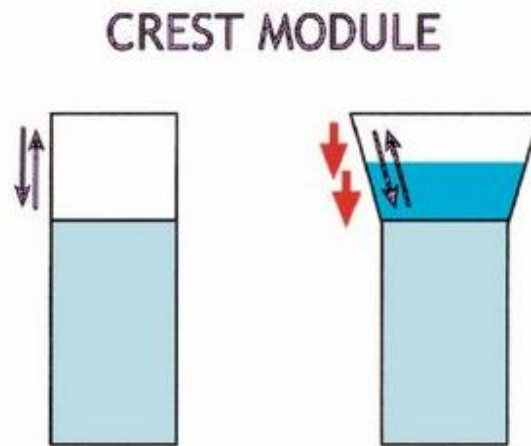


Figura 1.8. O módulo da crista pode transmitir diferentes tipos de forças ao osso recetor. Um módulo da crista reto e um corpo liso de um implante dentário transmite forças de corte. Quando o corpo do implante é rugoso e um módulo da crista angular pode transmitir forças de compressão ao osso recetor<sup>72</sup>.

No estudo de Bozkaya et al.<sup>75</sup>, foram comparados cinco implantes comerciais, de diferentes perfis de rosca e variando também os módulos da crista (lisos e não lisos). Então, utilizando o método de elementos finitos, estes implantes foram submetidos a níveis de carga crescentes, permitindo uma avaliação das características de transferência das cargas através das forças de mastigação, e também níveis de carga máxima. Como conclusão, estes autores, utilizando um critério novo de comparação com o osso compacto, encontraram cargas oclusais moderadas sem provocar alterações no osso compacto. No entanto, aquando da aplicação das cargas máximas, a sobrecarga ocorreu perto da região

superior do osso compacto. Em suma, implantes com módulo de crista liso, apresentam menores concentrações de tensões do que implantes com micro filetes. Assim se realça que o módulo da crista de um implante dentário pode desempenhar um papel fundamental para a minimização das tensões do osso<sup>75</sup>.

Schrotenboer et al.<sup>76</sup>, com auxílio do método FEA, estudaram os efeitos dos micro filetes de rosca na crista dos implantes dentários comparativamente com o pescoço do implante liso, em osso do tipo II e também compararam o efeito da plataforma de comutação com o pilar com diâmetro igual no módulo da crista. Foram analisados implantes com diferentes diâmetros e a influência das tensões no módulo da crista. É de notar, que em todos os modelos de implantes utilizados foi demonstrado que a tensão se concentrou na parte coronal da crista do osso, concluindo-se que a utilização de micro filetes aumenta os valores de tensão da crista após carregamento do implante. A redução do diâmetro do pilar resultou numa diminuição da tensão no osso cristal, nos implantes com micro filetes e com pescoço liso<sup>76</sup>. A lei de Wolff<sup>77</sup>, diz que o osso se adapta às cargas, quando é colocado sob tensão, quer isto dizer, que a massa óssea quando sujeita a um aumento de intensidade da carga, tende a remodelar-se e desta forma tornar-se mais resistente. Se por outro lado, a intensidade da carga diminuir, o osso vai tornar-se mais fraco, devido à inexistência de solicitações mecânicas. Vários estudos, sugerem que a adição de filetes de rosca no pescoço do implante dentário pode evitar a perda de massa óssea mais compacta<sup>76,78,79</sup>. No entanto, serão necessários estudos futuros para confirmar estes resultados.

### **1.8.1. Módulo de crista liso/não liso**

Inicialmente eram sempre utilizados implantes dentários com módulo da crista liso. Posteriormente, a utilização de implantes passou de um módulo de crista liso para a introdução de micro filetes, com o objetivo de diminuir a retenção da placa, devido à maioria do corpo do implante não ser colocado no osso. Quando a utilização de implantes com módulo de crista liso e colocação na zona do osso mais compacto, aumentam as forças de corte e resulta uma perda de massa óssea marginal<sup>80,81</sup>. A colocação destes implantes deve ser efetuada sobre a massa óssea cristal. Foi mostrado, por Quirynen et al.<sup>82</sup>, que a perda óssea marginal em torno dos implantes cónicos com um módulo da crista liso, era excessiva, superior a 1 mm, podendo dever-se à presença de sobrecarga ou falta de

contacto numa fase anterior do processo. De acordo com Andersson B.<sup>83</sup>, foi observado, que os implantes e os dentes adjacentes apresentam uma pequena perda de massa óssea em torno deles. Contudo os implantes cónicos, mostraram um grau mais elevado de perda óssea comparado com outros implantes.

Alguns estudos efetuados seguidamente, Jung et al., deram ênfase à avaliação da perda de massa óssea em torno de quatro implantes dentários diferentes, durante um período com duração de 12 meses, com carregamento e conexão do pilar ao implante dentário. Concluindo que, existiu uma perda de massa óssea rápida, em torno dos quatro implantes, nos primeiros 3 meses. O nível de osso estabilizou no primeiro filete de rosca dos implantes, sem existir uma correlação entre o tempo de exposição do módulo da crista liso ou do tipo do implante<sup>84</sup>.

### **1.9. Micro filetes (*Microthreads*)**

Atualmente, o conceito de micro filetes no módulo da crista do implante, foi introduzido para evitar a perda óssea marginal e também os tecidos moles, em torno dos implantes dentários.

Vaillancourt et al.<sup>85</sup>, afirmou: “(...) an equivalent stress equal to 1,6 MPa was determined to be sufficient to avoid bone loss due to disuse atrophy in the canine mandibular premolar region.”. Quer isto dizer, uma tensão igual a 1,6 MPa é o valor suficiente, determinado para evitar a perda de massa óssea é devido ao desuso e atrofia na zona dos pré-molares nas mandíbulas de caninos<sup>85</sup>.

De um ponto de vista biomecânico, é vantajosa a utilização de micro filetes no pescoço dos implantes dentários, para neutralizar a reabsorção da massa óssea marginal, de acordo com a lei de Wolff, já mencionada anteriormente<sup>86</sup>. Por outro lado, Palmer et al.<sup>87</sup>, demonstraram que a utilização de implantes AstraTech, com elementos de retenção no pescoço do implante, foram bem-sucedidos na substituição de dentes simples porque mantiveram o osso recetor estável durante os cinco anos de estudo.

Nos estudos de, Abrahamsson & Berglundh, realizados com seis cães de raça beagle, durante 16 meses, verificam um aumento da área de contato entre osso-implante. A utilização de implantes com micro filetes implica um contato entre osso-implante

significativamente mais elevado (81,8%) quando comparado com implantes de módulo da crista lisos (72,8%), que por consequência a configuração com micro filetes oferece melhores condições para a integração óssea<sup>88</sup>.

À semelhança do estudo anterior, também Schrottenboer et al.<sup>76</sup>, por simulação numérica, colocaram dois tipos de implantes cónicos, em que um tipo apresentava micro filetes no módulo da crista e o outro tipo de implante tinha o módulo de crista liso. Neste estudo, concluíram que os implantes com micro filetes, apresentaram uma tensão superior no osso cristal em comparação com implantes de módulo da crista liso.

Nos estudos clínicos de Lee et al., realizados em pacientes, de modo a comparar implantes com micro filetes no módulo da crista (Astra Tech Single Tooth Implant (ST)) e sem micro filetes (Astra Tech TiOblast Implant (TB)). Estes autores, indicam que os micro filetes, além de serem um elemento de retenção pode ter um efeito na manutenção da perda de massa óssea marginal contra o carregamento, ver Figura 1.9, concluindo que, a perda de massa óssea nos implantes com micro filetes é significativamente inferior comparativamente ao outro tipo de implantes<sup>89</sup>.

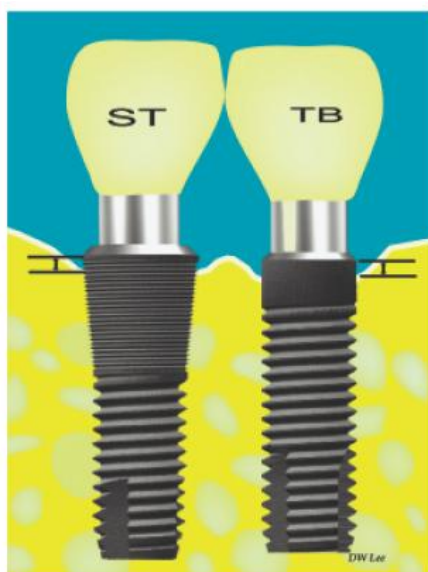


Figura 1.9. Apresentação esquemática de dois tipos de implantes, com micro filetes no módulo da crista (Astra Tech Single Tooth Implant (ST)) e sem micro filetes (Astra Tech TiOblast Implant (TB))<sup>89</sup>.

No geral, a adição de micro filetes no módulo da crista do implante pode proporcionar um maior contato entre osso-implante, bem como a preservação do osso marginal.

### 1.10. Diâmetro e comprimento (Diameter and length)

Do ponto de vista da bioengenharia, a questão da concepção do implante é importante com o objetivo de minimizar os picos de tensão, causadas pelos carregamentos<sup>90</sup>.

A reabsorção óssea no pescoço do implante, geralmente denominado por crateras, não é inevitável, alguns estudos mostram que é possível reduzir a perda de massa óssea cristal, quando o diâmetro da ligação do pilar é menor do que o pescoço do implante, Figura 1.10<sup>93</sup>, diminuindo assim os níveis de tensão transmitidas ao osso, quando comparados com diâmetros maiores de pilares<sup>94,95</sup>.

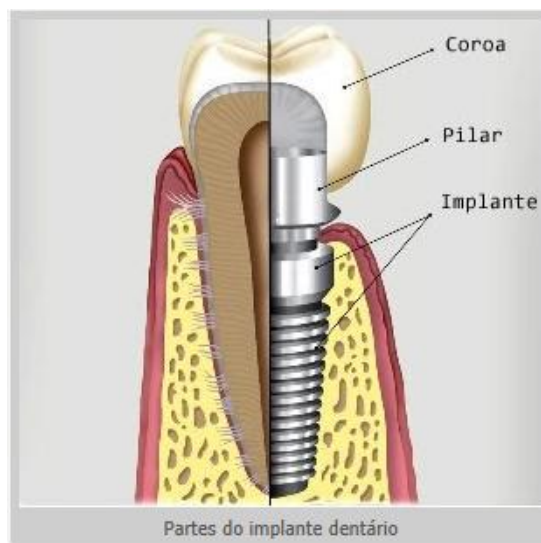


Figura 1.10. Partes do implante dentário: implante, pilar e coroa<sup>93</sup>.

Assim sendo, estas configurações de plataformas de comutação podem suportar níveis de tensão superiores, induzindo a uma integração mais completa do implante dentário e garantindo também uma boa qualidade a nível estético a longo prazo<sup>91</sup>.

Uma vez que a forma do implante está em causa, todos os parâmetros da sua concepção são importantes para a transferência e distribuição das tensões. A distribuição de tensões e a deformação do osso, é afetada pelo diâmetro do implante, pelo comprimento da interface osso-implante e pelo local de colocação, bem como por todos os fatores já referidos anteriormente, o passo da rosca, a geometria do filete, o ângulo da hélice, a profundidade e largura da rosca e o módulo da crista dos implantes<sup>91</sup>. Como o objetivo principal é aumentar a área de superfície de contacto da interface osso-implante para uma melhor

estabilidade primária, a integração óssea e bom comportamento biomecânico na interface osso-implante após o processo de cura dependem essencialmente da qualidade do osso e da geometria da rosca do implante<sup>108,109</sup>.

Neste contexto, têm sido desenvolvidos, vários tipos de implantes dentários que estão comercialmente disponíveis apresentando diferentes formas, tamanhos, materiais e superfícies e é importante, para analisar a fiabilidade e eficácia dos implantes, fazer o estudo dos possíveis riscos de falha, a análise das tensões na interface osso-implante e o estudo das interações mecânicas<sup>96,97</sup>.

Nesse sentido, Himmlová L. et al.<sup>98</sup>, com o auxílio do método FEA, simularam implantes dentários de diferentes diâmetros e comprimentos na região dos molares da mandíbula para uma carga mastigatória média numa direção natural, oblíqua ao plano oclusal. Deste estudo observa-se que o aumento do diâmetro do implante reduz significativamente a tensão em torno do pescoço do implante e que um aumento do comprimento do implante origina uma diminuição da tensão máxima de Von Mises equivalente. No entanto, a influência do comprimento do implante não foi tão acentuada como a do diâmetro, resultando assim, numa distribuição das forças de mastigação mais favorável.

Estudos semelhantes, realizados por Baggi L. et al.<sup>91</sup>, através da análise do método de elementos finitos, foi estudada a influência do diâmetro e comprimento do implante dentário, nas regiões dos pré-molares em mandíbulas e maxilas. Foi analisada a respetiva distribuição de tensões e o risco de sobrecarga clinicamente comprovada pela perda de massa óssea no colo do implante. Foram então utilizados cinco implantes que estão comercialmente disponíveis (dois ITI, dois Nobel Biocare e um Ankylos) com diâmetros de 3,3 mm a 4,5 mm, e com comprimentos de interface osso-implante de 7,5 mm a 12 mm, com as condições de carregamento: componente lateral de 100 N e componente vertical de 250 N. Estes autores, concluíram que, as áreas peri corticais que podem ser afetadas pela sobrecarga, foram principalmente influenciadas pelo diâmetro do implante, independentemente do comprimento da interface osso-implante. Todavia, um aumento do comprimento do implante reduziu os gradientes de tensão na região peri-implante do osso esponjoso. As configurações de comutação de plataforma, apresentam baixos níveis de perda de massa óssea e exibem um desempenho eficaz em relação às tensões, o que resulta numa redução do risco de sobrecarga no pescoço do implante<sup>91</sup>.

Outros autores, Mohammed Ibrahim M. et al.<sup>99</sup>, utilizaram seis tipos de implantes dentários, divididos em dois grupos, o Grupo I formado por implantes dentários Screw-Vent com forma cônica e o Grupo II formado por implantes dentários Screw-Vent com forma cilíndrica (Zimmer Dental Implant Carlsbad, CA, EUA). Com três diâmetros diferentes 3,7 mm, 4,1 mm e 4,7 mm e com comprimento constante de 13 mm, com o objetivo de avaliar a distribuição de tensões no osso em torno do implante. Com as condições de carregamento: componente lingual igual a 17,1 N, componente axial igual a 114,6 N e componente disto-mesial igual a 23,4 N, simulando uma força mastigatória média numa direção oblíqua natural. Concluindo que, com o aumento do diâmetro ocorre uma redução do valor máximo de tensão no osso em torno do implante, sendo que os implantes de forma cilíndrica apresentam um valor de tensão máxima significativamente inferior quando comparados com os implantes de forma cônica<sup>99</sup>.

Outros estudos mais recentes, Vairo G. et Sannino G.<sup>49</sup>, com auxílio do método FEA, analisaram os efeitos do *design* do implante, em termos de diâmetro, comprimento e forma da rosca, e em que modo afetam a distribuição das cargas. Sendo sempre o objetivo minimizar os riscos de sobrecarga, o diâmetro do implante dentário é um parâmetro mais eficaz quando comparado com o comprimento. Em particular, numa redução significativa dos picos de tensão, no osso cortical, aquando se aumenta o diâmetro do implante. Não obstante, quando foi aumentado o comprimento do implante, este influenciou a interação mecânica na interface osso-implante, resultando numa distribuição mais homogênea e eficaz das tensões no osso esponjoso<sup>49</sup>.

Com base nestes estudos, conclui-se que a utilização de implantes de maior diâmetro, poderão ser uma melhor opção para dissipar as forças que neles atuam e assim reduzir a tensão no osso em torno do implante.

### **1.11. Binário de inserção e força de arrancamento**

A estabilidade primária do implante dentário tem um papel importante no sucesso da integração óssea. Esta pode ser medida através de ensaio clínicos, por um lado os métodos não invasivos (como por exemplo: o Binário de inserção, o teste baseado no impacto como o Periotest, a Análise de Frequência de Ressonância – Osstell), e por outro lado os métodos invasivos (como por exemplo: Ensaio de Tração, Binário de Remoção e Push Out), ver

Figura 1.11<sup>100,102</sup>. A maioria dos implantes dentários disponíveis comercialmente pressupõe um binário de inserção mínimo de 35 N.cm e também a utilização de carregamento imediato, podendo este valor variar dependendo da situação clínica, sendo que no geral quanto maior o for o binário de inserção, maior é a densidade do osso<sup>101</sup>.

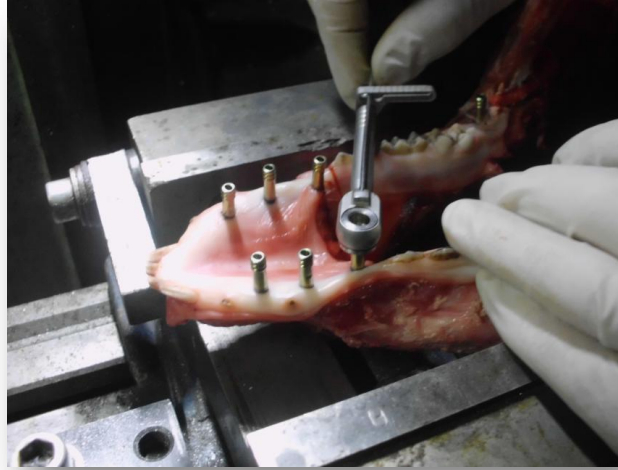


Figura 1.11. Representação do ensaio de torção com o binário de inserção.

Para além dos métodos de ensaio utilizados para determinar a estabilidade primária, existem ensaios mecânicos que permitem avaliar o efeito do *design* dos implantes, como o Ensaio de Tração. Existe uma relação entre a resistência à tração dos implantes com a sua geometria. Os implantes cónicos têm maior resistência ao arrancamento e ao binário de inserção comparativamente com implantes de paredes paralelas sendo a resistência proporcional à superfície da rosca em contato com o osso<sup>103</sup>.

Diversos estudos, analisaram se a relação entre o binário de inserção e a força de extração axial permite prever a retenção do implante no osso<sup>104-107</sup>. De acordo com alguns autores<sup>103,105-107</sup>, existe uma relação direta entre o binário de inserção e a força de extração axial.



### **2. Capítulo II:**

#### **2.1. Sistema de fixação (móvel) do osso recetor**

Para a realização deste estudo foi projetado e fabricado um sistema metálico ajustável que permite a fixação do osso recetor dos implantes dentários. Com este sistema foram criadas todas as condições para a realização dos ensaios mecânicos aos implantes, Figuras 2.1 a 2.5.

Inicialmente, com o auxílio de uma serra mecânica obtiveram-se duas chapas com dimensões iguais a 420x305x10 mm<sup>3</sup>.

Numa fresadora universal, foi fixada uma das chapas e foram obtidos os eixos das coordenadas (pontos zero). Com o auxílio de uma fresa de 10 mm de diâmetro foram feitos três rasgos, um em cada lateral e um no centro ao longo do seu comprimento, de acordo com a Figuras 2.1. Com o auxílio de uma broca de diâmetro 8,5 mm criaram-se quatro furos e abriu-se rosca com um macho para a colocação de parafusos M10. A segunda chapa foi fixada do mesmo modo e foi criado um rasgo em cada lateral ao longo da sua largura. No centro da mesma chapa foi feito um furo passante, com uma broca de diâmetro 11,5 mm, para fixação de um sistema mecânico rotacional através de uma ligação aparafusada com um parafuso M10 de cabeça com caixa sextavada.

Para a realização do sistema mecânico rotacional foi utilizado um torno mecânico para o fabrico de um cilindro em aço, de 31,5 mm de diâmetro por 200 mm de comprimento. Posteriormente, foi serrado em três componentes, com comprimento de 80, 75 e 45 mm. No componente com maior comprimento foi criado, num dos extremos, um furo lateral de 13 mm, para a colocação de uma cavilha que permite a ligação à máquina universal de ensaios de tração, enquanto que, no extremo oposto foi aberto um rasgo interno com uma fresa de 10 mm. O segundo componente, com 75 mm de comprimento, foi fresado de modo a obter uma forma de ligação ao primeiro componente, como mostra a Figura 2.2 B.

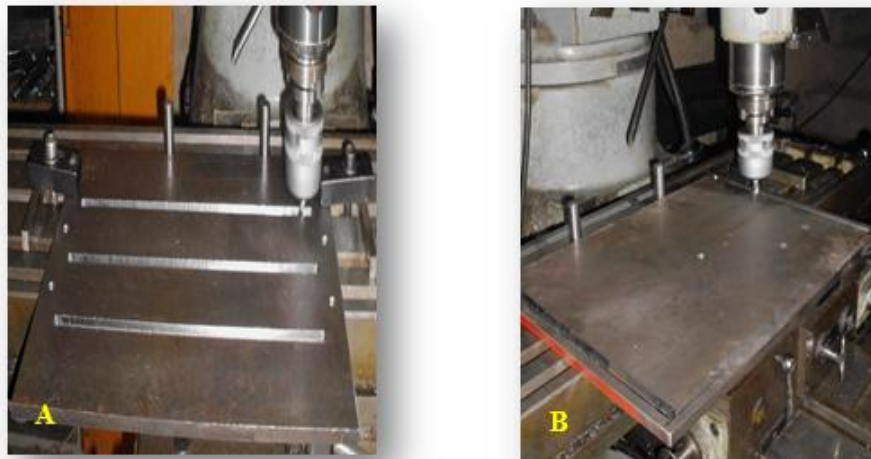


Figura 2.1. Etapas de fabrico das duas chapas do sistema de fixação. A) Fixação da primeira chapa e elaboração dos três rasgos e dos quatro furos para parafusos M10; B) Fixação da segunda chapa e elaboração dos dois rasgos e do furo passante central para parafuso M10.

No terceiro componente com uma fresa de 10 mm de desbaste foi realizado um rasgo interno com uma largura do diâmetro da mesma e de seguida foi furada uma das faces laterais com uma broca de 8,5 mm e escareado de modo a retirar a rebarba. Com um macho M10 foram realizados os filetes de rosca, para permitir a fixação às chapas do suporte.

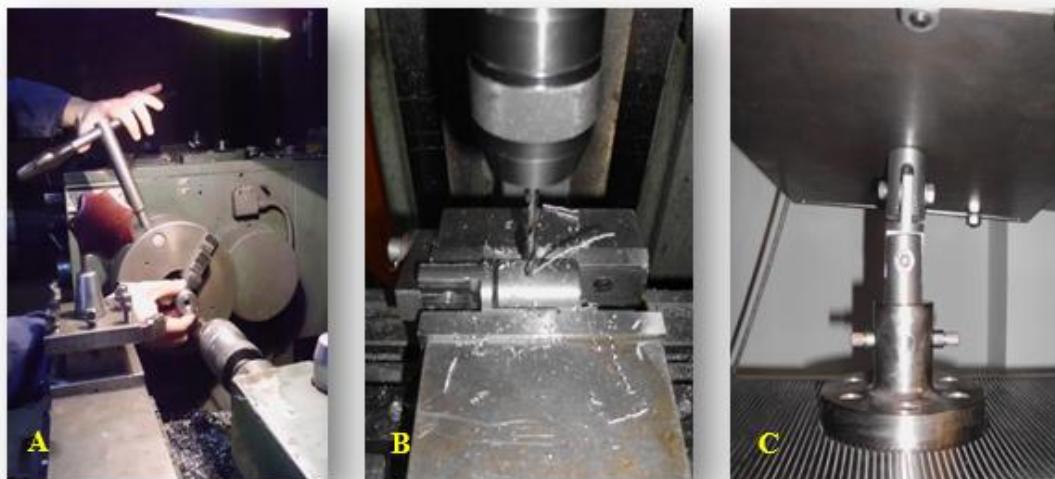


Figura 2.2. Etapas de fabrico do sistema mecânico rotacional; A) Elaboração de um cilindro com 31,5mm de diâmetro por 200 mm de comprimento, e furo para parafuso M10; B) Maquinação do componente intermédio de ligação, fresagem e furação dos três componentes para parafusos M8; C) Sistema mecânico rotacional terminado.

No final, os três componentes foram furados com uma broca de diâmetro 6,75 mm e foram realizados os filetes de rosca com um macho M8 de modo a serem ligados entre eles com parafusos M8x40 mm.

As mandíbulas são fixas na plataforma usando três garras metálicas, de acordo com a Figura 2.3. Cada garra foi montada a partir de cinco placas de largura e espessura, 40 e 10 mm, respectivamente.

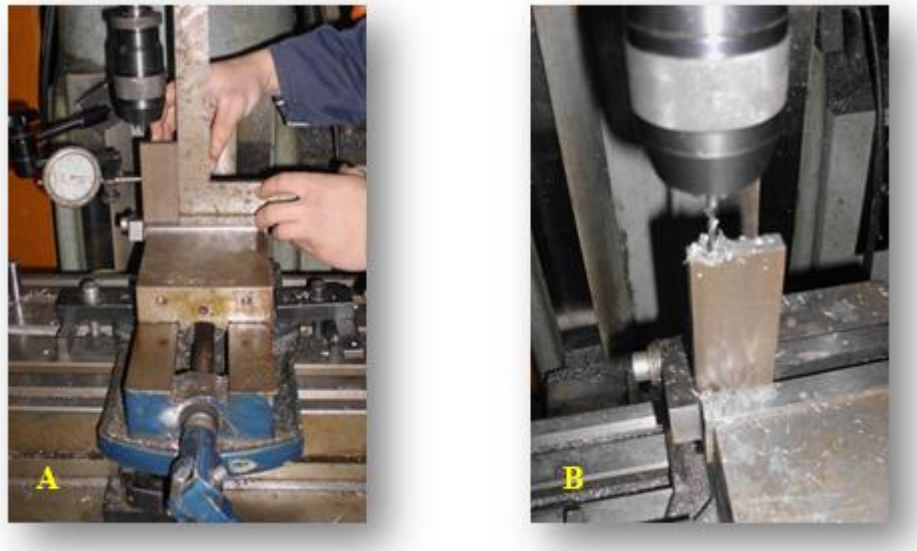


Figura 2.3. Etapas de fabricação das chapas 120x120x10 mm. A) Preparação e colocação em esquadria das chapas; B) Elaboração dos quatro furos e elaboração dos filetes de rosca para parafusos M4.

O pé das garras é composto por duas placas, uma de 120 mm e outra de 40 mm de comprimento. A região de fixação é composta por duas placas laterais de 60 mm de comprimento por cada garra anterior, uma placa na base com 90 mm para a garra posterior e 30 mm para as outras garras. Todas as placas foram previamente serradas, brocadas, roscadas e unidas entre si por parafusos M4 de cabeça sextavada interior, Figura 2.4.

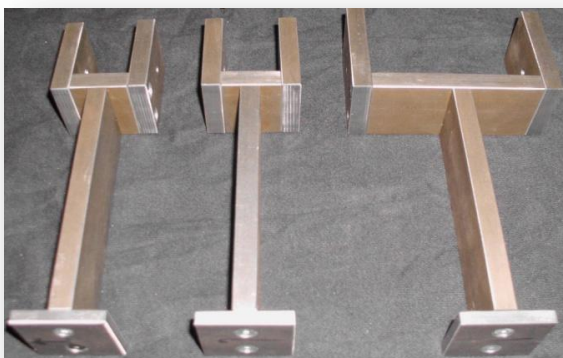


Figura 2.4. Ilustração das garras anteriores e da garra posterior.

A plataforma final foi montada a partir dos diferentes componentes, placas de base e garras, para a colocação do osso recetor, Figura 2.5.

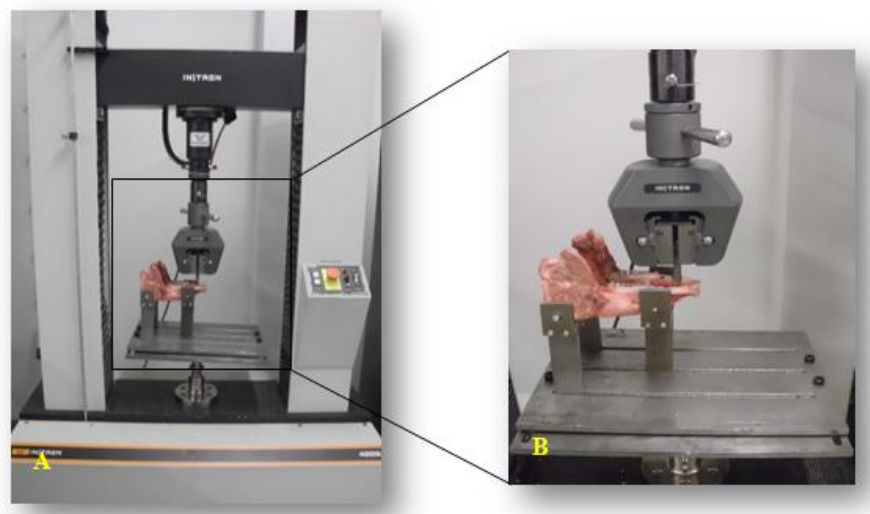


Figura 2.5. Sistema de fixação completo. A) Sistema de fixação completado montado na Máquina Universal de Ensaio; B) Ampliação da zona do sistema de fixação com uma mandíbula montada.

## 2.2. Osso recetor

Para a realização deste estudo foram utilizadas mandíbulas frescas de osso suíno, com 7-8 meses de idade e 80-90 kg de peso.

## 2.3. Implantes dentários

Como implantes de teste utilizaram-se 24 parafusos métricos por cada relação diâmetro/comprimento, norma ISO 4029/DIN 916. As diversas relações diâmetro/comprimento (mm/mm) foram: 3/10; 3/20; 4/10; 4/12; 4/16; 5/10; 5/12 e 5/16. Posteriormente e tendo por base os resultados obtidos e a dificuldade de maquinação de pequenos diâmetros, foi selecionado o diâmetro 5 mm para o desenvolvimento dos estudos e conceção de novos *designs* de implantes dentários.

Os novos *designs* de implantes com rosca múltipla em V de 2 e 3 entradas foram maquinados a partir de aço DIN 9SMn28K. Estes novos implantes apresentam diâmetro de

5 mm, comprimento de 25 mm e passo de 0,75 e 0,83 mm respetivamente. Foram ainda preparados implantes com rosca em V, com 5 mm de diâmetro, por 25 mm de comprimento e passo fino de 0,5 mm. Posteriormente foram maquinados implantes com rosca quadrada de diâmetro de 5 mm, comprimento 25 mm, passo de 1,5 e 1,75 mm e profundidade de perfil de 0,49 e 1,00 mm, respetivamente e ainda implantes com rosca em V com 5 mm de diâmetro por 25 mm de comprimento, passo de 0,8 mm e profundidade de perfil de 0,49 mm com dois furos transversais e perpendiculares ente si de diâmetro de 1,5 mm.

Seguidamente foram preparados novos *designs* de implantes com efeito da hélice auto roscantes com 5 mm de diâmetro exterior, 25 mm de comprimento, passo exterior de 5 mm, espaço entre hélices de 2 mm e diâmetro interior de 2,5 mm. Em simultâneo foram preparados implantes semelhantes onde apenas varia o espaço entre hélices para 1,5 mm e o diâmetro interior de 2 mm.

Na conceção dos novos *designs* foi necessário realizar um tratamento térmico ao aço, de modo a aumentar a dureza, permitindo a inserção dos implantes dentários no osso sem existir deformação. Para o tratamento térmico utilizou-se um forno industrial NABER 2804 Lilienthal Bremen, a 860 °C, durante 20 minutos seguido de têmpera em água. Posteriormente realizou-se um revenido a 280 °C durante 40 minutos de modo a se obter a dureza pretendida de 400 Kgf/mm<sup>2</sup>.

Foram ainda utilizados implantes comerciais Titanium Fix, WP 515, com 5 mm de diâmetro, 15 mm de comprimento e passo de 0,6 mm e também implantes comerciais Sweden & Martina, E2-410-115-T, com 4,1 mm de diâmetro, 11,5 mm de comprimento de inserção no osso e passo de 0,6 mm.

#### **2.4. Inserção dos implantes**

As mandíbulas de osso suíno fresco, foram fixas numa fresadora convencional de modo a promover uma melhor adaptação e imobilização das mesmas, durante a fase de inserção dos implantes. Os furos para a inserção dos implantes não comerciais métricos foram concebidos seguindo a norma ISO 5864/DIN 336. Em resumo, a norma define que o diâmetro do furo corresponde ao diâmetro do implante menos o passo. Todas as brocas utilizadas estão indicadas em cada ponto abaixo para cada implante testado. No caso dos

furos para inserção dos implantes com novo *design* foi seguido um protocolo que permitisse a inserção dos mesmos de acordo com a mesma norma, todavia o furo de inserção foi apenas de 6 mm de comprimento. Para os implantes com rosca múltipla de 2 e 3 entradas e para os implantes métricos com dois furos transversais, foi utilizada a mesma sequência de furação que para os implantes métricos com o mesmo diâmetro. De igual modo para os implantes com o passo mais fino, foi realizada uma sequência de furação conforme o passo e de acordo com a norma acima apresentada.

Como os implantes de rosca quadrada têm menor número de filetes e permitem uma melhor inserção no osso recetor, assim foi diminuído o diâmetro de 4,2 mm de furação do osso recetor para 3,7 mm nos implantes com profundidade de perfil de 0,49 mm e para 3 mm nos implantes com profundidade de perfil de 1,00 mm.

Para os implantes comerciais foi seguido o protocolo recomendado pelo fabricante (Titanium Fix e Sweden & Martina), usando a mesma sequência de brocas que para os parafusos métricos de modo a obter resultados comparados.

Toda a furação foi realizada seguindo a sequência de quatro brocas, com 1000 rotações por minuto. A inserção dos mesmos foi realizada com uma catraca manual apropriada para esse efeito.

Os implantes foram inseridos nas mandíbulas nas posições que se apresentam na Figura 2.6. Todos os implantes inseridos são referenciados nos pontos 2.4.1 a 2.6.2.

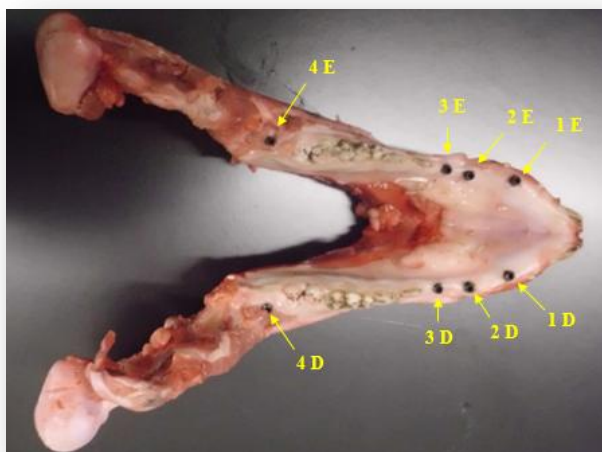


Figura 2.6. Zonas de colocação dos implantes dentários.

### 2.4.1. Implantes M3

Ensaio dos implantes métricos com a relação diâmetro/comprimento 3/10; 3/20 mm, com passo de 0,5 mm, com 6, 9 e 12 mm de comprimento inserido no osso, respectivamente. Com uma sequência de furação no osso recetor com brocas de diâmetro 1, 1,5, 2 e 2,5 mm. Ver as Figuras 2.7 a 2.9.

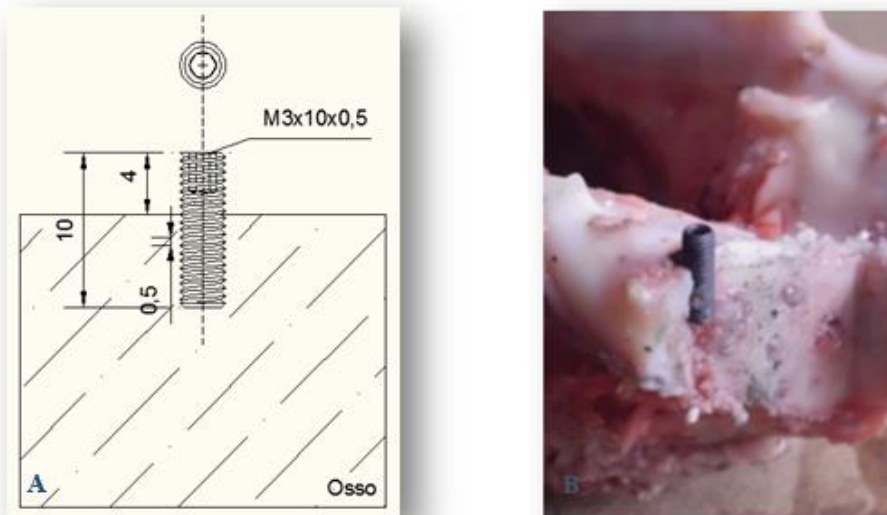


Figura 2.7. A) Ilustração do implante M3x10x0,5 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M3x10x0,5 mm.

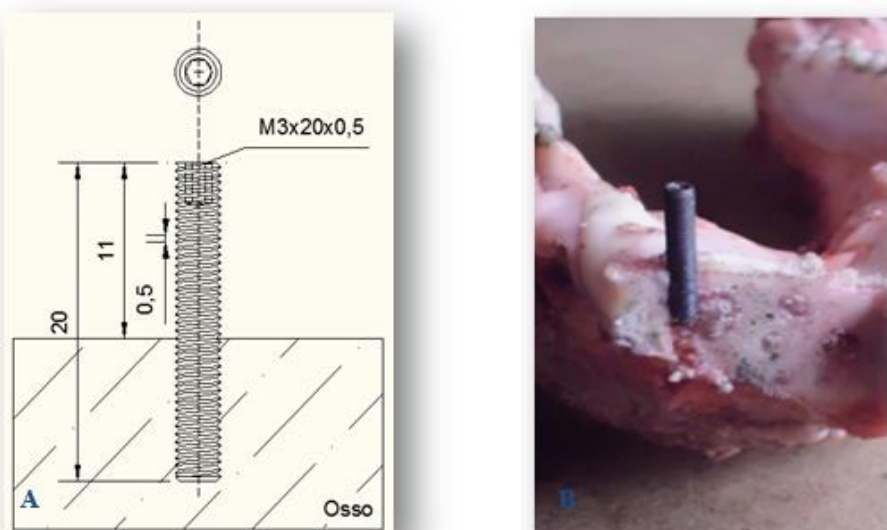


Figura 2.8. A) Ilustração do implante M3x20x0,5 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M3x20x0,5 mm.

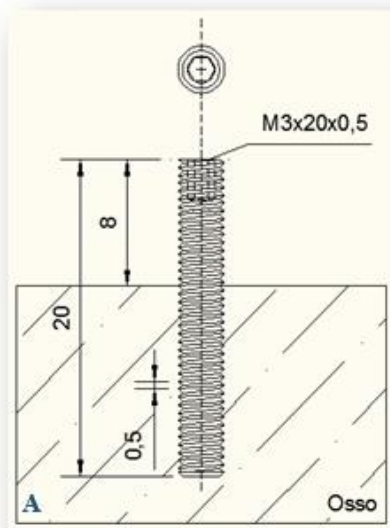


Figura 2.9. A) Ilustração do implante M3x20x0,5 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M3x20x0,5 mm.

#### 2.4.2. Implantes M4

Neste ponto estão descritos os ensaios dos implantes métricos com a relação diâmetro/comprimento 4/10; 4/12; 4/16, com passo de 0,7 mm, com 6, 9 e 12 mm de comprimento inserido no osso, respetivamente. Com uma sequência de furação no osso recetor com brocas de diâmetro 2, 2,5, 3 e 3,3 mm. Ver as Figuras 2.10 a 2.12.

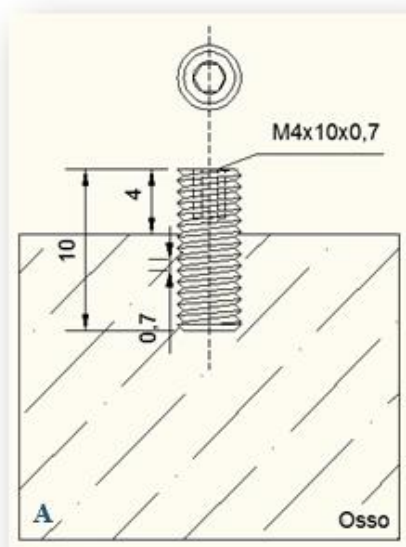


Figura 2.10. A) Ilustração do implante M4x10x0,7 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M4x10x0,7 mm.

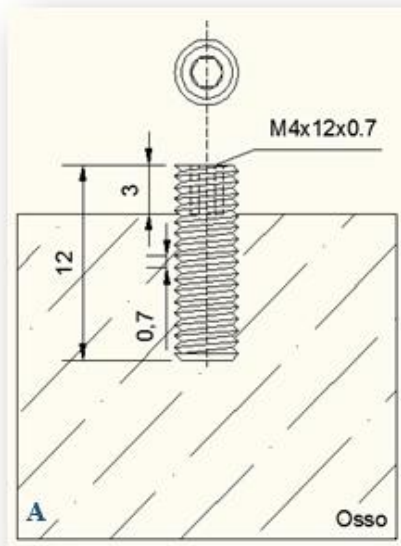


Figura 2.11. A) Ilustração do implante M4x12x0,7 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M4x12x0,7 mm.

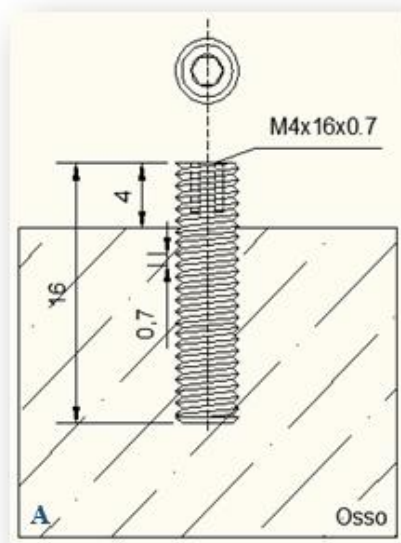


Figura 2.12. A) Ilustração do implante M4x16x0,7 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M4x16x0,7 mm.

### 2.4.3. Implantes M5

Neste ponto estão descritos os ensaios dos implantes métricos com a relação diâmetro/comprimento 5/10; 5/12 e 5/16, com passo de 0,8 mm, com 6, 9 e 12 mm de comprimento inserido no osso recetor, respetivamente. Utilizando a seguinte sequência de furação no osso recetor com brocas de diâmetro 2, 3, 3,5 e 4,2 mm. Observar as Figuras 2.13 a 2.15.

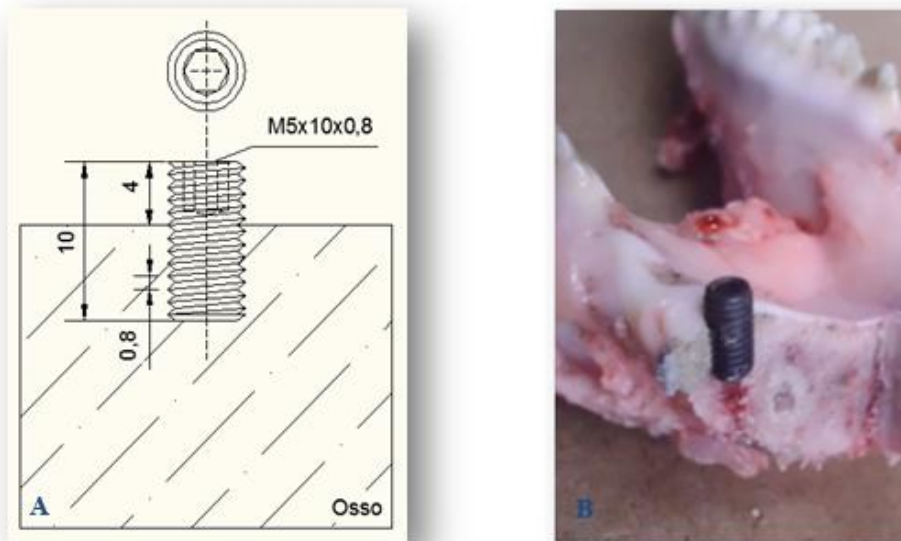


Figura 2.13. A) Ilustração do implante M5x10x0,8 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M5x10x0,8 mm.

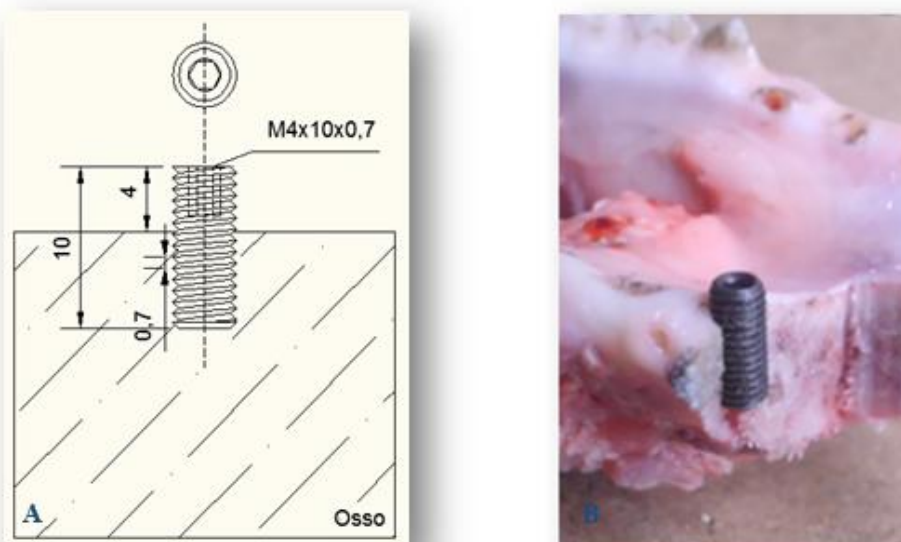


Figura 2.14. A) Ilustração do implante M5x12x0,8 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M5x12x0,8 mm.

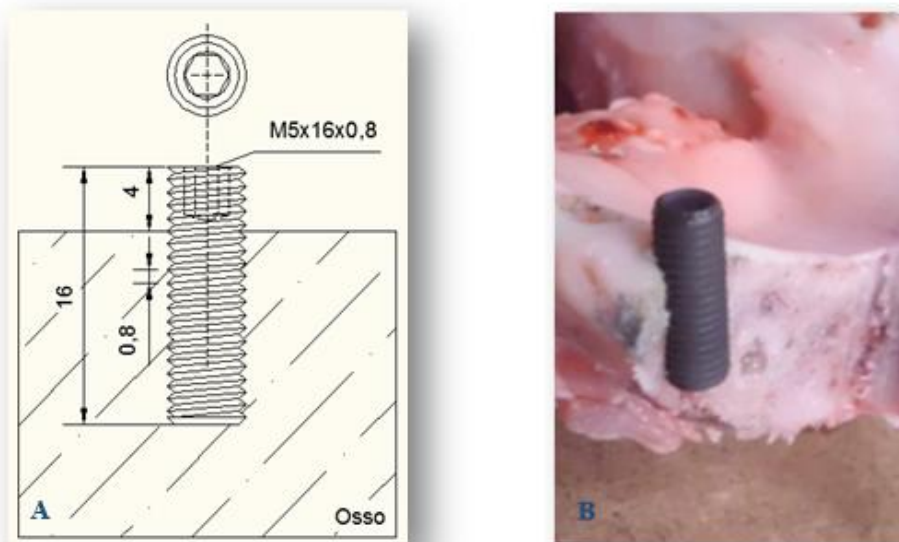


Figura 2.15. A) Ilustração do implante M5x16x0,8 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M5x16x0,8 mm.

#### **2.4.4. Implantes M5x25x0,75 mm com rosca múltipla de 2 entradas**

Foram também testados novos implantes com 5 mm de diâmetro, 25 mm de comprimento total e 12 mm de inserção no osso, com passo de 0,75 mm e rosca múltipla de 2 entradas. Utilizando a seguinte sequência de furação no osso recetor, brocas de diâmetro 2, 3, 3,5 e 4,2 mm. Ver Figura 2.16.

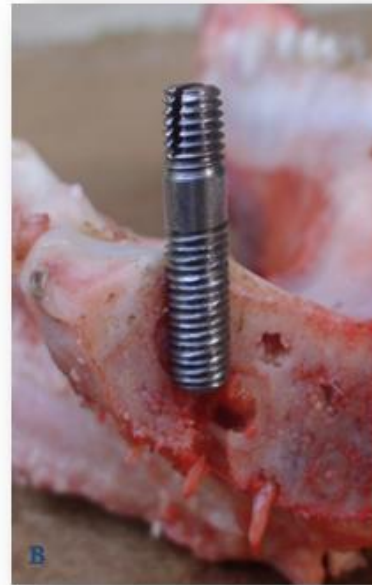
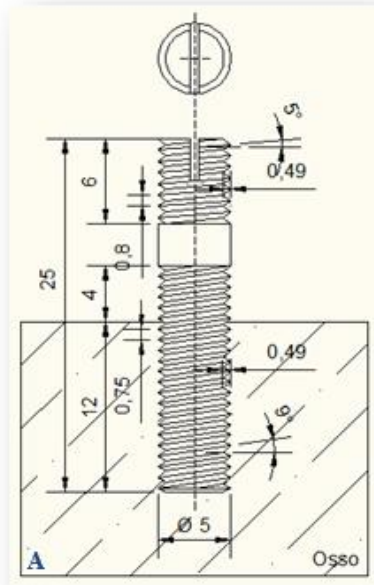


Figura 2.16. A) Ilustração do implante M5x25x0,75 mm com rosca múltipla de 2 entradas em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M5x25x0,75 mm com rosca múltipla de 2 entradas.

#### 2.4.5. Implantes M5x25x0,833 mm com rosca múltipla de 3 entradas

À semelhança do ponto 2.4.4., foram ensaiados novos implantes com 5 mm de diâmetro, 25 mm de comprimento total e 12 mm de inserção, com passo de 0,83 mm e rosca múltipla de 3 entradas. Com uma sequência de furação no osso recetor com brocas de diâmetro 2, 3, 3,5 e 4,2 mm. Ver Figura 2.17.

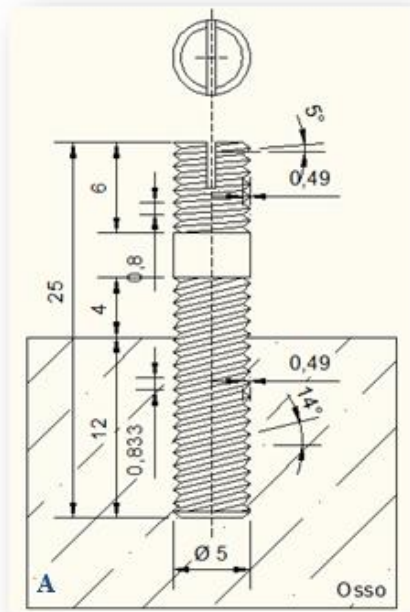


Figura 2.17. A) Ilustração do implante M5x25x0,83 mm com rosca múltipla de 3 entradas em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M5x25x0,833 mm com rosca múltipla de 3 entradas.

#### 2.4.6. Implantes M5 com passo fino

Ensaio dos novos implantes com 5 mm de diâmetro, 25 mm de comprimento total e 12 mm de inserção, com passo fino de 0,5 mm. Sendo necessária a utilização da seguinte sequência de furação no osso recetor com brocas de diâmetro 2, 3, 3,5 e 4,5 mm. Observar Figura 2.18.

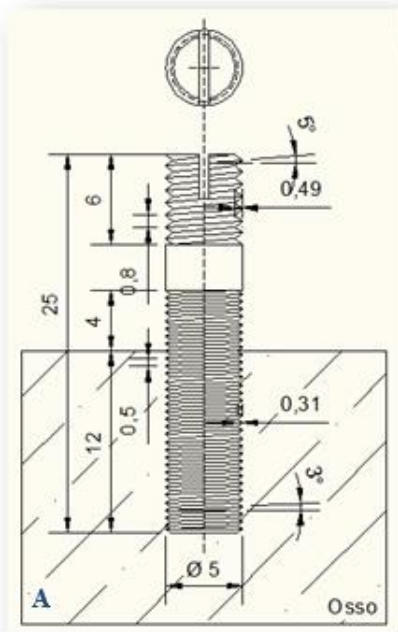


Figura 2.18. A) Ilustração do implante M5x25x0,5 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M5x25x0,5 mm.

#### 2.4.7. Implantes M5x25x1,5 mm com rosca quadrada com profundidade de perfil igual a 0,49 mm

Foram ainda testados implantes de rosca quadrada, com 5 mm de diâmetro, 25 mm de comprimento total e 12 mm de inserção, com passo de 1,5 mm e profundidade de perfil igual a 0,49 mm. Com uma sequência de furação no osso recetor com brocas de diâmetro 2, 2,5, 3 e 3,7 mm. Figura 2.19.

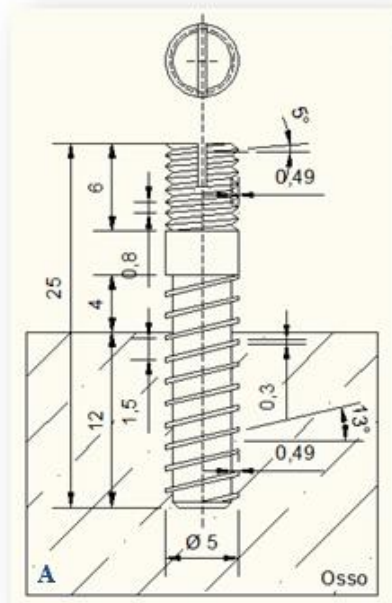


Figura 2.19. A) Ilustração do implante M5x25x1,5 mm com rosca quadrada com profundidade de perfil igual a 0,49 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M5x25x1,5 mm com rosca quadrada com profundidade de perfil igual a 0,49 mm.

#### **2.4.8. Implantes M5x25x1,75 mm com rosca quadrada com profundidade de perfil igual a 0,49 mm**

Ensaio dos implantes de rosca quadrada, com 5 mm de diâmetro, 25 mm de comprimento total e 12 mm de inserção no osso recetor, com passo de 1,75 mm e profundidade de perfil igual a 0,49 mm. Com uma sequência de furação no osso recetor com brocas de diâmetro 2, 2,5, 3 e 3,7 mm. Ver Figura 2.20.

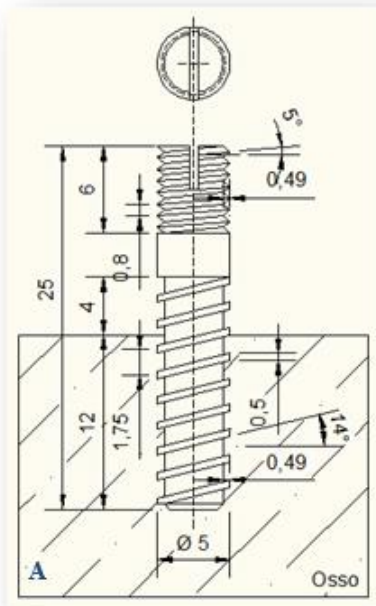


Figura 2.20. A) Ilustração do implante M5x25x1,75 mm com rosca quadrada com profundidade de perfil igual a 0,49 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M5x25x1,75 mm com rosca quadrada com profundidade de perfil igual a 0,49 mm.

#### **2.4.9. Implantes M5x25x1,75 mm com rosca quadrada com profundidade de perfil igual a 1 mm**

À semelhança do ponto 2.4.8., foram testados implantes de rosca quadrada, com 5 mm de diâmetro, 25 mm de comprimento total e 12 mm de inserção no osso recetor, com passo de 1,75 mm e profundidade de perfil igual a 1 mm. Sendo utilizada a seguinte sequência de furação no osso recetor com brocas de diâmetro 1,5, 2, 2,5 e 3 mm. Observar Figura 2.21.

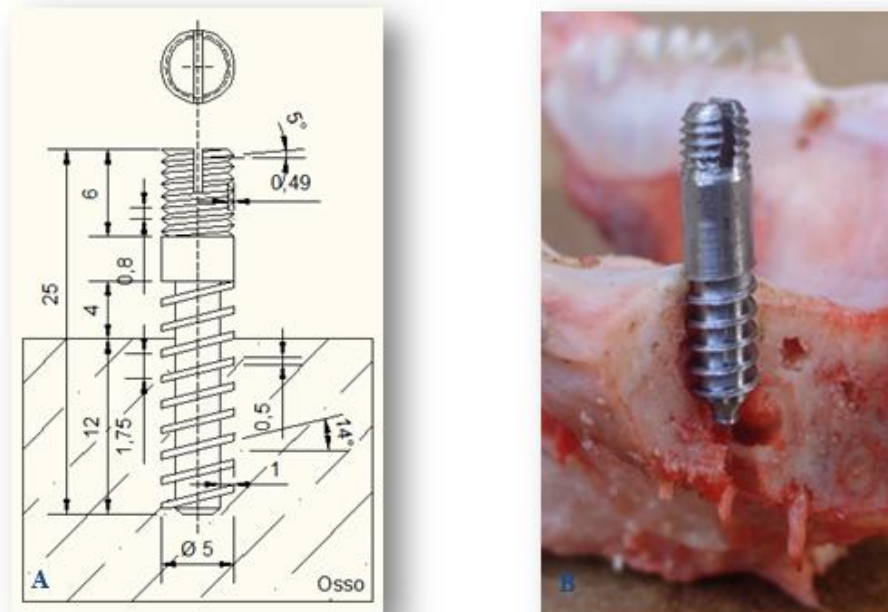


Figura 2.21. A) Ilustração do implante M5x25x1,75 mm com rosca quadrada com profundidade de perfil igual a 1 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M5x25x1,75 mm com rosca quadrada com profundidade de perfil igual a 1 mm.

## 2.5. Novos designs

### 2.5.1. Implantes M5x25x0,8 mm com dois furos transversais de diâmetro igual a 1,5 mm e perpendiculares entre si e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm

No contexto dos implantes com novo *design*, foram testados implantes de rosca em V, com 5 mm de diâmetro, 25 mm de comprimento total e 12 mm de inserção, passo de 0,8 mm, dois furos transversais e perpendiculares entre si de diâmetro 1,5 mm. Com uma sequência de furação no osso recetor com brocas de diâmetro 2, 3, 3,5 e 4,2 mm. Ver Figura 2.22.

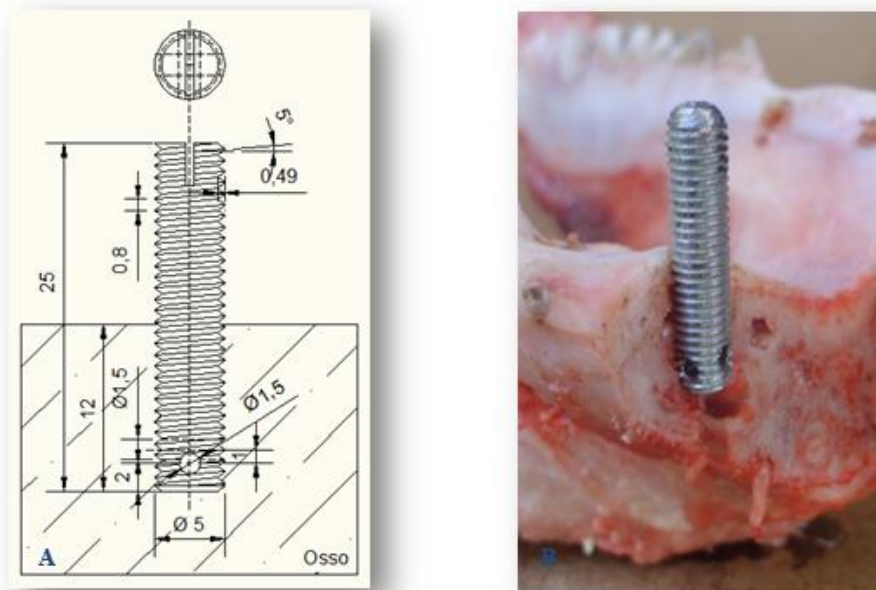


Figura 2.22. A) Ilustração do implante M5x25x0,8 mm, com dois furos transversais de diâmetro igual a 1,5 mm e perpendiculares entre si e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M5x25x0,8 mm, com dois furos transversais de diâmetro igual a 1,5 mm e perpendiculares entre si e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm.

### 2.5.2. Implantes com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 2 mm e diâmetro interior de 2,5 mm

Ensaio dos implantes com novo *design*, com rosca em V com passo normal de 0,8 mm, 5 mm de diâmetro, 25 mm de comprimento total e 12 mm de inserção no osso, com efeito da hélice auto roscante de passo exterior de 5 mm, espaço entre hélices de 2 mm e diâmetro interior de 2,5 mm. Com uma furação no osso recetor de apenas 6 mm e uma sequência com brocas de diâmetro 2, 3, 3,5 e 4,2 mm. Figura 2.23.

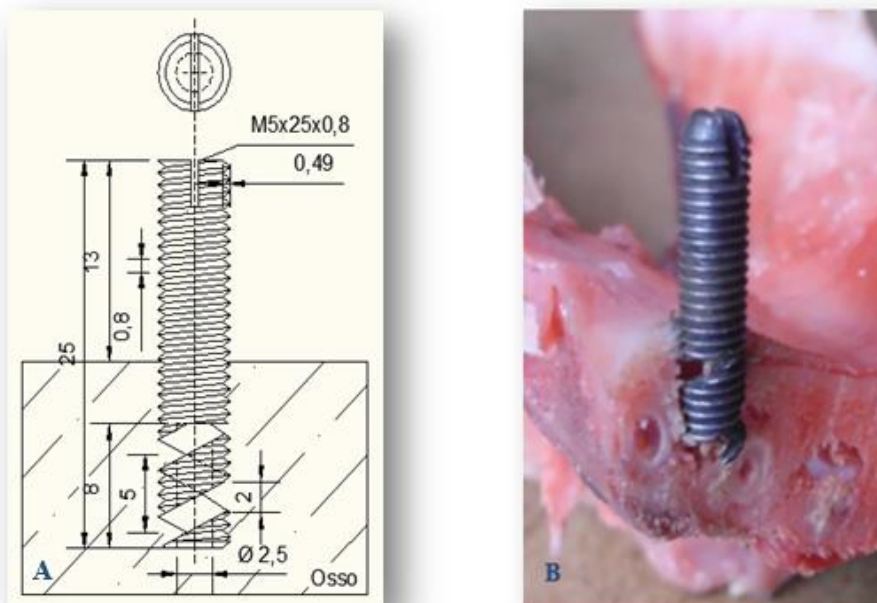


Figura 2.23. A) Ilustração do implante M5x25x0,8 mm, com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 2 mm e diâmetro interior de 2,5 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M5x25x0,8 mm, com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 2 mm e diâmetro interior de 2,5 mm.

### 2.5.3. Implantes com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 1,5 mm e diâmetro interior de 2 mm

À semelhança dos implantes descritos no ponto 2.5.2, foram testados implantes com novo *design*, com rosca em V com passo normal de 0,8 mm, 5 mm de diâmetro, 25 mm de comprimento total e 12 mm de inserção, com efeito da hélice auto roscante, passo exterior de 5 mm, espaço entre hélices de 1,5 mm e diâmetro interior de 2 mm. Com uma furação no osso recetor de apenas 6 mm e uma sequência com brocas de diâmetro 2, 3, 3,5 e 4,2 mm. Ver Figura 2.24.

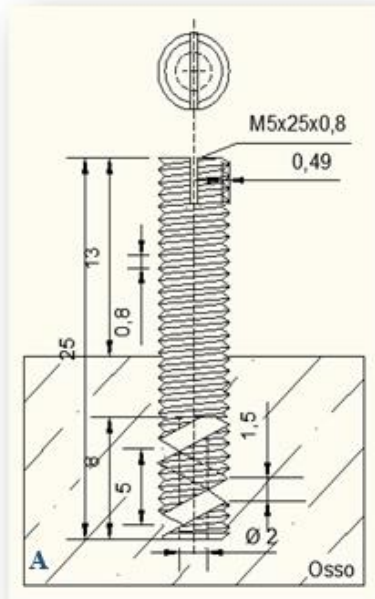


Figura 2.24. A) Ilustração do implante M5x25x0,8 mm, com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 1,5 mm e diâmetro interior de 2 mm em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante M5x25x0,8 mm, com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 1,5 mm e diâmetro interior de 2 mm.

## 2.6. Implantes comerciais

### 2.6.1. Implante comercial Titanium Fix, WP 515, com 5 mm de diâmetro e com 15 mm de comprimento

Teste dos implantes comerciais Titanium Fix, WP 515, com 5 mm de diâmetro, 12 mm de comprimento de inserção no osso e passo de 0,6 mm. Sendo utilizada uma sequência de furação no osso recetor com brocas de diâmetro 2, 3, 3,5 e 4,2 mm. Observar Figura 2.25.

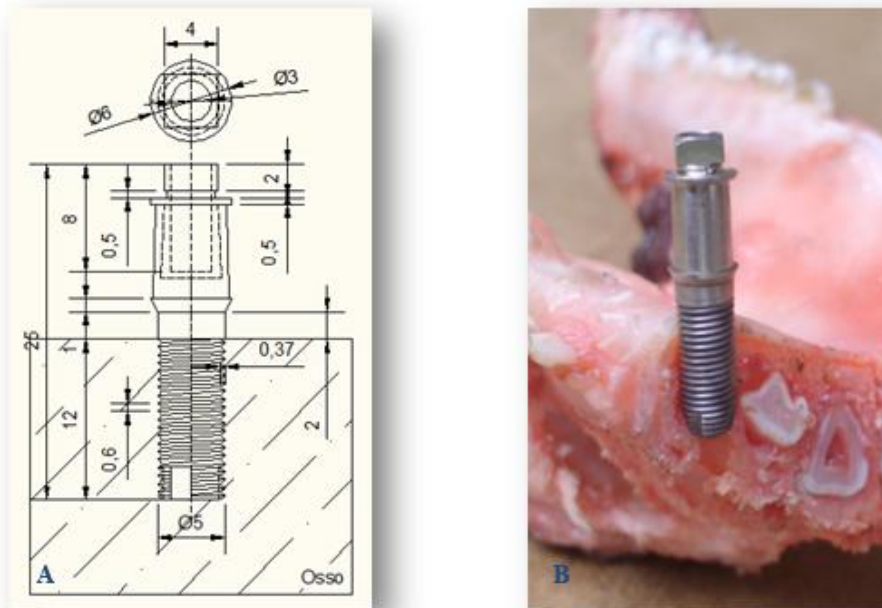


Figura 2.25. A) Ilustração do implante comercial Titanium Fix, WP 515, com 5 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante comercial Titanium Fix, WP 515, com 5 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento.

### 2.6.2. Implante comercial Sweden & Martina, E2-410-115-T, com 4,1 mm de diâmetro e com 11,5 mm de comprimento

Ensaio dos implantes comerciais Sweden & Martina, E2-410-115-T, com 4,1 mm de diâmetro, 11,5 mm de comprimento de inserção no osso recetor e passo de 0,6 mm. Com uma sequência de furação no osso com brocas de diâmetro 2 mm, 2,5 mm, 3 mm e 3,3 mm. Figura 2.26.

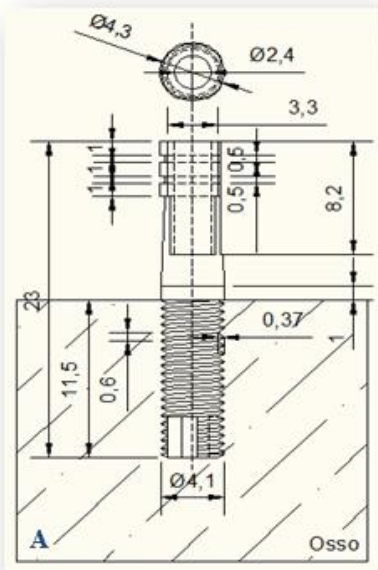





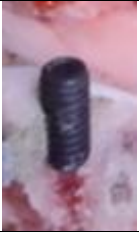




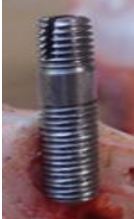



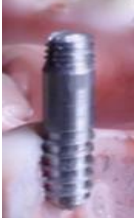

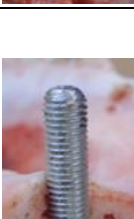
Figura 2.26. A) Ilustração do implante comercial Sweden & Martina, E2-410-115-T, com 4,1 mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento em 2D; B) Fotografia em corte da mandíbula após a inserção do implante comercial Sweden & Martina, E2-410-115-T, com 4,1 mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento.



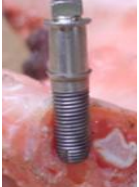

Na Tabela 2.1, pode-se observar todos os implantes estudados e a respetiva descrição das características do *macro design*.

Tabela 2.1. Tabela resumo de todos os implantes estudados.

Designação do implante	Imagem ilustrativa	Descrição
M3x10x0,5 mm		Implante métrico de acordo com a norma ISO 4029/DIN 916, com 3 mm de diâmetro, 10 de comprimento total, 6 mm de inserção no osso e passo de 0,5 mm.

<b>M3x20x0,5 mm com 9 mm de comprimento inserido no osso</b>		Implante métrico de acordo com a norma ISO 4029/DIN 916, com 3 mm de diâmetro, 20 de comprimento total, 9 mm de inserção no osso e passo de 0,5 mm.
<b>M3x20x0,5 mm com 12 mm de comprimento inserido no osso</b>		Implante métrico de acordo com a norma ISO 4029/DIN 916, com 3 mm de diâmetro, 20 de comprimento total, 12 mm de inserção no osso e passo de 0,5 mm.
<b>M4x10x0,7 mm</b>		Implante métrico de acordo com a norma ISO 4029/DIN 916, com 4 mm de diâmetro, 10 de comprimento total, 6 mm de inserção no osso e passo de 0,7 mm.
<b>M4x12x0,7 mm</b>		Implante métrico de acordo com a norma ISO 4029/DIN 916, com 4 mm de diâmetro, 12 de comprimento total, 9 mm de inserção no osso e passo de 0,7 mm.
<b>M4x16x0,7 mm</b>		Implante métrico de acordo com a norma ISO 4029/DIN 916, com 4 mm de diâmetro, 12 de comprimento total, 9 mm de inserção no osso e passo de 0,7 mm.
<b>M5x10x0,8 mm</b>		Implante métrico de acordo com a norma ISO 4029/DIN 916, com 5 mm de diâmetro, 10 de comprimento total, 6 mm de inserção no osso e passo de 0,8 mm.
<b>M5x12x0,8 mm</b>		Implante métrico de acordo com a norma ISO 4029/DIN 916, com 5 mm de diâmetro, 12 de comprimento total, 9 mm de inserção no osso e passo de 0,8 mm.
<b>M5x16x0,8 mm</b>		Implante métrico de acordo com a norma ISO 4029/DIN 916, com 5 mm de diâmetro, 16 de comprimento total, 12 mm de inserção no osso e passo de 0,8 mm.

<p><b>M5x25x0,75 mm com rosca múltipla de 2 entradas</b></p>		<p>Implante com rosca múltipla em V de 2 entradas, com 5 mm de diâmetro, 25 mm de comprimento total, 12 mm de inserção no osso e passo de 0,75 mm.</p>
<p><b>M5x25x0,833 mm com rosca múltipla de 3 entradas</b></p>		<p>Implante com rosca múltipla em V de 3 entradas, com 5 mm de diâmetro, 25 mm de comprimento total, 12 mm de inserção no osso e passo de 0,833 mm.</p>
<p><b>M5x25x0,5 mm</b></p>		<p>Implante com rosca em V, com 5 mm de diâmetro, 25 mm de comprimento total, 12 mm de inserção no osso e passo fino de 0,5 mm.</p>
<p><b>M5x25x1,5 mm com rosca quadrada com profundidade de perfil igual a 0,49 mm</b></p>		<p>Implante com rosca quadrada, com 5 mm de diâmetro, 25 mm de comprimento total, 12 mm de inserção no osso e passo de 1,5 mm e profundidade de perfil igual a 0,49 mm.</p>
<p><b>M5x25x1,75 mm com rosca quadrada com profundidade de perfil igual a 0,49 mm</b></p>		<p>Implante com rosca quadrada, com 5 mm de diâmetro, 25 mm de comprimento total, 12 mm de inserção no osso e passo de 1,75 mm e profundidade de perfil igual a 0,49 mm.</p>
<p><b>M5x25x1,75 mm com rosca quadrada com profundidade de perfil igual a 1 mm</b></p>		<p>Implante com rosca quadrada, com 5 mm de diâmetro, 25 mm de comprimento total e 12 mm de inserção no osso e passo de 1,75 mm com profundidade de perfil igual a 1 mm.</p>
<p><b>M5x25x0,8 mm com dois furos transversais de diâmetro igual a 1,5 mm e perpendiculares entre si e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm</b></p>		<p>Implante com rosca em V, com 5 mm de diâmetro, 25 mm de comprimento total, 12 mm de inserção no osso, passo de 0,8 mm e profundidade de perfil de 0,49 mm com dois furos transversais e perpendiculares entre si de diâmetro de 1,5 mm.</p>

<p><b>Novo <i>design</i> com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 2 mm e diâmetro interior de 2,5 mm</b></p>		<p>Implante com novo <i>design</i> com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm, 25 mm de comprimento total, 12 mm de inserção no osso, com espaço entre hélices de 2 mm e diâmetro interior de 2,5 mm.</p>
<p><b>Novos <i>design</i> com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 1,5 mm e diâmetro interior de 2 mm</b></p>		<p>Implante com novo <i>design</i> com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm, 25 mm de comprimento total e 12 mm de inserção no osso, com espaço entre hélices de 1,5 mm e diâmetro interior de 2 mm.</p>
<p><b>Titanium Fix, WP 515, com 5 mm de diâmetro e com 15 mm de comprimento</b></p>		<p>Implante comercial Titanium Fix, WP 515, com 5 mm de diâmetro, 25 mm de comprimento total, 12 mm de inserção no osso e passo igual a 0,6 mm.</p>
<p><b>Sweden &amp; Martina, E2-410-115-T, com 4,1 mm de diâmetro e com 11,5 mm de comprimento</b></p>		<p>Implante comercial Sweden &amp; Martina, E2-410-115-T, com 4,1 mm de diâmetro, 23 mm de comprimento total, 11,5 mm de inserção no osso e passo igual a 0,6 mm.</p>

## 2.7. Análise do binário de inserção dos implantes

A inserção dos implantes dentários nas mandíbulas de osso suíno fresco foi realizada com o auxílio de uma catraca manual, a qual permite controlar o binário a ser utilizado. Inicialmente o binário de inserção foi de 5 N.cm, sendo este aumentado gradualmente em múltiplos de outros 5 N.cm, até o implante atingir o comprimento de inserção pretendido. O último valor registado na catraca manual foi considerado como o valor do binário de inserção de cada implante dentário.

## 2.8. Análise da Resistência ao Arrancamento

Após a concepção e inserção dos implantes nas mandíbulas de osso de suíno fresco, foi realizado o ensaio biomecânico de arrancamento Figura 2.5, de modo a avaliar a força máxima de extração para cada tipo de implante dentário testado.

Este ensaio foi utilizado para avaliar a resistência na interface osso-implante e para avaliar o grau de estabilidade primária, através da tração do implante. Todo este procedimento foi desenvolvido no Laboratório de Mecânica e Materiais da Escola Superior de Tecnologia e Gestão de Viseu, de acordo com a norma ASTM F543, com o auxílio da Máquina Universal de Ensaio INSTRON 4206-006.

Para tal, foram utilizadas 3 mandíbulas de osso suíno fresco para cada tipo de implante ensaiado sendo colocados em várias zonas da mandíbula, como descrito anteriormente (Ver Figura 2.9). Para a obtenção do valor da força máxima de extração, foram concebidos dispositivos de modo a conseguir a adaptação do implante à máquina universal de ensaios de tração. Estes adaptadores foram individualmente aparafusados a cada tipo de implante dentário ensaiado, até se obter um ajuste firme ao mesmo e sem danificar a interface osso-implante.

Todas as mandíbulas utilizadas, com os implantes inseridos, foram posicionadas e fixadas no sistema de fixação articulado elaborado, descrito no ponto 2.1. Posteriormente o sistema de fixação articulado foi ligado à máquina através de uma cavilha e o dispositivo adaptador dos implantes foi apertado na cabeça de amarração superior que se encontra roscada na célula de carga de 100KN da Máquina Universal de Ensaio.

Cada implante foi submetido ao ensaio através de uma força uniaxial de tração com velocidade constante de 1mm/min, a uma temperatura de 25°C. Para todos os ensaios a célula de carga foi calibrada e utilizada uma pré-carga de 5N com tempo de acomodação de 30 segundos.

A análise dos resultados obtidos foi realizada utilizando o software de folha de cálculo *Excel*, obtendo para cada ensaio realizado uma curva Força (N) vs Deslocamento (mm), sendo então avaliada a força máxima de extração, definida como o maior valor da curva.

## **2.9. Análise microscópica do osso recetor**

Para a análise microscópica do osso recetor foram seccionados vários componentes ósseos com 10 mm de espessura de forma a fazer coincidir o corte com cada uma das posições onde houve implantes inseridos (posições 1, 2, 3 e 4). Posteriormente foi realizada a fixação do tecido ósseo com formol a 10% durante 24 horas e finalmente imerso em álcool etílico UN 1170 96%, de modo a proceder à remoção de resíduos originados pelo líquido de fixação e à limpeza dos componentes ósseos durante um período 48 horas. Seguidamente procedeu-se à remoção do álcool etílico e secagem dos componentes ósseos. Por fim procedeu-se ao polimento da secção transversal das estruturas ósseas numa máquina de polir Struers LaboPol-5, para a respetiva observação num microscópio CARL ZEISS AxioTech 100HD.

Nas Figuras 3.2 a 3.5, pode-se observar a micro estrutura das várias posições do osso recetor.



### 3. Capítulo III:

Ao longo deste capítulo irão ser apresentados resultados referentes aos ensaios biomecânicos de binário de inserção e de arrancamento dos diversos tipos de implantes preparados. Como complemento serão também apresentados os resultados de caracterização do osso nas regiões da mandíbula onde são inseridos os implantes.

#### 3.1. Ensaios Biomecânicos

Os resultados dos ensaios biomecânicos do binário de inserção e de arrancamento, bem como os parâmetros de inserção dos implantes, estão expressos nas Tabelas 3.1 a 3.40. Para cada ensaio de arrancamento foi obtida uma curva força (N) vs deslocamento (mm), Figura 3.1, sendo a força de extração definida como o máximo da curva. Para uma consulta mais detalhada ver em anexo Tabelas 4.1 a 4.20.

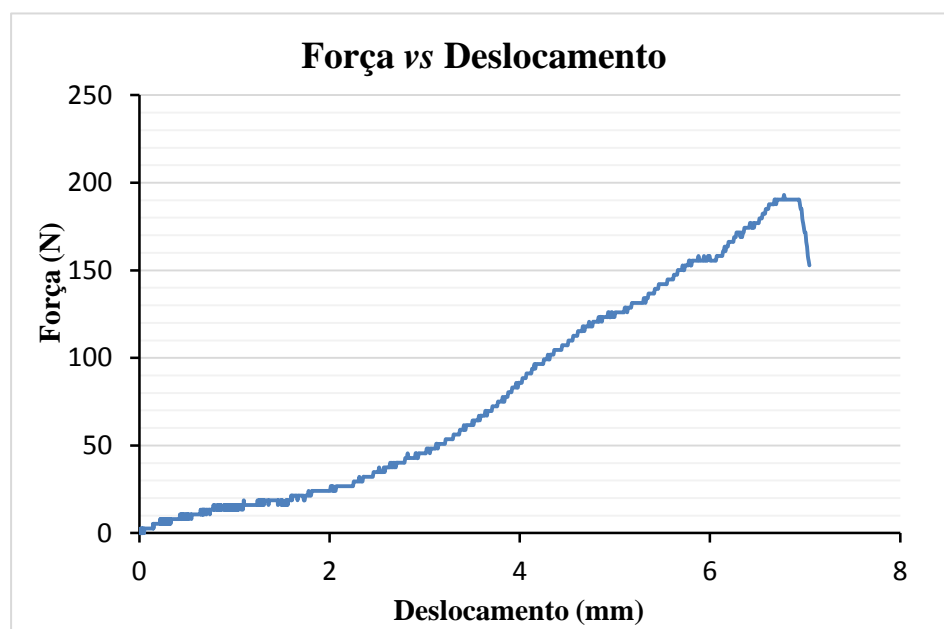


Figura 3.1. Curva força vs deslocamento de um ensaio de arrancamento.


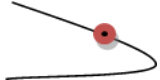
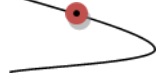

### 3.1.1. Implantes M3x10x0,5 mm

Para os implantes M3x10 com 6 mm de inserção foi necessário um binário de 15 N.cm para rosar o implante na posição três enquanto que, para todas as outras posições, os valores foram mais baixos, P1:  $10,0 \pm 1,0$  N.cm, P2:  $12,5 \pm 3,5$  N.cm e P4:  $5,0 \pm 1,0$  N.cm. Em termos de arrancamento, e tal como espectável, o valor máximo também foi observado para a posição três. A cada posição corresponderam as seguintes forças: P1:  $46,1 \pm 17,3$  N, P2:  $38,1 \pm 7,7$  N, P3:  $143,3 \pm 27,2$  N e P4:  $0,0 \pm 0,0$  N, Tabelas 3.1 e 3.2.

Tabela 3.1. Parâmetros de inserção dos implantes M3x10x0,5 mm no osso recetor.

Implantes M3x10x0,5 mm			
Diâmetro interno (mm)	Diâmetro do furo (mm)	Passo (mm)	Diferença (mm)
2,39	2,50	0,50	0,11

Tabela 3.2. Binário e força de extração dos implantes M3x10x0,5 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Binário de Inserção (N.cm)	Força de extração (N)
3	10	6	1		$10,0 \pm 1,0$	$46,1 \pm 17,3$
3	10	6	2		$12,5 \pm 3,5$	$38,1 \pm 7,7$
3	10	6	3		$15,0 \pm 1,0$	$143,3 \pm 27,2$
3	10	6	4		$5,0 \pm 1,0$	$0,0 \pm 0,0$


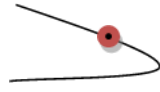
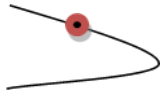

### 3.1.2. Implantes M3x20x0,5 mm com 9 mm de comprimento inserido no osso

Quando os implantes foram mais longos e com maior comprimento de inserção, M3x20 com 9 mm de inserção no osso, o binário de inserção e a força de extração atingiram 25 N.cm e 146,7 N respectivamente para a posição três. Quer o binário quer a força de extração aumentaram para todas as posições. Assim aos binários de inserção foram: P1:  $12,5 \pm 3,5$  N.cm, P2:  $17,5 \pm 3,5$  N.cm, P3:  $25,0 \pm 1,0$  N.cm e P4:  $5,0 \pm 1,0$  N.cm e as forças de extração foram: P1:  $108,4 \pm 41,6$  N, P2:  $108,4 \pm 29,1$  N, P3:  $146,7 \pm 39,6$  N e P4:  $28,4 \pm 7,3$  N, Tabelas 3.3 e 3.4.

Tabela 3.3. Parâmetros de inserção dos implantes M3x20x0,5 mm no osso recetor.

Implantes M3x20x0,5 mm			
Diâmetro interno (mm)	Diâmetro do furo (mm)	Passo (mm)	Diferença (mm)
2,39	2,50	0,50	0,11

Tabela 3.4. Binário e força de extração dos implantes M3x20x0,5 mm com 9 mm de comprimento inserido no osso.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Binário de Inserção (N.cm)	Força de extração (N)
3	20	9	1		$12,5 \pm 3,5$	$108,4 \pm 41,6$
3	20	9	2		$17,5 \pm 3,5$	$108,4 \pm 29,1$
3	20	9	3		$25,0 \pm 1,0$	$146,7 \pm 39,6$
3	20	9	4		$5,0 \pm 1,0$	$28,4 \pm 7,30$

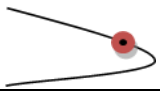
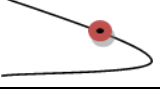
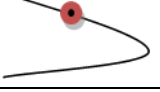
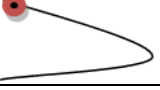
### 3.1.3. Implantes M3x20x0,5 mm com comprimento de 12 mm inserido no osso

Com a passagem de 9 para 12 mm de inserção o binário e a força de extração continuam a aumentar. Para o binário de inserção tem-se: P1:  $12,5 \pm 3,5$  N.cm, P2:  $20,0 \pm 1,0$  N.cm, P3:  $30,0 \pm 1,0$  N.cm e P4:  $5,0 \pm 1,0$  N.cm, enquanto que, as forças de extração são P1:  $158,3 \pm 32,8$  N, P2:  $226,2 \pm 25,7$  N, P3:  $217,3 \pm 17,3$  N e P4:  $69,8 \pm 19,8$  N. Como pode ser observado nas Tabelas 3.5 e 3.6.

Tabela 3.5. Parâmetros de inserção dos implantes M3x20x0,5 mm no osso recetor.

Implantes M3x20x0,5 mm			
Diâmetro interno (mm)	Diâmetro do furo (mm)	Passo (mm)	Diferença (mm)
2,39	2,50	0,50	0,11

Tabela 3.6. Binário e força de extração dos implantes M3x20x0,5 mm com 12 mm de comprimento inserido no osso.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Binário de Inserção (N.cm)	Força de extração (N)
3	20	12	1		$12,5 \pm 3,5$	$158,3 \pm 32,8$
3	20	12	2		$20,0 \pm 1,0$	$226,2 \pm 25,7$
3	20	12	3		$30,0 \pm 1,0$	$217,3 \pm 17,3$
3	20	12	4		$5,0 \pm 1,0$	$69,8 \pm 19,8$

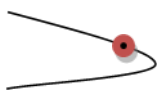
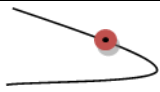
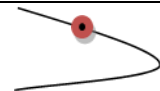

### 3.1.4. Implantes M4x10x0,7 mm

O aumento do comprimento de inserção, embora com um aumento do passo, levou a um aumento dos valores de binário e de forças de extração. No entanto, mantendo o comprimento de inserção e aumentando o diâmetro do implante também é observado um aumento dessas duas propriedades. Desse modo, os implantes M4x10 com 6 mm de inserção no osso permitiram valores de binário de: P1:  $12,5 \pm 3,5$  N.cm, P2:  $12,5 \pm 3,5$  N.cm, P3:  $22,5 \pm 3,5$  N.cm e P4:  $5,0 \pm 1,0$  N.cm e valores de força de extração de: P1:  $114,0 \pm 38,1$  N, P2:  $106,6 \pm 34,4$  N, P3:  $138,2 \pm 50,7$  N e P4:  $18,8 \pm 7,6$  N, Tabelas 3.7 e 3.8.

Tabela 3.7. Parâmetros de inserção dos implantes M4x10x0,7 mm no osso recetor.

Implantes M4x10x0,7 mm			
Diâmetro interno (mm)	Diâmetro do furo (mm)	Passo (mm)	Diferença (mm)
3,14	3,30	0,70	0,16

Tabela 3.8. Binário e força de extração dos implantes M4x10x0,7 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Binário de Inserção (N.cm)	Força de extração (N)
4	10	6	1		$12,5 \pm 3,5$	$114,0 \pm 38,1$
4	10	6	2		$12,5 \pm 3,5$	$106,6 \pm 34,4$
4	10	6	3		$22,5 \pm 3,5$	$138,2 \pm 50,7$
4	10	6	4		$5,0 \pm 1,0$	$18,8 \pm 7,6$

### 3.1.5. Implantes M4x12x0,7 mm

À semelhança dos implantes M3, também para os implantes M4 com 9 mm de inserção houve um aumento do binário de inserção e da força de extração tendo-se alcançado respetivamente os valores de 30 N.cm e 183,8 N para a posição três. No global, o binário de inserção foi: P1:  $12,5 \pm 3,5$  N.cm, P2:  $15,0 \pm 1,0$  N.cm, P3:  $30,0 \pm 7,1$  N.cm e P4:  $5,0 \pm 1,0$  N.cm e a força de extração foi: P1:  $150,9 \pm 52,0$  N, P2:  $159,2 \pm 47,7$  N, P3:  $183,8 \pm 43,1$  N e P4:  $41,6 \pm 1,90$  N. Ver as Tabelas 3.9 e 3.10.

Tabela 3.9. Parâmetros de inserção dos implantes M4x12x0,7 mm no osso recetor.

Implantes M4x12x0,7 mm			
Diâmetro interno (mm)	Diâmetro do furo (mm)	Passo (mm)	Diferença (mm)
3,14	3,30	0,70	0,16

Tabela 3.10. Binário e força de extração dos implantes M4x12x0,7 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Binário de Inserção (N.cm)	Força de extração (N)
4	12	9	1		$12,5 \pm 3,5$	$150,9 \pm 52,0$
4	12	9	2		$15,0 \pm 1,0$	$159,2 \pm 47,7$
4	12	9	3		$30,0 \pm 7,1$	$183,8 \pm 43,1$
4	12	9	4		$5,0 \pm 1,0$	$41,6 \pm 1,90$

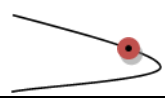
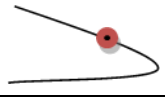
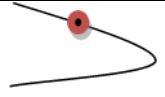
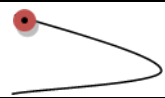
### 3.1.6. Implantes M4x16x0,7 mm

Para os implantes M4x16 e 12 mm de inserção obteve-se o binário de inserção de: P1:  $17,5 \pm 3,5$  N.cm, P2:  $22,5 \pm 3,5$  N.cm, P3:  $32,5 \pm 3,5$  N.cm e P4:  $5,0 \pm 1,0$  N.cm. Para estes implantes as forças de extração estiveram, para a maioria das posições, acima dos 200 N como se pode observar através da Tabela 3.12.

Tabela 3.11. Parâmetros de inserção dos implantes M4x16x0,7 mm no osso recetor.

Implantes M4x16x0,7 mm			
Diâmetro interno (mm)	Diâmetro do furo (mm)	Passo (mm)	Diferença (mm)
3,14	3,30	0,70	0,16

Tabela 3.12. Binário e força de extração dos implantes M4x16x0,7 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Binário de Inserção (N.cm)	Força de extração (N)
4	16	12	1		$17,5 \pm 3,5$	$215,5 \pm 16,9$
4	16	12	2		$22,5 \pm 3,5$	$227,5 \pm 16,8$
4	16	12	3		$32,5 \pm 3,5$	$224,0 \pm 18,4$
4	16	12	4		$5,0 \pm 1,0$	$23,5 \pm 14,4$

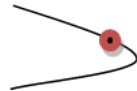
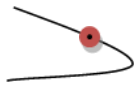
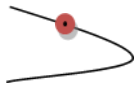
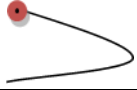
### 3.1.7. Implantes M5x10x0,8 mm

Os implantes M5 permitiram obter binários de inserção superiores a 30 N.cm mesmo para o menor comprimento de inserção de 6 mm. Assim, para os M5x10 o binário para cada posição variou entre  $5,0 \pm 1,0$  N.cm (P4) e os  $35,0 \pm 7,1$  N.cm na posição P3. As forças de extração seguem um padrão idêntico desde: P1:  $75,6 \pm 22,6$  N, P2:  $88,0 \pm 17,4$  N, P3:  $110,7 \pm 47,0$  N até P4:  $44,7 \pm 21,9$  N, Tabelas 3.13 e 3.14.

Tabela 3.13. Parâmetros de inserção dos implantes M5x10x0,8 mm no osso recetor.

Implantes M5x10x0,8 mm			
Diâmetro interno (mm)	Diâmetro do furo (mm)	Passo (mm)	Diferença (mm)
4,02	4,20	0,80	0,18

Tabela 3.14. Binário e força de extração dos implantes M5x10x0,8 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Binário de Inserção (N.cm)	Força de extração (N)
5	10	6	1		$17,5 \pm 3,5$	$75,6 \pm 22,6$
5	10	6	2		$25,0 \pm 7,1$	$88,0 \pm 17,4$
5	10	6	3		$35,0 \pm 7,1$	$110,7 \pm 47,0$
5	10	6	4		$5,0 \pm 1,0$	$44,7 \pm 21,9$

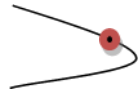
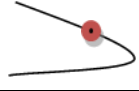
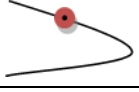
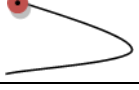
### 3.1.8. Implantes M5x12x0,8 mm

Com a utilização de implantes M5 foi possível obter valores de binário bem acima dos 30 N.cm e forças de extração junto dos 200 N mesmo para apenas 9 mm de inserção. Para os binários de inserção temos: P1:  $27,5 \pm 3,5$  N.cm, P2:  $35,0 \pm 1,0$  N.cm, P3:  $45,0 \pm 7,1$  N.cm e P4:  $5,0 \pm 1,0$  N.cm enquanto que as forças de extração, são: P1:  $192,1 \pm 23,4$  N, P2:  $199,1 \pm 17,1$  N, P3:  $227,6 \pm 26,0$  N e P4:  $48,3 \pm 23,1$  N. Ver Tabelas 3.15 e 3.16.

Tabela 3.15. Parâmetros de inserção dos implantes M5x12x0,8 mm no osso recetor.

Implantes M5x12x0,8 mm			
Diâmetro interno (mm)	Diâmetro do furo (mm)	Passo (mm)	Diferença (mm)
4,02	4,20	0,80	0,18

Tabela 3.16. Binário e força de extração dos implantes M5x12x0,8 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Binário de Inserção (N.cm)	Força de extração (N)
5	12	9	1		$27,5 \pm 3,5$	$192,1 \pm 23,4$
5	12	9	2		$35,0 \pm 1,0$	$199,1 \pm 17,1$
5	12	9	3		$45,0 \pm 7,1$	$227,6 \pm 26,0$
5	12	9	4		$5,0 \pm 1,0$	$48,3 \pm 23,1$

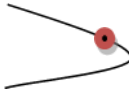
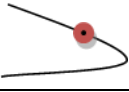
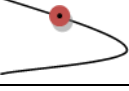
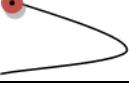
### 3.1.9. Implantes M5x16x0,8 mm

Os implantes M5x16 mm apresentaram valores de binário de inserção e de força máxima de arrancamento relativamente superiores nas várias posições estudadas. Os valores de binário de inserção foram os seguintes: P1:  $35,0 \pm 7,1$  N.cm, P2:  $47,5 \pm 3,5$  N.cm, P3:  $50,0 \pm 1,0$  N.cm e P4:  $10,0 \pm 1,0$  N.cm. No ensaio de arrancamento, apresentaram como força máxima de resistência ao arrancamento os seguintes valores: P1:  $211,1 \pm 25,8$  N, P2:  $207,6 \pm 30,2$  N, P3:  $235,4 \pm 42,9$  N e P4:  $102,5 \pm 89,3$  N. Como pode ser observado nas Tabelas 3.17 e 3.18.

Tabela 3.17. Parâmetros de inserção dos implantes M5x16x0,8 mm no osso recetor.

Implantes M5x16x0,8 mm			
Diâmetro interno (mm)	Diâmetro do furo (mm)	Passo (mm)	Diferença (mm)
4,02	4,20	0,80	0,18

Tabela 3.18. Binário e força de extração dos implantes M5x16x0,8 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Binário de Inserção (N.cm)	Força de extração (N)
5	16	12	1		$35,0 \pm 7,1$	$211,1 \pm 25,8$
5	16	12	2		$47,5 \pm 3,5$	$207,6 \pm 30,2$
5	16	12	3		$50,0 \pm 1,0$	$235,4 \pm 42,9$
5	16	12	4		$10,0 \pm 1,0$	$102,5 \pm 89,3$

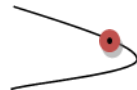
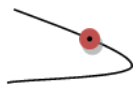
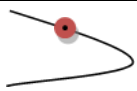

### 3.1.10. Implantes M5x25x0,75 mm com rosca múltipla de 2 entradas

A utilização de implantes com rosca em V, M5x25 com rosca múltipla de 2 entradas, foi possível obter valores de binário de inserção acima dos 27,5 N.cm e forças de extração superiores a 130 N. Para os binários de inserção temos: P1:  $40,0 \pm 1,0$  N.cm, P2:  $27,5 \pm 3,5$  N.cm, P3:  $40,0 \pm 1,0$  N.cm e P4:  $12,5 \pm 3,5$  N.cm. No ensaio de arrancamento, apresentaram os seguintes valores médios da força máxima de resistência ao arrancamento: P1:  $133,5 \pm 21,3$  N, P2:  $154,3 \pm 47,4$  N, P3:  $213,0 \pm 36,3$  N e P4:  $63,3 \pm 52,5$  N. Como pode ser observado nas Tabelas 3.19 e 3.20.

Tabela 3.19. Parâmetros de inserção dos implantes M5x25x0,75 mm com rosca múltipla de 2 entradas no osso recetor.

Implantes M5x25x0,75 mm – 2 entradas			
Diâmetro interno (mm)	Diâmetro do furo (mm)	Passo (mm)	Diferença (mm)
4,02	4,20	0,75	0,18

Tabela 3.20. Binário e força de extração dos implantes M5x25x0,75 mm com rosca múltipla de 2 entradas.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Binário de Inserção (N.cm)	Força de extração (N)
5	25	12	1		$40,0 \pm 1,0$	$133,5 \pm 21,3$
5	25	12	2		$27,5 \pm 3,5$	$154,3 \pm 47,4$
5	25	12	3		$40,0 \pm 1,0$	$213,0 \pm 36,3$
5	25	12	4		$12,5 \pm 3,5$	$63,3 \pm 52,5$

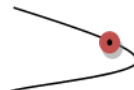
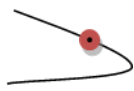
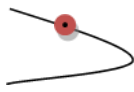
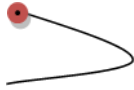
### 3.1.11. Implantes M5x25x0,833 mm com rosca múltipla de 3 entradas

Comparativamente com os implantes com rosca múltipla de 2 entradas, os valores médios de binário de inserção para os implantes com rosca em V, M5x25 com rosca múltipla de 3 entradas foram superiores, atingindo o valor máximo na posição 3 de 52,5 N.cm. No global, o binário de inserção foi: P1:  $45,0 \pm 1,0$  N.cm, P2:  $47,5 \pm 3,5$  N.cm e P4:  $15,0 \pm 1,0$  N.cm e a força máxima de arrancamento foi: P1:  $141,6 \pm 26,0$  N, P2:  $206,6 \pm 28,4$  N, P3:  $198,5 \pm 49,3$  N e P4:  $73,0 \pm 23,3$  N. Como pode ser observado nas Tabelas 3.21 e 3.22.

Tabela 3.21. Parâmetros de inserção dos implantes M5x25x0,833 mm com rosca múltipla de 3 entradas no osso recetor.

Implantes M5x25x0,833 mm – 3 entradas			
Diâmetro interno (mm)	Diâmetro do furo (mm)	Passo (mm)	Diferença (mm)
4,02	4,2	0,83	0,18

Tabela 3.22. Binário e força de extração dos implantes M5x25x0,833 mm com rosca múltipla de 3 entradas.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Binário de Inserção (N.cm)	Força de extração (N)
5	25	12	1		$45,0 \pm 1,0$	$141,6 \pm 26,0$
5	25	12	2		$47,5 \pm 3,5$	$206,6 \pm 28,4$
5	25	12	3		$52,5 \pm 3,5$	$198,5 \pm 49,3$
5	25	12	4		$15,0 \pm 1,0$	$73,0 \pm 23,3$

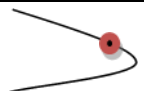
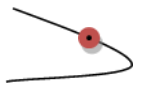
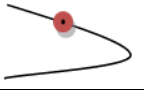
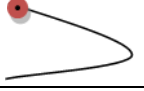
### 3.1.12. Implantes M5x25x0,5 mm

A utilização dos implantes M5x25 com passo fino de 0,5 mm com 12 mm de inserção, permitiu obter valores médios de binário de inserção superiores a 50 N.cm e forças de extração superiores a 200 N. No geral, obtiveram-se os seguintes binários de inserção: P1:  $25,0 \pm 1,0$  N.cm, P2:  $37,5 \pm 3,5$  N.cm, P3:  $52,5 \pm 10,6$  N.cm e P4:  $10,0 \pm 1,0$  N.cm, enquanto que, no ensaio de arrancamento, obtiveram-se os seguintes valores médios da força máxima de resistência ao arrancamento: P1:  $132,8 \pm 17,5$  N, P2:  $236,8 \pm 13,0$  N, P3:  $217,8 \pm 32,1$  N e P4:  $59,9 \pm 41,3$  N. Ver Tabelas 3.23 e 3.24.

Tabela 3.23. Parâmetros de inserção dos implantes M5x25x0,5 mm no osso recetor.

Implantes M5x25x0,5 mm			
Diâmetro interno (mm)	Diâmetro do furo (mm)	Passo (mm)	Diferença (mm)
4,39	4,50	0,50	0,11

Tabela 3.24. Binário e força de extração dos implantes M5x25x0,5 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Binário de Inserção (N.cm)	Força de extração (N)
5	25	12	1		$25,0 \pm 1,0$	$132,8 \pm 17,5$
5	25	12	2		$37,5 \pm 3,5$	$236,8 \pm 13,0$
5	25	12	3		$52,5 \pm 10,6$	$217,8 \pm 32,1$
5	25	12	4		$10,0 \pm 1,0$	$59,9 \pm 41,3$

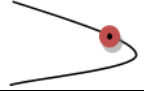
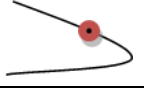
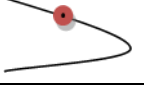

### 3.1.13. Implantes M5x25x1,5 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm

Nos implantes com rosca quadrada, M5x25 mm, com um passo de 1,5 mm e profundidade de perfil igual a 0,49 mm, obtiveram-se valores médios de binário de inserção superiores a 70 N.cm e para a força extração atingiram-se valores superiores a 200 N. No global, os valores de binário de inserção foram: P1:  $42,5 \pm 3,5$  N.cm, P2:  $52,5 \pm 10,6$  N.cm, P3:  $75,0 \pm 1,0$  N.cm e P4:  $25,0 \pm 1,0$  N.cm. Para o ensaio de arrancamento, obtiveram-se os seguintes valores da força máxima de resistência ao arrancamento: P1:  $206,0 \pm 20,4$  N, P2:  $209,3 \pm 29,6$  N, P3:  $207,1 \pm 14,6$  N e P4:  $99,8 \pm 37,5$  N. Como pode ser observado nas Tabelas 3.25 e 3.26.

Tabela 3.25. Parâmetros de inserção dos implantes M5x25x1,5 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm no osso receptor.

Implantes M5x25x1,5 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm			
Diâmetro interno (mm)	Diâmetro do furo (mm)	Passo (mm)	Diferença (mm)
4,02	3,70	1,50	0,32

Tabela 3.26. Binário e força de extração dos implantes M5x25x1,5 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Binário de Inserção (N.cm)	Força de extração (N)
5	25	12	1		$42,5 \pm 3,5$	$206,0 \pm 20,4$
5	25	12	2		$52,5 \pm 10,6$	$209,3 \pm 29,6$
5	25	12	3		$75,0 \pm 1,0$	$207,1 \pm 14,6$
5	25	12	4		$25,0 \pm 1,0$	$99,8 \pm 37,5$

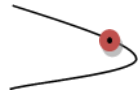
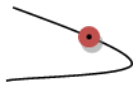
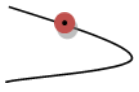
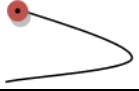
### 3.1.14. Implantes M5x25x1,75 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm

À semelhança dos implantes com rosca quadrada mas com passo de 1,5 mm os valores médios de binário de inserção para os implantes com rosca quadrada M5x25 mm, com um passo de 1,75 mm e profundidade de perfil igual a 0,49 mm, foram relativamente mais baixos, obtendo-se: P1:  $40,0 \pm 1,0$  N.cm, P2:  $37,5 \pm 3,5$  N.cm, P3:  $45,0 \pm 1,0$  N.cm e P4:  $20,0 \pm 1,0$  N.cm. No ensaio biomecânico de arrancamento, obtiveram-se valores médios da força máxima de resistência ao arrancamento ligeiramente superiores. No global, foram: P1:  $210,6 \pm 18,3$  N, P2:  $206,6 \pm 17,9$  N, P3:  $217,3 \pm 7,6$  N e P4:  $97,5 \pm 52,3$  N. Como pode ser observado nas Tabelas 3.27 e 3.28.

Tabela 3.27. Parâmetros de inserção dos implantes M5x25x1,75 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm no osso recetor.

Implantes M5x25x1,75 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm			
Diâmetro interno (mm)	Diâmetro do furo (mm)	Passo (mm)	Diferença (mm)
4,02	3,70	1,75	0,32

Tabela 3.28. Binário e força de extração dos Implantes M5x25x1,75 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Binário de Inserção (N.cm)	Força de extração (N)
5	25	12	1		$40,0 \pm 1,0$	$210,6 \pm 18,3$
5	25	12	2		$37,5 \pm 3,5$	$206,6 \pm 17,9$
5	25	12	3		$45,0 \pm 1,0$	$217,3 \pm 7,6$
5	25	12	4		$20,0 \pm 1,0$	$97,5 \pm 52,3$

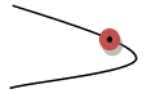
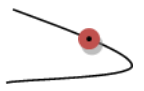
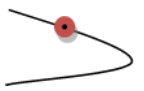
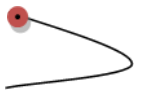
### 3.1.15. Implantes M5x25x1,75 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 1 mm

Nos implantes com rosca quadrada M5x25 mm, com um passo de 1,75 mm e profundidade de perfil igual a 1 mm, atingiram-se os 60 N.cm e os 215 N para o binário de inserção e a força de extração, respetivamente. No global os binários de inserção, foram: P1:  $52,5 \pm 3,5$  N.cm, P2:  $52,5 \pm 3,5$  N.cm, P3:  $60,0 \pm 1,0$  N.cm e P4:  $25,0 \pm 1,0$  N.cm, enquanto que, no ensaio biomecânico de arrancamento, foram obtidos os seguintes valores médios da força máxima de resistência ao arrancamento: P1:  $212,5 \pm 9,0$  N, P2:  $215,1 \pm 16,0$  N, P3:  $205,0 \pm 11,5$  N e P4:  $120,7 \pm 34,5$  N. Ver Tabelas 3.29 e 3.30.

Tabela 3.29. Parâmetros de inserção dos implantes M5x25x1,75 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 1 mm no osso recetor.

Implantes M5x25x1,75 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 1 mm			
Diâmetro interno (mm)	Diâmetro do furo (mm)	Passo (mm)	Diferença (mm)
3	3	1,75	0

Tabela 3.30. Binário e força de extração dos implantes M5x25x1,75 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 1 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Binário de Inserção (N.cm)	Força de extração (N)
5	25	12	1		$52,5 \pm 3,5$	$212,5 \pm 9,0$
5	25	12	2		$52,5 \pm 3,5$	$215,1 \pm 16,0$
5	25	12	3		$60,0 \pm 1,0$	$205,0 \pm 11,5$
5	25	12	4		$25,0 \pm 1,0$	$120,7 \pm 34,5$

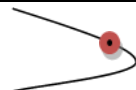
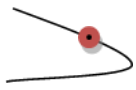
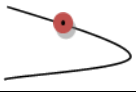
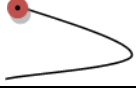
### 3.1.16. Implantes M5x25x0,8 mm com dois furos transversais de diâmetro igual a 1,5 mm e perpendiculares entre si e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm

Os valores médios de binário de inserção e da força máxima de arrancamento para os implantes com novo *design*, com rosca em V, com M5x25 mm, com um passo de 0,8 mm, profundidade de perfil igual a 0,49 mm, dois furos transversais e perpendiculares ente si de diâmetro igual a 1,5 mm, foram ligeiramente mais baixos quando comparados com os implantes M5 com 12 mm de inserção no osso recetor. No global os binários de inserção, foram: P1:  $22,5 \pm 3,5$  N.cm, P2:  $25,0 \pm 1,0$  N.cm, P3:  $32,5 \pm 3,5$  N.cm e P4:  $5,0 \pm 1,0$  N.cm. No ensaio biomecânico de arrancamento, foram apresentados os seguintes valores da força máxima de resistência ao arrancamento: P1:  $159,6 \pm 6,8$  N, P2:  $190,5 \pm 21,3$  N, P3:  $189,4 \pm 16,2$  N e P4:  $78,2 \pm 44,4$  N. Ver Tabelas 3.31 e 3.32.

Tabela 3.31. Parâmetros de inserção dos implantes M5x25x0,8 mm com 2 furos transversais de diâmetro igual a 1,5 mm e perpendiculares entre si e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm no osso recetor.

Implantes M5x25x0,8 mm com 2 furos transversais de diâmetro igual a 1,5 mm e perpendiculares entre si			
Diâmetro interno (mm)	Diâmetro do furo (mm)	Passo (mm)	Diferença (mm)
4,02	4,20	0,80	0,18

Tabela 3.32. Binário e força de extração dos implantes M5x25x1,5 mm com dois furos transversais de diâmetro igual a 1,5 mm e perpendiculares entre si e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Binário de Inserção (N.cm)	Força de extração (N)
5	25	12	1		$22,5 \pm 3,5$	$159,6 \pm 6,8$
5	25	12	2		$25,0 \pm 1,0$	$190,5 \pm 21,3$
5	25	12	3		$32,5 \pm 3,5$	$189,4 \pm 16,2$
5	25	12	4		$5,0 \pm 1,0$	$78,2 \pm 44,4$

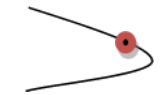

### 3.1.17. Implantes com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 2 mm e diâmetro interior de 2,5 mm

Nos implantes com novo *design*, com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm, espaço entre hélices de 2 mm e diâmetro interior de 2,5 mm, para o efeito de inserção destes implantes foi necessário a realização de um tratamento térmico alcançando a dureza de 400 HV. Obtendo-se assim os seguintes valores médios de binário: P1:  $57,5 \pm 3,5$  N.cm e P4:  $42,5 \pm 3,5$  N.cm. No ensaio biomecânico de arrancamento, foram apresentados os seguintes valores médios da força máxima de resistência ao arrancamento: P1:  $175,3 \pm 16,6$  N e P4:  $121,3 \pm 80,4$  N. Como pode ser observado nas Tabelas 3.33 e 3.34.

Tabela 3.33. Parâmetros de inserção dos implantes com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 2 mm e diâmetro interior de 2,5 mm.

Implantes com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 2 mm e diâmetro interior de 2,5 mm			
Diâmetro interno (mm)	Diâmetro do furo (mm)	Passo (mm)	Diferença (mm)
4,02	4,20	0,80	0,18

Tabela 3.34. Binário e força de extração dos implantes com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 2 mm e diâmetro interior de 2,5 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Binário de Inserção (N.cm)	Força de extração (N)
5	25	12	1		$57,5 \pm 3,5$	$175,3 \pm 16,6$
5	25	12	4		$42,5 \pm 3,5$	$121,3 \pm 80,4$

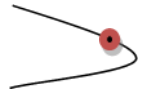
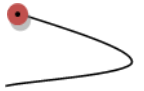
### 3.1.18. Implantes com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 1,5 mm e diâmetro interior de 2 mm

À semelhança dos implantes com novo *design* do ponto 3.1.17, os implantes com novo *design*, com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm, espaço entre hélices de 1,5 mm e diâmetro interior de 2 mm, atingiram valores de binário de inserção superiores a 60 N.cm e 200 N para a força máxima de arrancamento. Do mesmo modo, foi necessário realizar o mesmo tratamento térmico. No global foram obtidos os seguintes valores de binário de inserção: P1:  $62,5 \pm 3,5$  N.cm e P4:  $40,0 \pm 7,1$  N.cm, enquanto que, no ensaio biomecânico de arrancamento, obtiveram-se os seguintes valores médios da força máxima de resistência ao arrancamento: P1:  $200,0 \pm 16,5$  N e P4:  $120,3 \pm 54,0$  N. Ver Tabelas 3.35 e 3.36.

Tabela 3.35. Parâmetros de inserção dos implantes com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 1,5 mm e diâmetro interior de 2 mm.

Implantes com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 1,5 mm e diâmetro interior de 2 mm			
Diâmetro interno (mm)	Diâmetro do furo (mm)	Passo (mm)	Diferença (mm)
4,02	4,20	0,80	0,18

Tabela 3.36. Binário e força de extração dos implantes com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 1,5 mm e diâmetro interior de 2 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Binário de Inserção (N.cm)	Força de extração (N)
5	25	12	1		$62,5 \pm 3,5$	$200,0 \pm 16,5$
5	25	12	4		$40,0 \pm 7,1$	$120,3 \pm 54,0$

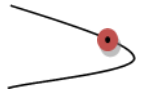

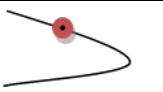

### 3.1.19. Implantes comerciais Titanium Fix, WP 515, com 5 mm de diâmetro e com 15 mm de comprimento

A utilização dos implantes comerciais, Titanium Fix, WP 515, permitiu obter valores médios superiores a 55 N.cm e 200 N do binário de inserção e da força máxima de arrancamento, respetivamente. No global, os binários de inserção foram: P1:  $42,5 \pm 3,5$  N.cm, P2:  $47,5 \pm 3,5$  N.cm, P3:  $57,5 \pm 3,5$  N.cm e P4:  $15,0 \pm 1,0$  N.cm. No ensaio biomecânico de arrancamento, de uma forma global apresentam os seguintes valores médios da força de resistência ao arrancamento: P1:  $207,1 \pm 15,1$  N, P2:  $211,9 \pm 19,0$  N, P3:  $213,3 \pm 12,5$  N e P4:  $76,0 \pm 40,2$  N. Como pode ser observado nas Tabelas 3.37 e 3.38.

Tabela 3.37. Parâmetros de inserção dos implantes comerciais Titanium Fix, WP 515.

Implantes comerciais Titanium Fix, WP 515			
Diâmetro interno (mm)	Diâmetro do furo (mm)	Passo (mm)	Diferença (mm)
4,26	4,20	0,60	0,06

Tabela 3.38. Valores de binário e força de extração dos implantes comerciais Titanium Fix, WP 515.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Binário de Inserção (N.cm)	Força de extração (N)
5	25	12	1		$42,5 \pm 3,5$	$207,1 \pm 15,1$
5	25	12	2		$47,5 \pm 3,5$	$211,9 \pm 19,0$
5	25	12	3		$57,5 \pm 3,5$	$213,3 \pm 12,5$
5	25	12	4		$15,0 \pm 1,0$	$76,0 \pm 40,2$

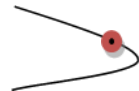
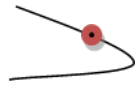
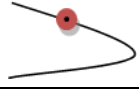
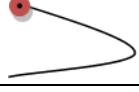
### 3.1.20. Implantes comerciais Sweden & Martina, E2-410-115-T, com 4,1 mm de diâmetro e com 11,5 mm de comprimento

À semelhança dos implantes M4 com 12 mm de inserção no osso, nos implantes comerciais, Sweden & Martina, E2-410-115-T, os valores médios de binário de inserção e de força máxima de arrancamento foram ligeiramente mais baixos nas várias posições estudadas. No global, os binários de inserção foram: P1:  $12,5 \pm 3,5$  N.cm, P2:  $17,5 \pm 3,5$  N.cm, P3:  $22,5 \pm 3,5$  N.cm e P4:  $5,0 \pm 1,0$  N.cm. Por outro lado, os valores médios da força máxima de resistência ao arrancamento foram: P1:  $141,5 \pm 7,7$  N, P2:  $177,5 \pm 21,9$  N, P3:  $212,6 \pm 21,1$  N e P4:  $70,6 \pm 36,4$  N. Ver Tabelas 3.39 e 3.40.

Tabela 3.39. Parâmetros de inserção dos implantes comerciais Sweden & Martina, E2-410-115-T no osso recetor.

Implantes comerciais Sweden & Martina, E2-410-115-T			
Diâmetro interno (mm)	Diâmetro do furo (mm)	Passo (mm)	Diferença (mm)
3,36	3,30	0,60	0,06

Tabela 3.40. Binário e força de extração dos implantes comerciais Sweden & Martina, E2-410-115-T.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Posição de colocação	Esquema Representativo	Binário de Inserção (N.cm)	Força de extração (N)
4,1	24	11,5	1		$12,5 \pm 3,5$	$141,5 \pm 7,7$
4,1	24	11,5	2		$17,5 \pm 3,5$	$177,1 \pm 21,9$
4,1	24	11,5	3		$22,5 \pm 3,5$	$212,6 \pm 21,1$
4,1	24	11,5	4		$5,0 \pm 1,0$	$70,6 \pm 36,4$

### 3.2. Análise microscópica do osso recetor

Para uma melhor interpretação dos resultados mecânicos obtidos, procedeu-se à análise microscópica do osso recetor. Nestes ensaios foi possível observar que quer o osso cortical quer o osso esponjoso diminuem gradualmente a sua porosidade desde a Posição 1 até à Posição 3, Figuras 3.2 a 3.5.

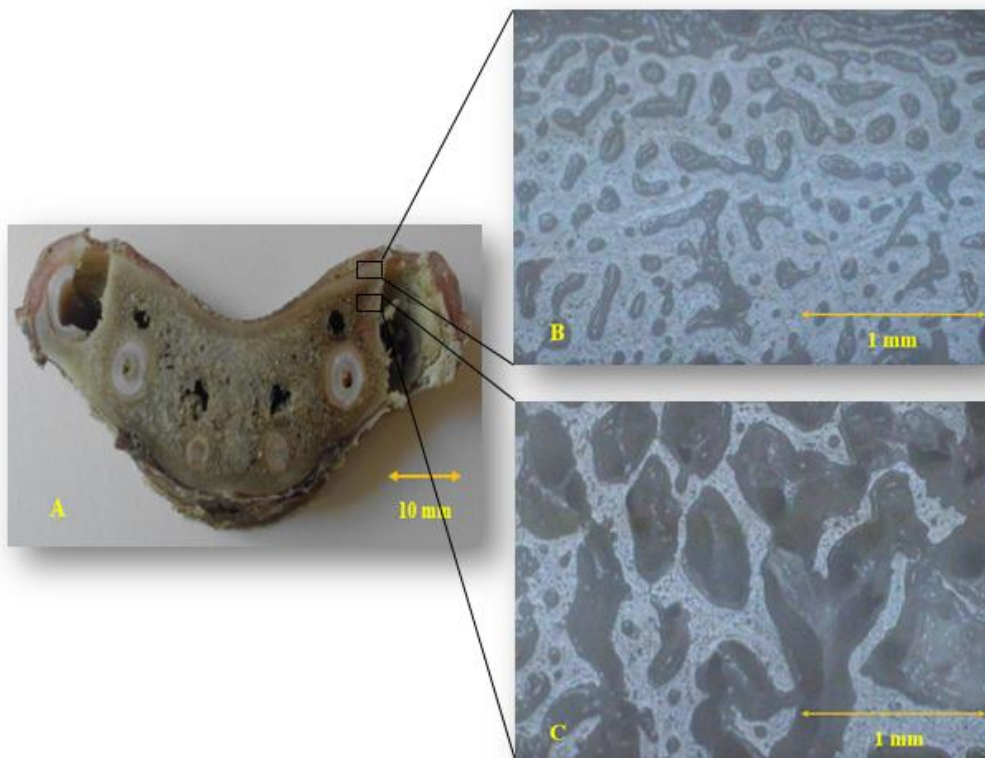


Figura 3.2. A) Secção de corte transversal da mandíbula de osso suíno na posição 1; B) Micrografia da zona de osso cortical; C) Micrografia da zona de osso esponjoso. As regiões mais claras correspondem a osso e as regiões mais escuras são espaços de medula óssea.

Na Figura 3.3, pode-se observar uma secção de corte transversal (A) da posição 1 de colocação dos implantes, com micrografias da zona de osso cortical (B) e osso esponjoso (C). Como é comum, o osso cortical apresenta uma elevada densidade de estrutura óssea, enquanto que, o osso esponjoso é consideravelmente menos denso.

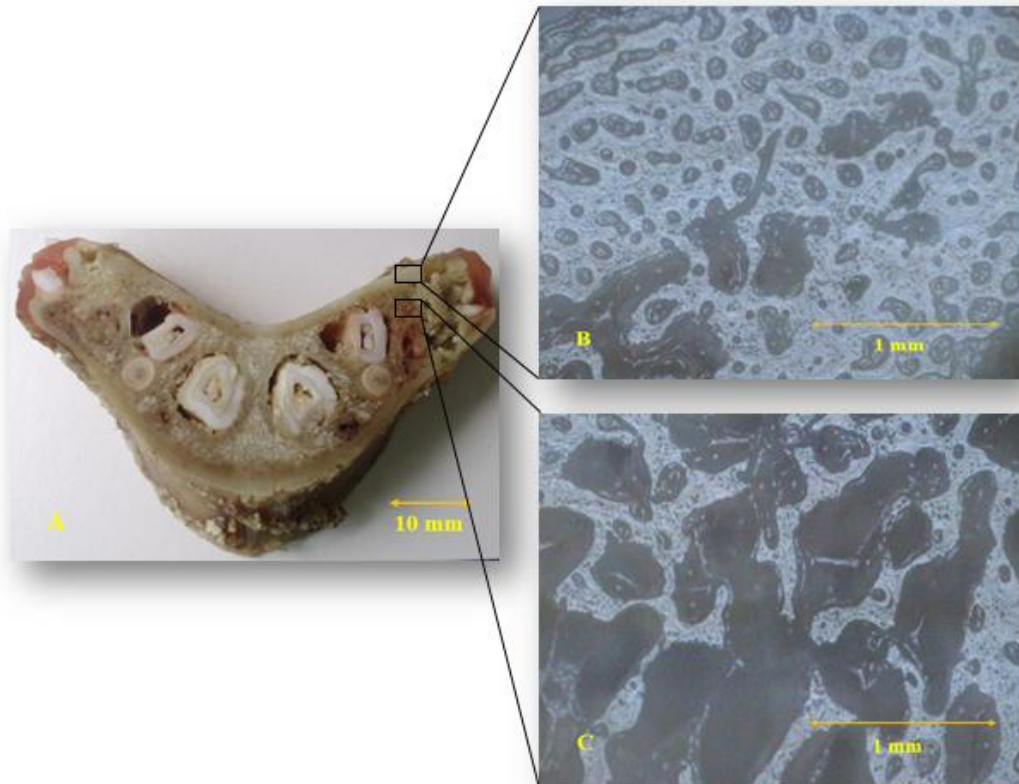


Figura 3.3. A) Secção de corte transversal da mandíbula de osso suíno na posição 2; B) Micrografia da zona de osso cortical; C) Micrografia da zona de osso esponjoso. As regiões mais claras correspondem a osso e as regiões mais escuras são espaços de medula óssea.

Nas posições 2 e 3, Figuras 3.3 e 3.4 respetivamente, observa-se uma estrutura e densidade óssea muito semelhantes ao observado para a posição 1 embora na posição 3, Figura 3.4, se observe uma diminuição das regiões de medula óssea na zona de osso esponjoso.

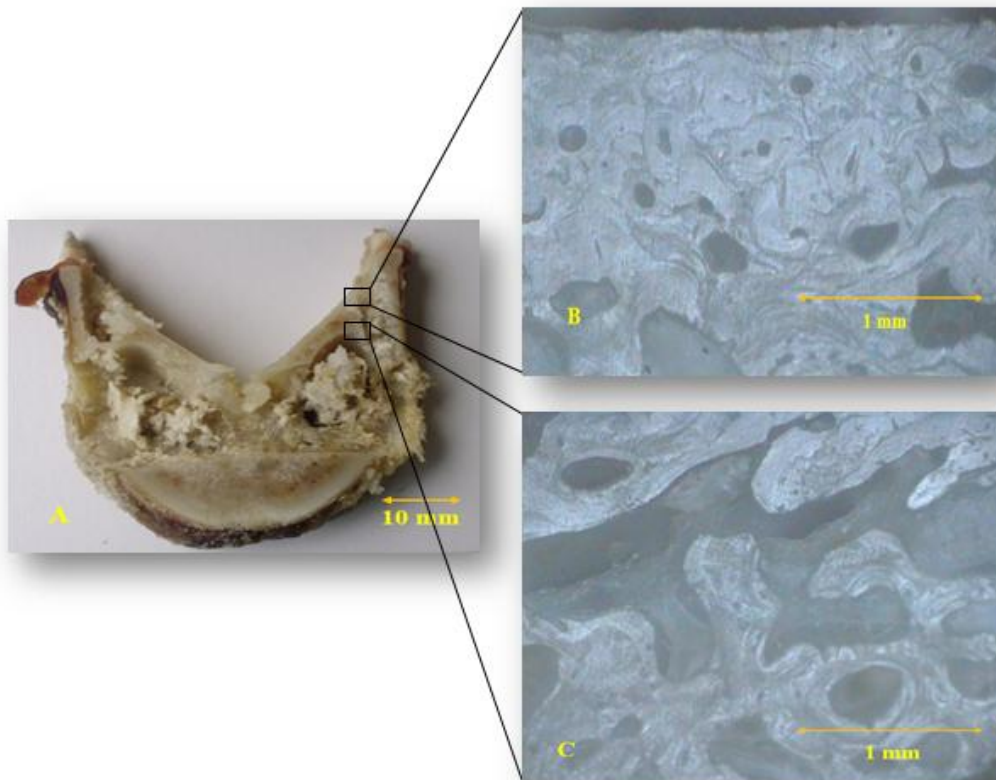


Figura 3.4. A) Secção de corte transversal da mandíbula de osso suíno na posição 3; B) Micrografia da zona de osso cortical; C) Micrografia da zona de osso esponjoso. As regiões mais claras correspondem a osso e as regiões mais escuras são espaços de medula óssea.

Na Figura 3.5, observa-se a secção de corte transversal da posição 4 de colocação dos implantes com uma micrografia da zona de osso cortical, podendo identificar-se, na parte exterior da mandíbula osso cortical. Porém, na crista da mandíbula desta posição, ocorre uma elevada região com ausência de osso o que incorre em binários de inserção e forças de extração relativamente menores comparativamente com as outras posições.

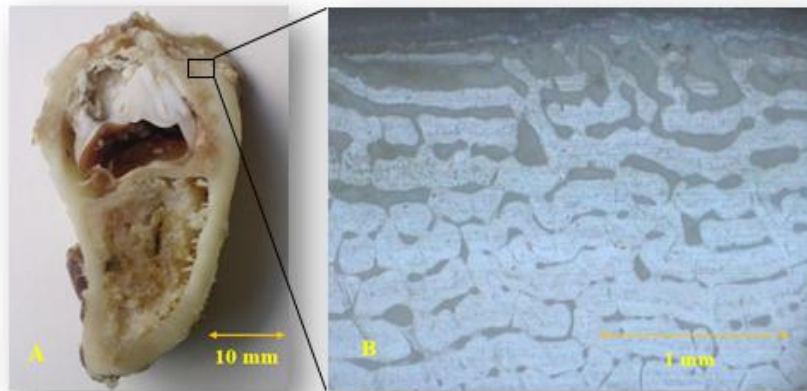


Figura 3.5. A) Secção de corte transversal da mandíbula de osso suíno na posição 4; B) Micrografia da zona de osso esponjoso. As regiões mais claras correspondem a osso e as regiões mais escuras são espaços vazios.



A estabilidade primária de um implante dentário é um dos fatores mais importantes para a utilização de carga imediatamente após a sua colocação e contribui de uma forma significativa para a fase de osseointegração.<sup>33,112,113</sup> Esta fase depende essencialmente da interação biomecânica entre o macro *design* do implante dentário e a qualidade e a densidade do osso recetor<sup>28</sup>. Os implantes dentários podem ser utilizados para suporte de coroas substituindo a falta de um único dente, podem ser utilizados como pontes para restaurar um intervalo onde o número de dentes em falta é maior, ou podem ser mesmo utilizados para dentaduras completas<sup>10</sup>. Vários fabricantes têm desenvolvido *designs* de implantes de forma a promover e maximizar a estabilidade primária sendo indicados para as situações em que as condições do osso recetor apresentam baixa qualidade, normalmente formado por osso do tipo IV<sup>2</sup>.

Existem no mercado *designs* e tipos de implantes dentários que mostram bons resultados clínicos. Todavia dentro do nosso conhecimento não existem estudos comparativos que relacionem a influência do macro *design* e do tipo da rosca dos implantes dentários na sua estabilidade. Assim, este trabalho propôs estudar a influência do tipo de rosca e do macro *design* na estabilidade dos implantes dentários em mandíbulas frescas de osso suíno de modo a desenvolver e conceber novos *designs* de implantes dentários que promovam uma maior estabilidade primária.

De acordo com alguns estudos efetuados, pode-se concluir que as mandíbulas de osso suíno fresco apresentam uma baixa densidade óssea<sup>2</sup>, desse modo usámos este tipo de substrato como modelo que permite ter uma perceção alargada da estabilidade primária dos diferentes tipos de implantes estudados.

Para desenvolver os presentes estudos houve a necessidade de projetar e conceber um sistema de fixação móvel do osso recetor que permitesse o alinhamento das mandíbulas frescas de osso suíno, fazendo coincidir o eixo do implante dentário, colocado nas várias posições da mandíbula, com o eixo da Máquina Universal de Ensaios.

Após a conceção do sistema de fixação foram maquinados e instalados vários tipos de implantes de modo a fazer um estudo comparado do macro *design* e saber de que modo este influencia a estabilidade primária do implante.

A influência do macro *design* dos implantes inseridos em tecido ósseo de várias densidades, é normalmente avaliada através do binário de inserção e do ensaio de arrancamento<sup>103,104,117-120</sup>. O binário de inserção é o resultado da resistência de rotação entre o osso recetor e os filetes de rosca do implante a ser inserido<sup>121</sup>. Um implante com forma cônica aumenta o binário de inserção, embora este não seja um indicador totalmente fiável da força de extração em osso cadavérico<sup>120</sup>. Os ensaios de arrancamento são um dos métodos mais utilizados para a avaliação da estabilidade primária de implantes dentários *in vitro*<sup>124</sup> e são, em simultâneo um método para verificar o contato entre a interface osso-implante e comparar a resistência ao arrancamento de implantes com macro *design* diferentes, sendo também afetado pela qualidade do osso recetor<sup>103</sup>.

Existem essencialmente dois formatos de implantes dentários, os implantes cónicos e os cilíndricos. Os implantes cónicos foram concebidos para aumentar o contato da interface osso-implante e proporcionam uma maior compactação e compressão do osso esponjoso, devido ao aumento progressivo do diâmetro. Assim ocorre um aumento do binário de inserção e da resistência de arrancamento, bem como há uma melhoria da resistência à flexão do parafuso. No entanto, há a preocupação com a perda de fixação que pode existir nos implantes cónicos após a inserção<sup>103,105,114</sup>.

De acordo com alguns estudos, os implantes com forma cônica podem aumentar significativamente o binário de inserção e a força de extração comparativamente com implantes com forma cilíndrica<sup>114,127</sup>. Sakoh J. et al., em 2006, usando dois métodos não invasivos (Periotest e a Análise de Frequência de Ressonância) e um método invasivo (Push-Out) num modelo de osso ilíaco de suíno fresco, obtiveram binários de inserção de 25 N.cm e 11 N.cm para um implante cónico e 11,75 N.cm e 5,75 N.cm para um implante cilíndrico<sup>124</sup>.

Mohammed Ibrahim M. et al., em 2011, através da simulação numérica tridimensional concluíram que, os implantes de forma cilíndrica apresentam um valor de tensão máxima significativamente inferior quando comparados com os implantes de forma cónica<sup>99</sup>.

Podendo concluir-se pela literatura acima referida, que os implantes cónicos conduzem a uma maior estabilidade primária em comparação com os implantes cilíndricos. Podemos concluir ainda que os implantes cilíndricos e cónicos de uma forma geral, apresentam resultados e características diferentes, podem ser utilizados em todos os tipos de osso.

Cabe ao cirurgião-dentista conhecer as características de cada tipo de implante, para escolher o melhor formato de implante para cada caso clínico.

A distribuição de tensões e a deformação do osso são afetadas pelo diâmetro do implante dentário, pela área da interface osso-implante e pelo local de colocação. Assim, além da forma do implante, também o diâmetro e o comprimento de inserção no osso são fatores importantes na sua estabilidade primária, pois permitem, aumentar a área de superfície de contacto da interface osso-implante melhorando a integração óssea e o comportamento biomecânico nessa interface após o processo de cura<sup>108,109</sup>.

O aumento do diâmetro do implante dentário num osso de fraca qualidade, normalmente osso do tipo IV, é uma forma de aumentar e melhorar a estabilidade primária e garantir uma distribuição das forças mais favorável para o osso em torno do implante<sup>116,117</sup>.

Com base nos conceitos anteriormente apresentados, foi desenvolvido este estudo que permite, através de resultados práticos *in vitro*, mostrar, que os implantes com maior diâmetro e maior comprimento são uma melhor opção para dissipar as forças que neles atuam e assim reduzir as tensões no osso em torno do implante e aumentar a estabilidade primária. Neste estudo foram utilizados implantes de diâmetro igual a 3, 4 e 5 mm, sendo que os melhores resultados, em termos de binário de inserção e de resistência ao arrancamento foram apresentados pelos implantes com 5 mm de diâmetro. Dentro das posições estudadas, observa-se que, na posição 4, os valores de binário de inserção são os mais baixos devido à baixa densidade óssea e à ausência de uma zona de osso cortical junto da superfície. Para todas as outras posições estudadas, observa-se um aumento gradual do binário de inserção para todos os implantes, desde a posição 1 até à posição 3, sendo esta última a que apresenta o máximo valor. Todos os implantes métricos, M3, M4 e M5, norma ISO 4029/DIN 916, de uma forma global, apresentaram um aumento dos valores de binário de inserção à medida que o diâmetro e o comprimento aumentam, o que se explica pelo aumento da área de contacto na interface osso-implante. A título de exemplo, nos implantes M3 obtiveram-se valores de binário de inserção para as posições 1 a 3 de 10,0 a 30,0 N.cm e na posição 4 de 5,0 N.cm. Para os implantes M4, o binário aumenta ligeiramente para as posições 1 a 3 enquanto que, para a posição 4 se manteve. Para os implantes M5 há um aumento considerável para todas as posições. Todos estes aumentos estão relacionados com o aumento do diâmetro e conseqüentemente com o aumento da área de contacto.

Comparando os resultados de força máxima de arrancamento, nos parafusos M3 e M5, com 6 mm de inserção no osso, observa-se que os implantes M3 apresentam força de extração de mais de 140 N para a posição 3 e apenas cerca de 46 N e 38,1 N para as posições 1 e 2 respectivamente. Os implantes M5 conduziram a uma sequência de valores semelhantes embora superiores para a maioria das posições. Para a posição 3 houve uma diminuição da força que é justificada com as possíveis falhas na inserção dos implantes. As outras 3 posições apresentam valores de força de extração superiores nestes implantes M5, observando-se mesmo cerca de 45 N para o arrancamento do implante na posição 4. O aumento do diâmetro do implante aumenta a área de interface osso-implante o que justifica o aumento de binário e de força de extração.

O aumento do comprimento de inserção também fez aumentar o binário de inserção e a força de extração embora não se verifique este fenómeno para todas as posições. Para os implantes M5 e posição 3, a força de extração passou de cerca de 110 N para cerca de 235 N quando o comprimento de inserção passou de 6 mm para 12 mm. Este aumento pode ser explicado pelo facto de existir um aumento para o dobro da área de contato na interface osso-implante, uma vez que passamos a ter o dobro do comprimento de inserção, proporcionando assim um aumento substancial na estabilidade primária, para todas as posições estudadas. Contrariamente ao apresentado por Baggi L. et al.<sup>91</sup>, em 2008, a partir de simulações numéricas, neste estudo as forças de extração aumentaram substancialmente com o aumento do diâmetro e independentemente do comprimento da interface osso-implante.

Por outro lado, Mohammed Ibrahim M. et al., em 2011, através da simulação tridimensional avaliaram a influência da distribuição de tensões no osso em torno de implantes dentários Screw-Vent, com forma cónica e cilíndrica, concluindo que, o aumento do diâmetro resultou na redução do valor máximo de tensão no osso em torno do implante, sendo que os implantes de forma cilíndrica apresentam um valor de tensão máxima significativamente inferior quando comparados com os implantes de forma cónica<sup>99</sup>.

O formato da rosca dos implantes é outro parâmetro com forte influência na estabilidade primária dos implantes dentários, devido ao aumento da área de contacto na interface osso-implante e por dissipar as tensões<sup>31,117</sup>. A área de superfície pode ser modificada essencialmente em quatro parâmetros geométricos das roscas: o passo da rosca, a forma, a profundidade do filete de rosca e o ângulo do perfil da rosca.

A forma da rosca do implante dentário é um fator do macro *design* muito importante para a estabilidade primária do mesmo e influencia o tipo de forças que são transferidos para o osso recetor. Para explorar este fator, encontram-se no mercado implantes com rosca: em V, quadrada, trapezoidal, trapézio invertido e espiral<sup>9</sup>. De igual modo a profundidade e largura da rosca são parâmetros importantes em termos de macro *design* dos implantes dentários. Se a profundidade da rosca de um implante for pequena, a colocação do implante será mais fácil. Uma profundidade da rosca relativamente superior pode ser vantajosa quando existem áreas onde o osso é mais macio e quando as forças oclusais são superiores<sup>57</sup>.

Neste sentido, os resultados obtidos para a resistência ao arrancamento nos implantes com rosca quadrada, com diâmetro de 5 mm, 25 mm de comprimento total e 12 mm de inserção no osso, passo de 1,5 mm ou 1,75 mm e profundidade de perfil de 0,49 mm, apresentam binário de inserção entre 37 N.cm e 75 N.cm e forças de extração superior a 200 N para as posições 1 a 3 e cerca de 20 N.cm e 80 N para a posição 4. Mantendo o passo de 1,75 mm e aumentando a profundidade de perfil para 1 mm não se observou grande alteração dos valores de binário de inserção mas houve um ligeiro aumento das forças de extração. Podemos concluir que, o aumento da profundidade do perfil em implantes de rosca quadrada permite a diminuição do diâmetro do furo de inserção e origina um aumento da estabilidade primária em todas as posições testadas. Por outro lado, o aumento da largura da rosca em implantes de rosca quadrada, de 0,3 mm para 0,5 mm, aumenta a força de extração para valores superiores a 200 N, Tabela 3.25 a 3.28. Os implantes M5, rosca em V, com 12 mm de comprimento de inserção no osso recetor, conduziram a valores muito próximos daqueles encontrados para os implantes de rosca quadrada. Assim, as roscas em V e forma de rosca quadrada são as configurações mais favoráveis para a utilização em implantes dentários e respetiva colocação em osso esponjoso<sup>44,45</sup>. Dando especial ênfase na Posição 4, onde o osso é maioritariamente esponjoso, existe um aumento de cerca de 30 N nos implantes de rosca quadrada com 1 mm de profundidade, comparativamente com os outros implantes acima referidos. Estes resultados estão relacionados, essencialmente, com o menor número de filetes de rosca que os implantes de rosca quadrada possuem em comparação com os implantes em V, permitindo diminuir o diâmetro do furo de inserção no osso e assim aumentar o contato na interface osso-implante, concordando com os resultados obtidos por Geng et al.<sup>44,45</sup> Nesse estudo, os autores, através do método de simulação numérica, compararam quatro tipos de rosca de implantes dentários, rosca em

V, rosca fina e dois tipos de rosca quadrada com largura de filete de rosca de 0,24 e 0,36 mm, num modelo de mandíbula humana. Os resultados mostram que a rosca em forma de V e a rosca quadrada mais larga apresentam menores concentrações de tensões em comparação com a rosca fina e com a forma de rosca quadrada mais estreita em osso esponjoso. Todavia, em osso cortical não foram mostradas diferenças entre os vários tipos de rosca estudados. Assim sendo, a rosca em V e a rosca quadrada são as configurações mais favoráveis para a utilização em implantes dentários, e respectiva colocação em osso esponjoso<sup>44,45</sup>.

Outros autores, Chun et al., em 2002, através do mesmo método de análise, estudaram o efeito da distribuição das tensões no osso maxilar circundante, de modo a tentar encontrar a forma de rosca ideal para uma distribuição uniforme das tensões. Sendo neste caso a rosca quadrada aquela que apresentou menor concentrações de tensões<sup>56</sup>.

Nos estudos de Vairo G. et Sannino G., em 2013, foi observado que a rosca trapezoidal induz estados de compressão e tração em ambas as regiões do osso cortical e do osso esponjoso mais favoráveis comparativamente com a forma de dentes de serra<sup>51</sup>. Neste contexto, concluiu-se que devem ser utilizadas roscas para minimizar as concentrações de tensões na interface osso-implante. Além disso, as roscas deverão permitir uma melhor estabilidade e um maior contato de área de superfície do implante<sup>9</sup>.

No nosso estudo foram essencialmente estudados dois tipos de rosca, a rosca em V e a rosca quadrada e os resultados seguem o mesmo padrão dos resultados observados na literatura<sup>44,45,56</sup>. Foi verificado por Steigenga J. et al., em 2004, que os implantes dentários com a forma da rosca quadrada apresentam um contato maior osso-implante quando comparados com a forma da rosca em V e trapézio invertido<sup>63</sup>.

Outro parâmetro importante no macro *design* dos implantes dentários é o conceito da rosca múltipla. Alguns fabricantes introduziram implantes de rosca múltipla de duas e três entradas, permitindo aumentar a velocidade de inserção do implante. Sendo assim, o conceito de rosca múltipla permite e favorece a manutenção do passo da rosca e a resistência mecânica na interface osso-implante<sup>9</sup>. Quanto aos implantes com rosca múltipla em V de 2 entradas, obtiveram-se valores na ordem dos 40 N.cm para o binário de inserção nas posições de 1 a 3 e cerca de 12 N.cm na posição 4. Para a posição 2 existiu uma diminuição do binário de inserção embora a força de extração seja significativamente superior à observada para a posição 1 o que apenas pode ser justificado por uma falha em

termos de erro de medição do binário de inserção. Nos implantes com rosca múltipla de 3 entradas, obtiveram-se binários de inserção para as posições de 1 a 3, na ordem dos 45 N.cm a 52 N.cm, enquanto que, para a posição 4, foi de cerca de 15 N.cm. Quer em termos de binário de inserção quer em termos de força de extração, estatisticamente não se pode afirmar que haja um aumento ou diminuição com a variação do número de entradas da rosca do implante. Por outro lado, há um ligeiro aumento da força de extração da posição 1 para a posição 2 e uma estagnação para a posição 3. Como era esperado, também a força de extração apresenta baixos valores para a posição 4 em ambos os tipos de rosca. Contudo, o maior número de entradas possibilita uma maior velocidade de inserção do implante devido ao maior ângulo de inclinação do filete.

Através dos resultados obtidos neste estudo, podemos concluir que, em termos de força de extração para a posição 2, os implantes com rosca múltipla de duas entradas apresentam menor estabilidade primária do que implantes com rosca múltipla de três entradas, pois a força de extração é consideravelmente menor. No que respeita à posição 1 os valores são semelhantes pelo que não se pode tirar esta mesma conclusão. Todavia para as posições 3 e 4, os implantes com rosca múltipla de duas entradas apresentam maior estabilidade primária, P3: 213 N e P4: 63,3 N, quando comparados com os implantes de rosca múltipla de três entradas, P3: 198,5 N e P4: 60,8 N, diferindo do encontrado na literatura<sup>70</sup>. Este facto pode dever-se a motivos de falha de maquinação dos implantes ou a falha na inserção dos mesmos.

Ma et al., em 2007, estudaram o efeito da rosca múltipla na estabilidade primária dos implantes dentários comparando cinco implantes idênticos mas com filetes de rosca diferentes (rosca simples, rosca múltipla de duas entradas e rosca múltipla de três entradas). Estes implantes tinham um passo de filete constante igual a 0,8 mm e permitiram concluir, através de métodos numéricos, que os implantes de rosca simples são mais favoráveis em termos de estabilidade primária, seguidos dos implantes de rosca múltipla de duas entradas e por fim os implantes com rosca múltipla de três entradas<sup>70</sup>. Pode-se concluir que a colocação mais rápida dos implantes compromete o sucesso da aplicação dos mesmos, uma vez que o aumento do número de entradas da rosca, implica um aumento da velocidade de inserção dos implantes no osso recetor, mas como consequência disso diminui a estabilidade primária.

A utilização de novos *designs* pode e deve ser sempre uma alavanca para a melhoria da estabilidade dos implantes dentários. É sabido que a estabilidade primária depende fortemente dos fatores geométricos dos implantes, no entanto, a melhoria da estabilidade secundária pode ser conseguida através do impulso dado à interação biológica que possa ocorrer na interface osso-implante. Neste sentido, a criação de implantes que possibilitem uma boa estabilidade primária e que, ao mesmo tempo, possam melhorar a interação biológica na interface osso-implante, são uma clara mais-valia para a correção da estrutura dentária. Assim foram criados implantes com furos transversais e perpendiculares entre si de diâmetro igual a 1,5 mm, com o objetivo de inserir um material osteoindutor que melhore a ligação osso-implante (Figura 2.22). Como esperado e atendendo à diminuição da área de contacto em cerca de 7,1 mm<sup>2</sup>, o binário de inserção e a força de extração, para estes implantes, sofreram uma ligeira queda, Tabelas 3.31 e 3.32, que será corrigida em termos de estabilidade secundária através da melhoria da interface osso-implante.

Para os implantes com novo *design* em hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm, ranhura de 2 mm e diâmetro interior de 2,5 mm foi observado um ligeiro aumento do binário de inserção e da força de extração, Tabelas 3.33 e 3.34. Atendendo a tratar-se de um implante auto roscante, o comprimento do furo inicial no osso foi diminuído conduzindo desta forma a uma força adicional para a inserção do implante. Ainda assim, este aumento de binário poderia não conduzir a uma melhoria da força de extração visto poder ocorrer deterioração do osso durante a inserção. Agora, havendo um ligeiro aumento da força de extração conjugado com um elevado aumento da possível área de interface osso-implante pode facilmente alcançar-se uma boa estabilidade primária e melhorar significativamente a estabilidade secundária. Contudo, deve haver sempre uma preocupação latente aquando do aumento do binário de inserção pois, segundo Trisi et al.<sup>25</sup>, em 2009, o aumento do binário de inserção reduz a micro movimentação dos implantes dentários, e que esta em osso de baixa densidade é elevada, o que tem um efeito negativo no processo da integração óssea.

Neste contexto os implantes com novo *design*, em efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm, espaço entre hélices de 2 mm e diâmetro interior de 2,5 mm, apresentaram os seguintes valores para a resistência ao arrancamento: P1: 175,3 N e P4: 121,3 N. Com a variação apenas de alguns parâmetros deste novo *design*, em efeito da hélice auto roscante, com o espaço entre hélices de 1,5 mm e diâmetro interior de 2 mm, foram: P1: 200,0 N e P4: 120,3 N. Os novos *designs* proporcionam uma boa estabilidade

primária pois o efeito da hélice auto roscante, permite a inserção dos mesmos apenas com um pequeno furo sendo uma das desvantagens o efeito cortante do osso recetor, reduzindo assim o valor da estabilidade primária, mas possivelmente o efeito da estabilidade secundária, não seria o mesmo, uma vez que as células do tecido ósseo se interligavam com a superfície do implante.

Comparando os implantes comerciais, Titanium Fix WP 515, Tabela 3.37 e 3.38, com os implantes M5x16 verifica-se que os resultados obtidos não diferem muito. Para os implantes comerciais de diâmetro 4,1 mm, Sweden & Martina, E2-410-115-T, obtiveram-se valores ligeiramente mais baixos nas várias posições: P1: 141,5 N, P2: 177,5 N, P3: 212,6 N, quando comparados com os implantes M4 com 12 mm de inserção e apenas na posição 4 existiu um aumento da força de extração. Estes resultados podem explicar-se pela ligeira diminuição do comprimento de inserção que, para os implantes comerciais, é de 11,5 mm mas são ao mesmo tempo contrariados pelo maior diâmetro dos implantes comerciais, 4,1 mm, e uma variação do passo de 0,7 para 0,6 mm. De acordo com Chowdhary et al., em 2011, o tipo de implantes com passo de rosca pequeno, não melhora de forma significativa a estabilidade primária ou secundária<sup>122</sup>. Por outro lado, Orsini et al., em 2012, concluíram que a utilização de implantes com menor passo pode ser benéfico em termos de ancoragem mecânica inicial em osso de baixa densidade<sup>123</sup>.

Comparando os implantes comerciais Titanium Fix e os Sweden & Martina, verifica-se que se mantém o passo, varia o comprimento de inserção de 12 para 11,5 mm e o diâmetro de 5 para 4,1 mm o que corresponde a uma diminuição da área de contacto, proporcionando uma diminuição dos valores do binário de inserção e da força de extração.

Os resultados encontrados neste estudo estão de acordo com a literatura, que indica que diferentes áreas de contacto entre osso-implante, afetam a estabilidade primária, e esta é influenciada pelos vários fatores do macro *design* dos implantes dentários<sup>125,126</sup>.

O passo de rosca, refere-se à distância entre o centro de um filete de rosca e o centro do próximo filete medido paralelamente ao eixo do parafuso<sup>9</sup>, sendo o passo da rosca considerado um dos fatores mais importantes no macro *design* dos implantes dentários, devido ao seu efeito sobre a área de superfície dos implantes<sup>65</sup>.

Neste estudo, mantendo o diâmetro de 5 mm e o comprimento de inserção de 12 mm e variando o passo entre 0,5, 0,6 e 0,8 mm, foi mostrado que os implantes cilíndricos com

rosca em V e passo de 0,8 mm apresentam maiores forças de extração e, por sua vez, melhor estabilidade primária, Tabela 3.17 e 3.18, devido essencialmente ao facto de que o osso esponjoso é mais sensível às tensões criadas pela variação do passo de rosca do que o osso cortical. Ainda neste contexto Kong et al.<sup>68</sup>, em 2006, através de simulação numérica, consideraram que o passo da rosca de 0,8 mm é o ideal para alcançar a estabilidade primária e para a criação do nível ótimo de tensões em implantes dentários cilíndricos com a forma da rosca em V. Concluindo também que o passo de rosca é um fator do macro *design* que desempenha um papel na proteção do implante dentário sob condições de carga axial, e que devem ser evitados passos de rosca com grandes dimensões.

Têm sido realizados alguns estudos com o objetivo de relacionar o binário de inserção com a força de extração, para verificar de que modo o binário de inserção conseguia prever a fixação dos implantes dentários no osso recetor<sup>104-107,119,120</sup>. De acordo com alguns autores, existe uma relação direta entre o binário de inserção e a força de extração axial<sup>105-107</sup>, por outro lado, outros autores não observaram esta relação<sup>104,119,120</sup>. Neste estudo, existiu uma coincidência de resultados para o binário de inserção e a força de arrancamento: os implantes com maior binário de inserção, apresentam maiores valores de força de extração. Os maiores valores para ambos os ensaios biomecânicos, foram apresentados pelos implantes com M5x16 mm de diâmetro, com 12 mm de comprimento de inserção no osso recetor, bem como todos os implantes com rosca quadrada, os implantes com novo *design*, os implantes comerciais Titanium Fix WP 515, como se pode verificar nos resultados acima referidos. Por outro lado, os ensaios com os valores menores, foram apresentados pelos implantes métricos M3, M4, M5 com rosca múltipla de 2 e 3 entradas, M5 com dois furos transversais e perpendiculares entre si de diâmetro igual a 1,5 mm, bem como os implantes M5 com um passo de rosca fino e os implantes comerciais Sweden & Martina, E2-410-115-T. Portanto, o estudo efetuado está de acordo com a literatura que mostra uma relação entre o binário de inserção e a força de extração axial<sup>105-107</sup>.

Em relação à análise microscópica do osso recetor, pode-se observar que o osso cortical diminui gradualmente a sua porosidade desde a Posição 1 até à Posição 3. De igual modo, a porosidade do osso esponjoso diminui gradualmente a sua porosidade desde a Posição 1 até à Posição 3. Na Posição 4, existe apenas osso esponjoso com um nível médio de porosidade. Na Figura 3.5 A, é possível verificar uma região com ausência de osso, o que leva a que os resultados de binário de inserção e da força máxima de arrancamento sejam relativamente menores comparativamente com as outras posições. Isto deve-se

essencialmente ao facto que o osso esponjoso ser mais sensível às tensões criadas pela variação do passo de rosca do que o osso cortical<sup>68</sup>.

Assim, os resultados obtidos neste estudo experimental mostram que a densidade óssea existente nas várias posições estudadas da mandíbula de suíno fresca varia, aumenta desde a Posição 1 até à Posição 3. A Posição 4 apresenta menor densidade óssea de todas as posições estudadas, existindo uma relação entre a densidade óssea e os resultados dos ensaios biomecânicos, em termos de binário de inserção e ensaio de arrancamento. Esta relação permite deduzir que quanto maior a densidade do osso, maior o valor do binário de inserção e da força de extração, e vice-versa. Desta forma, a variação dos parâmetros do macro *design* dos implantes dentários, são capazes de promover efeitos distintos em osso com alta e baixa densidades.



## Conclusões

---

Considerando as limitações impostas pelo tipo de estudo efetuado podemos concluir que:

A metodologia desenvolvida neste estudo, bem como o sistema de fixação das mandíbulas poderá ser utilizada em estudos futuros para avaliar comparativamente a estabilidade primária de implantes dentários, em condições que pretendem replicar a situação real.

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.

Estes resultados permitem prever a estabilidade primária dos implantes dentários estudados para o processo de integração óssea, mas não nos permitem estabelecer valores que confirmem o total sucesso da integração do implante no interior do tecido ósseo, ou seja, que a estabilidade secundária seja total, atingida com o desenvolvimento do tecido ósseo, após a remodelação óssea que se segue após a inserção do implante. Embora os novos *designs* aqui apresentados possam contribuir para melhorar a interface osso-implante e deste modo melhorar o sucesso da aplicação a longo prazo dos implantes.

A utilização de implantes com maior 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. Concluindo assim que o aumento do diâmetro e do comprimento foram os que obtiveram melhores resultados devido ao aumento da área de contacto na interface osso-implante.

A forma da rosca do implante dentário influencia o tipo de forças que são transferidos para o osso recetor. As roscas em V e as roscas quadradas são as configurações mais favoráveis para a utilização em implantes dentários, e respetiva colocação em osso esponjoso. Deve realçar-se que os implantes com rosca quadrada, com 5 mm de diâmetro, 25 mm de comprimento, passo de 1,75 mm e profundidade de filete de 1 mm apresentaram os melhores valores de força máxima de arrancamento, na posição 4. Os implantes métricos M5 com rosca em V, 12 mm de comprimento de inserção e passo de 0,8 mm, de uma

forma geral, são os que apresentam melhores resultados para os valores da força máxima de arrancamento.

Os implantes com novo *design*, com efeito da hélice auto roscante, apresentaram resultados prometedores para a resistência ao arrancamento, resultando numa boa estabilidade primária. Em relação aos implantes com rosca em V, com dois furos transversais e perpendiculares ente si de diâmetro igual a 1,5 mm, apresentaram resistência ao arrancamento ligeiramente mais baixa, devido à diminuição da área de contato, todavia a inserção de material osteoindutor nos dois furos promoverá um aumento da estabilidade primária e da estabilidade secundária.

Em relação à análise microscópica do osso recetor, observou-se que o osso cortical e o osso esponjoso diminuem gradualmente a sua porosidade desde a posição 1 até à posição 3. De um modo geral, pelos resultados obtidos os implantes mais adequados para a utilização nestas três posições são os implantes M5 com 12 mm de inserção no osso. Na posição 4, existe apenas osso esponjoso com um nível médio de porosidade, o que leva a que os resultados de binário de inserção e da força máxima de arrancamento sejam relativamente menores comparativamente com as outras posições. Pode-se concluir pelos resultados obtidos da força de arrancamento, que os implantes mais adequados para a colocação em osso de baixa qualidade, como na posição 4, são os implantes com novo *design*, com efeito da hélice auto roscante, e os implantes com rosca quadrada, com 5 mm de diâmetro, 25 mm de comprimento, passo de 1,75 mm e profundidade de filete de 1 mm.

## *Perspetivas Futuras*

---

- Realização de ensaios dinâmicos em vez de estáticos;
- Realização de ensaios biomecânicos à compressão, para simulação de esforços de mastigação;
- Cultura de células osteoindutoras na superfície dos implantes com furos transversais e perpendiculares entre si de modo a criar uma base sólida e promover o aumento da estabilidade primária;
- Estudo e avaliação da deformação do osso recetor;
- Estudos *in vivo*;
- Caracterização geral da densidade óssea na zona dos implantes, através da tomografia computadorizada;
- Estudo de outros tipos de rosca;
- Projeto e fabrico de novos *designs*.



## *Bibliografia*

---

1. Branemark P-I, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. (1969). Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental Studies. *ScAnd J Plast Raconst Surg.*; 81-100.
2. Dantas C, Reino D, Novaes A, Taba M, Palioto D, Grisi M, Reis A, Souza S. (2012). Evaluation of primary stability of two types of implants installed in standardized porcine bone models, using biomechanical tests and Micro-CT. An in vitro pilot study. *School of Dentistry of Ribeirão Preto*; 80-101.
3. Rokn A, Ghahroudi AR, Mesgarzadeh A, Miremadi A, Yaghoobi S. (2011). Evaluation of stability changes in tapered and parallel wall implants: a human clinical trial. *J Dent*; 186-200.
4. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark P-I. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *In J Oral Surg.*; 387-416.
5. Skalak R, Zhao Y. (2002). Interaction of force-fitting and surface roughness of implants. *Clin Impl Dent Relat Res.*; 219-224.
6. Soballe K, Hansen ES, Brockstedt-Rasmussen H, Bunger C. (1992). Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite coated implants during stable and unstable mechanical conditions. *J Orthop Res.*; 285-299.
7. Smukler-Moncler S, Piatelli A, Favero JA, Dubruille JH. (2000). Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. *Clin Oral Impl Res.*; 12-25.
8. Prado CJ, Neves FD, Soares CJ, Dantas KA, Dantas TS, Naves LZ. (2012). Influence of abutment screw design and surface coating on bending flexural strength of implant set. *Journal of Oral Implantology*.
9. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. (2010). The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res*; 21:129-136.

10. Implantes Dentários, The European Federation of Periodontology. Retirado em 1 Outubro 2013 de <http://www.efp.org/public/dental-implants.html>.
11. Albrektsson T, Branemark, PI, Hansson HA & Lindstrom J. (1981). Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a longlasting, direct bone-to-implant anchorage in the Branemark Ceraone system. *Swedish Dental Journal* 108 (Suppl.): 1–41.
12. Alfarraj Aldosari A, Anil S, Alasqah M, Al Wazzan KA, Al Jetaily SA, Jansen JA. (2013). The Influence of implant geometry and surface composition on bone response. *Clin Oral Implants Res*; 500-505.
13. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB & Liu GR. (2004a). Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *Journal of Oral Rehabilitation*; 233-239.
14. Sohn SH, Jun HK, Kim CS, Kim KN, Chung SM, Shin SW, Ryu JJ & Kim MK. (2006). Biological responses in osteoblast-like cell line according to thin layer hydroxyapatite coatings on anodized titanium. *Journal of Oral Rehabilitation*; 898–911.
15. Anselme K & Biggerelle M. (2006). Statistical demonstration of the relative effect of surface chemistry and roughness on human osteoblast short-term adhesion. *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*; 471–479.
16. Lee BH, Lee C, Kim DG, Choi K, Lee KH & Kim YD. (2008). Effect of surface structure on biomechanical properties and osseointegration. *Materials Science and Engineering: C, Biomimetic materials, sensors and systems*; 1448–1461.
17. Schenk RK & Buser D. (1998). Osseointegration: a reality. *Periodontology 2000*; 22–35.
18. Cooper LF. (2000). A role for surface topography increasing and maintaining bone at titanium endosseous implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 522–534.
19. Gan L, Wang J, Tache A, Valiquette N, Deporter D & Pilliar R. (2004). Calcium phosphate sol-gel-derived thin films on porous-surfaced implants for enhanced osteoconductivity. Part II: short-term in vivo studies. *Biomaterials*; 5313–5321.

20. Caulier H, Van der Waerden JP, Paquay YC, Wolke JG, Kalk W, Naert I & Jansen JA. (1995). Effect of calcium phosphate (ca-p) coatings on trabecular bone response: a histological study. *Journal of Biomedical Materials Research*; 1061–1069.
21. Gottlander M, Johansson CB & Albrektsson T. (1997). Short- and long-term animal studies with a plasma-sprayed calcium phosphate-coated implant. *Clinical Oral Implants Research*; 345–351.
22. Mohammadi S, Esposito M, Hall J, Emanuelsson L, Krozer A & Thomsen P. (2003). Short-term bone response to titanium implants coated with thin radiofrequent magnetron-sputtered hydroxyapatite in rabbits. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*; 241–253.
23. Cho IH, Lee YI, Kim YM. (2009). A comparative study on the accuracy of the devices for measuring the implant stability. *The Journal of Advanced Prosthodontics*; 124-128.
24. Atsumi M, Park SH, Wang HL. (2007). Methods used to assess implant stability: current status. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*; 743-754.
25. Trisi P, Baldoni E, Breardi D. (2009). Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Impl Res*; 467-471.
26. Seong W, Conrad H, Hinrichs J. (2009). Potential damage to bone-implant interface when measuring initial implant stability. *Journal of Periodontal Research*; 1868-1874.
27. Javed F et Romanos G. (2010). The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review, *Journal of Dentistry*; 612-620.
28. Chong L, Khocht A, Suzuki JB, Gaughan J. (2009). Effect of implant design on initial stability of tapered implants. *J Oral Implantol*; 130-135.
29. Koticha T, Fu JH, Chan HL, Wang HL. (2012). Influence of Thread Design on Implant Positioning in Immediate Placement. *Journal Periodontol*; 1420-1422.
30. Rokn A, Ghahroudi AR, Mesgarzadeh A, Miremadi A, Yaghoobi S. (2011). Evaluation of stability changes in tapered and parallel wall implants: a human clinical trial. *J Dent*; 186-200.

31. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. (2000). Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 675-690.
32. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. (2004). Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Impl Res*; 474-480.
33. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. (2001). Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implant Res*; 423-432.
34. Misch CE. (1988). Bone character - Second vital implant criterion. *Dent Today*, 39-44.
35. Misch CE. (1990). Density of bone – Effect on treatment plans, surgical approach, and progressive bone loading. *Int J Implant*; 23-31.
36. Linkow LI et Chercheve R. (1970). Theories and techniques of oral implantology. *St Louis, Mosby*, v. 1.
37. Engfors I, Ortop A, Jemt T. (2004). Fixed implant-supported prostheses in elderly patients: a 5-year retrospective study of 133 edentulous patients older than 79 years. *Clin Impl Dentist and Rel Res*; 190-198.
38. De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L. (2006). Single-tooth replacement: is a 3-unit fixed partial denture still an option? A 20-year retrospective study. *Int J Prosthodont*; 567-573.
39. Turkyilmaz I. (2006). Clinical and radiological results of patient treated with two loading protocols for mandibular overdentures on Branemark implants. *J Clin Periodontol*; 233-238.
40. Jemt T, Lekholm U. (1995). Implant treatment in edentulous maxilla: a five-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *In J Oral Maxillofac Impl*; 303-311.
41. Kaptein MCA, De Lange GL, Blijdorp PA. (1999). Peri-implant tissue health in reconstructed atrophic maxillae – report of 88 patients and 470 implants. *J Oral Rehabilitation*; 464-474.

42. Norton RM, Gamble C. (2001). Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Impl Res*. 79-84.
43. Turkyilmaz I, Utku A, McGlumphy EA. (2008). Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: A clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data. *Clinical Implant Dentist and Rel Res*; 231-237.
44. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB & Liu GR. (2004a). Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *Journal of Oral Rehabilitation*; 233-239.
45. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB & Liu GR. (2004b). Finite element analysis of an osseointegrated stepped screw dental implant. *Journal of Oral Implantology*; 223- 233.
46. Cunha LV, (2008). Desenho Técnico. Lisboa: Fundação Calouste Gulbenkian. 14ª edição.
47. Branemark P-I, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallén O, Ohman A. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 year period. *Scand J Plast Reconst Surg*; 1-132.
48. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U. (1992). A new self-tapping Branemark implant: clinical and radiographic evaluation. *Int Journal Oral Maxillofacial Implants*; 80-85.
49. Buchs AU, Hahn J, Vassos DM. (1995). Interim clinical study report: a threaded, hydroxylapatite-coated implant—five year post-restoration safety and efficacy. *J Oral Implantol*; 266-274.
50. Strong JT, Misch CE, Bidez MW, Nalluri P. (1998). Functional surface area: thread-form parameter optimization for implant body design. *Compend Contin Educ Dent.*; 4-9.
51. Vairo G et Sannino G. (2013). Comparative Evaluation of Osseointegrated Dental Implants Based on Platform-Switching Concept: Influence of Diameter, Length, Thread Shape, and In-Bone Positioning Depth on Stress-Based Performance. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*; 1-16.

52. Hansson S & Werke M. (2003). The implant thread as a retention element in cortical bone: The effect of thread size and thread profile: a finite element study. *Journal of Biomechanics*; 1247–1258.
53. Prendergast PJ & Huiskes R. (1996). Microdamage and osteocyte-lacuna strain in bone: a microstructural finite element analysis. *Journal of Biomechanical Engineering*; 240–246.
54. Brunski JB. (1999). In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Advances in Dental Research*; 99–119.
55. Bumgardner JD, Boring JG, Cooper RC Jr, Gao C, Givaruangsawat S, Gilbert JA, Misch CM & Stefflik DE. (2000). Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models. *Implant Dentistry*; 252–260.
56. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y & Kim MH. (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*; 565–574.
57. Misch CE, Strong T & Bidez MW. (2008). Scientific rationale for dental implant design. In: *Misch CE, ed. Contemporary Implant Dentistry*. 3 edition, 200–229. St Louis: Mosby.
58. Lemons J. (1993). Biomaterials in Implant Dentistry. *Contemporary Implant Dentistry*.
59. Barbier L & Schepers E. (1997). Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*; 215–223.
60. Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J & Ellingsen JE. (2001). The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical Oral Implants Research*; 207–218.
61. Bolind PK, Johansson CB, Becker W, Langer L, Sevetz EB Jr & Albrektsson TO. (2005). A descriptive study on retrieved non-threaded and threaded implant designs. *Clinical Oral Implants Research*; 447–455.

62. Kohn DH. (1992). Overview of factors important in implant design. *Journal of Oral Implantology*; 204–219.
63. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FH Jr & Wang HL. (2004). Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *Journal of Periodontology*; 1233–1241.
64. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG & Smith RS. (1984). Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *American Journal of Orthodontics*; 95–111.
65. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE & Wang HL. (2003). Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dentistry*; 306–317.
66. Motoyoshi M, Yano S, Tsuruoka T & Shimizu N. (2005). Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant. A finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research*; 480–485.
67. Chung SH, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Lee JB, Han JS, Han CH, Rhyu IC & Lee SJ. (2008). Effects of implant geometry and surface treatment on osseointegration after functional loading: a dog study. *Journal of Oral Rehabilitation*; 229–236.
68. Kong L, Liu BL, Hu KJ, Li DH, Song YL, Ma P & Yang J. (2006). Optimized thread pitch design and stress analysis of the cylinder screwed dental implant. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*; 509-515.
69. Liang DK, Wang JH, Ma QS, Lu YP & Zhu RF. (2002). The influence of the screw thread and the height of constraints on the stress distribution around dental implants by using three-dimensional finite element analysis. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*; 324–326.
70. Ma P, Liu HC, Li DH, Lin S, Shi Z & Peng QJ. (2007). Influence of helix angle and density on primary stability of immediately loaded dental implants: Three-dimensional finite element analysis. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*; 618–621.
71. Joseph E. Shigley, Charles R. Mischke, Richard G. Budynas. (2005). Projeto de Engenharia Mecânica. *Bookman*; 7ª edição; 386-421.

72. Módulo da Crista. A Periodontal Expert. Retirado em 4 Novembro 2013 de <http://perioan.blogspot.pt/2006/02/platform-switch-to-preserve-crestal.html>.
73. Mailath G, Stoiber B, Watzek G & Matejka M. (1989). Bone resorption at the entry of osseointegrated implants – a biomechanical phenomenon. Finite element study. *Zeitschrift fur Stomatologie*; 207–216.
74. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH & Bosman F. (1993). A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Archives of Oral Biology*; 491–496.
75. Bozkaya D, Muftu S & Muftu A. (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 523–530.
76. Schrotenboer J, Tsao YP, Kinariwala V & Wang HL. (2008). Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. *Journal of Periodontology*; 2166–2172.
77. Wolff J. (1892). *The Laws of Bone Remodeling*. Berlin: Springer.
78. Ozkir SE, Terzioglu H. (2012). Macro design effects on stress distribution around implants: a photoelastic stress analysis. *Indian J Dent Res*; 603-607.
79. Kang YI, Lee DW, Park KH, Moon IS. (2012). Effect of thread size on the implant neck area: preliminary results at 1 year of function. *Clin Oral Implants Res*; 1147-1151.
80. Hermann JS, Schoolfield JD, Nummikoski PV, Buser D, Schenk RK & Cochran DL. (2001). Crestal bone changes around titanium implants: a methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*; 475–485.
81. Hanggi MP, Hanggi DC, Schoolfield JD, Meyer J, Cochran DL & Hermann JS. (2005). Crestal bone changes around titanium implants. Part i: a retrospective radiographic evaluation in humans comparing two non-submerged implant designs with different machined collar lengths. *Journal of Periodontology*; 791–802.

82. Quirynen M, Naert I & van Steenberghe D. (1992). Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the branemark system. *Clinical Oral Implants Research*; 104–111.
83. Andersson B. (1995). Implants for single-tooth replacement. A clinical and experimental study on the Branemark Ceraone system. *Swedish Dental Journal*; 1–41.
84. Jung YC, Han CH & Lee KW. (1996). A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*; 811–818.
85. Vaillancourt H, Pilliar RM & McCammond D. (1995). Finite element analysis of crestal bone loss around porous-coated dental implants. *Journal of Applied Biomaterials*; 267–282.
86. Hansson S. (1999). The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clinical Oral Implants Research*; 394–405.
87. Palmer RM, Palmer PJ & Smith BJ. (2000). A 5-year prospective study of astra single tooth implants. *Clinical Oral Implants Research*; 179–182.
88. Abrahamsson I & Berglundh T. (2006). Tissue characteristics at microthreaded implants: an experimental study in dogs. *Clinical Implant Dentistry & Related Research*; 107–113.
89. Lee DW, Choi YS, Park KH, Kim CS & Moon IS. (2007). Effect of microthread on the maintenance of marginal bone level: a 3-year prospective study. *Clinical Oral Implants Research*; 465–470.
90. Bozkaya D, Muftu S. (2003). Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *Journal of Biomechanics*; 1649–1658.
91. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 422-431.
92. Drago CJ. (1992). Rates of osseointegration of dental implants with regard to anatomical location. *J Prosthodont*; 29-31.

93. Partes de implantes dentários. Dicionário Dental. Retirado em 29 Outubro 2013 de <http://dicionariodental.com/pilar-do-implante-dentario/>.
94. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. (2007). Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res*; 581-584.
95. Lazzara RJ, Porter SS. (2006). Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent*; 9-17.
96. Natali AN, Pavan PG. (2003). Numerical approach to dental biomechanics. In: Natali AN, editor. *Dental biomechanics*. London: Taylor & Francis; 211-239.
97. Natali AN, Pavan PG. (2002). A comparative analysis based on different strength criteria for evaluation of risk factor for dental implants. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*; 127-133.
98. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *Journal Prosthet Dent*; 20-25.
99. Mohammed Ibrahim M, Thulasingam C, Nasser KS, Balaji V, Rajakumar M, Rupkumar P. (2011). Evaluation of design parameters of dental implant shape, diameter and length on stress distribution: a finite element analysis. *Journal Indian Prosthodont Soc*; 165-171.
100. Meredith N. (1998). Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont*; 491-501.
101. Rabel A, Kohler SG, Schmidt-Westhausen AM. (2007). Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Invest*; 257-265.
102. Teixeira AB, Beja GB, Shimano AC, Macedo AP, Oliscovicz NF, Reis AC. (2013). Influence of the ultimate torsion on the geometry of dental implants. *Braz Dent J*; 213-217.

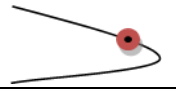
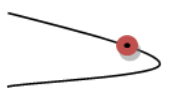
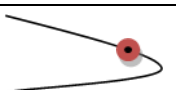


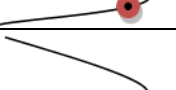
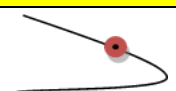
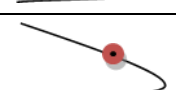

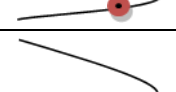
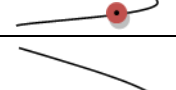
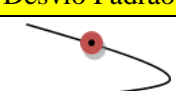
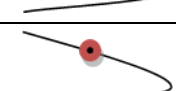
103. Hsu CC, Chao CK, Wang JL, Hou SM, Tsai YT, Lin J. (2005). Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses. *Journal Orthopaedic Research*; 788-794.
104. Inceoglu S, Ferrara L, McLain RF. (2004). Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. *Spine J*; 513-518.
105. Boyle JM, Frost DE, Foley WL, Grady JJ. (1993a). Comparison between uniaxial pull-out tests and torque measurement of 2.0 mm self-tapping screws. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*; 129-133.
106. Boyle JM, Frost DE, Foley WL, Grady JJ. (1993b). Torque and pullout analysis of six currently available self-tapping and “emergency” screws. *J Oral Maxillofac Surg*; 45-50.
107. Zdeblick TA, Kunz DN, Cooke ME, McCabe R. (1993). Pedicle screw pullout strength. Correlation with insertional torque. *Spine J*; 1673-1676.
108. Cochran DL. (1999). A comparison of endosseous dental implant surfaces. *J Periodontol*; 1523-1539.
109. Fernández E, Gil FJ, Aparicio C, Nilsson M, Sarda S, Rodriguez D, et al. (2003). Materials in dental implantology. In: Natali AN, editor. *Dental biomechanics*. London: Taylor & Francis; 69-89.
110. Edson Bini, Ivone D. Rabello I. (2005). Manual práctico de máquinas ferramenta. *Hemus*; 123-134.
111. Boggan RS, Strong JT, Misch CE & Bidez MW. (1999). Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 436-440.
112. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. (2003). Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Impl Res*; 515-527.
113. Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. (2004). Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. A clinical RFA study with SLA ITI implants. *Clin Oral Impl Res*; 529-539.

114. Abshire BB, McLain Rf, Valdevit A, Kambic HE. (2001). Characteristics of pullout failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back-out. *The Spine Journal*; 408-414.
115. Morand M, Irinakis T. (2007). The Challenge of Implant Therapy in the Posterior Maxilla: Providing a Rationale for the use of Short Implants. *Journal of Oral Implantology*. 257-266.
116. T. Degorce. (2000). Les implantes de larges diamètres. Part I: intérêts et indications. *Synergie Prothétique*; 365-377.
117. Binon PP. (2000). Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Impl*; 76-95.
118. Salmória KK, Tanaka OM, Guariza-Filho O, Camargo ES, de Souza LT, Maruo H. (2008). Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 790.e15-790.e22.
119. Lawson KJ, Brems J. (2001). Effect of insertion torque on bone screw pullout strength. *Orthopedics*; 451-454.
120. Kwok AW, Finkelstein JA, Woodside T, Hearn TC, Hu RW. (1996). Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone. *Spine*; 2429-2434.
121. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. (1995). Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin Oral Implants Res*; 213-219.
122. Chowdhary R, Jimbo R, Thomsen C, Carlsoon L, Wennerberg A. (2011). Biomechanical evaluation of macro and micro designed screw-type implants: an insertion torque and removal torque study in rabbits. *Clin Oral Impl Res*; 1-5.
123. Orsini E, Giavaresi G, Trirè A, Ottani V, Salgarello S. (2012). Dental implant thread pitch and its influence on the osseointegration process: an in vivo comparison study. *Int J Oral Maxillofac Impl*; 383-392.

124. Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, Al-Nawas B, Wagner W. (2006). Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindric screw-type implant in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 560-566.
125. Lan TH, Du JK, Pan CY, Lee HE, Chung WH. (2012). Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. *Clin Oral Invest*; 363-369.
126. Kim SJ, Kim MR, Rim JS, Chung SM, Shin SW. (2010). Comparison of implant stability after different implant surface treatments in dog bone. *J Appl Oral Sci*; 415-420.
127. Zamarioli A, Simões PA, Shimano AC, Defino HLA. (2008). Insertion torque and pullout strength of vertebral screws with cylindrical and conic core. *Rev Bras Ortop*; 452-459.



Tabela 4.1. Valores da força de extração dos parafusos M3x10x0,5 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Passo (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Força de extração (N)
3	10	6	0,5	1 E		37,6
3	10	6	0,5	1 E		67,1
3	10	6	0,5	1 E		26,8
3	10	6	0,5	1 D		37,6
3	10	6	0,5	1 D		101,9
3	10	6	0,5	1 D		61,7
					Média	46,1
					Desvio Padrão	17,3
3	10	6	0,5	2 E		37,6
3	10	6	0,5	2 E		42,9
3	10	6	0,5	2 D		29,5
3	10	6	0,5	2 D		32,2
3	10	6	0,5	2 D		48,3
					Média	38,1
					Desvio Padrão	7,7
3	10	6	0,5	3 E		136,8
3	10	6	0,5	3 E		136,8

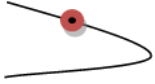
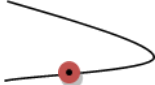





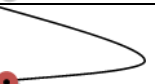
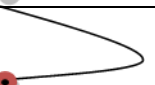
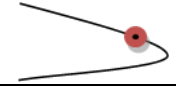
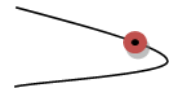
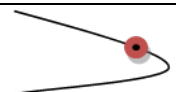


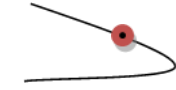
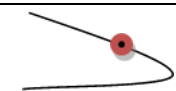
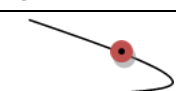

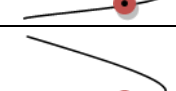
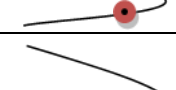
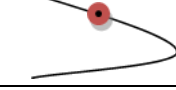
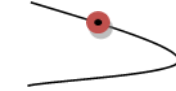
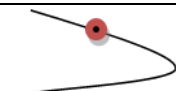
3	10	6	0,5	3 E		131,5
3	10	6	0,5	3 D		120,7
3	10	6	0,5	3 D		190,5
					Média	143,3
					Desvio Padrão	27,2
3	10	6	0,5	4 E		0
3	10	6	0,5	4 E		0
3	10	6	0,5	4 E		0
3	10	6	0,5	4 D		0
3	10	6	0,5	4 D		0
3	10	6	0,5	4 D		0
					Média	0,0
					Desvio Padrão	0,0

Tabela 4.2. Valores da força de extração dos parafusos M3x20x0,5 mm com 9 mm de comprimento inserido no osso.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Passo (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Força de extração (N)
3	20	9	0,5	1 E		67,1
3	20	9	0,5	1 E		150,2
3	20	9	0,5	1 E		155,6
3	20	9	0,5	1 D		77,8
3	20	9	0,5	1 D		91,2
					Média	108,4
					Desvio Padrão	41,6
3	20	9	0,5	2 E		48,3
3	20	9	0,5	2 E		112,7
3	20	9	0,5	2 E		128,8
3	20	9	0,5	2 D		72,4
3	20	9	0,5	2 D		142,2
3	20	9	0,5	2 D		85,8
					Média	108,4
					Desvio Padrão	29,1
3	20	9	0,5	3 E		42,9
3	20	9	0,5	3 E		101,9
3	20	9	0,5	3 E		177,1

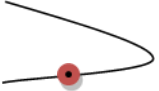
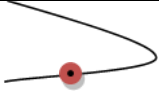
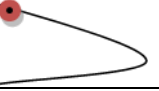
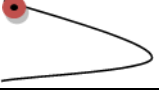
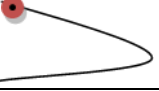
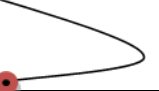
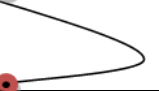
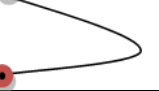
3	20	9	0,5	3 D		37,6
3	20	9	0,5	3 D		160,9
					Média	146,7
					Desvio Padrão	39,6
3	20	9	0,5	4 E		32,2
3	20	9	0,5	4 E		0
3	20	9	0,5	4 E		24,1
3	20	9	0,5	4 D		29,5
3	20	9	0,5	4 D		37,6
3	20	9	0,5	4 D		18,8
					Média	28,4
					Desvio Padrão	7,3

Tabela 4.3. Valores da força de extração dos parafusos M3x20x0,5 mm com 12 mm de comprimento inserido no osso.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Passo (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Força de extração (N)
3	20	12	0,5	1 E		150,2
3	20	12	0,5	1 E		187,8
3	20	12	0,5	1 E		99,3
3	20	12	0,5	1 D		177,1
3	20	12	0,5	1 D		152,9
3	20	12	0,5	1 D		182,4
					Média	158,3
					Desvio Padrão	32,8
3	20	12	0,5	2 E		230,7
3	20	12	0,5	2 E		198,5
3	20	12	0,5	2 E		220,0
3	20	12	0,5	2 D		211,9
3	20	12	0,5	2 D		273,6
3	20	12	0,5	2 D		222,7
					Média	226,2
					Desvio Padrão	25,7
3	20	12	0,5	3 E		246,8
3	20	12	0,5	3 E		201,2

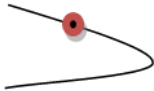
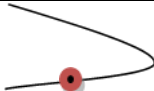
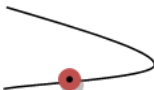
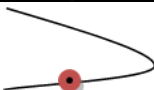
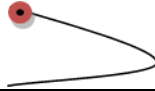
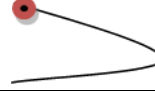




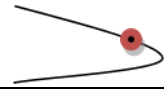
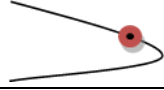
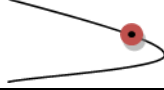
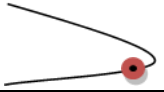


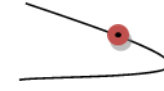
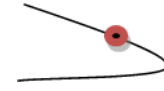
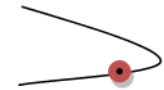
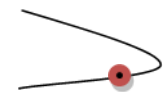
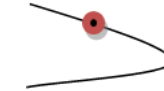
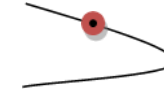
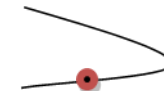
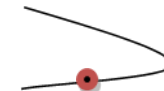
3	20	12	0,5	3 E		211,9
3	20	12	0,5	3 D		53,7
3	20	12	0,5	3 D		214,6
3	20	12	0,5	3 D		211,9
					Média	217,3
					Desvio Padrão	17,3
3	20	12	0,5	4 E		83,2
3	20	12	0,5	4 E		0
3	20	12	0,5	4 E		0
3	20	12	0,5	4 D		45,6
3	20	12	0,5	4 D		88,5
3	20	12	0,5	4 D		61,7
					Média	69,8
					Desvio Padrão	19,8

Tabela 4.4. Valores da força de extração dos parafusos M4x10x0,7 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Passo (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Força de extração (N)
4	10	6	0,7	1 E		61,7
4	10	6	0,7	1 E		179,7
4	10	6	0,7	1 E		107,3
4	10	6	0,7	1 D		118,1
4	10	6	0,7	1 D		115,4
4	10	6	0,7	1 D		101,9
					Média	114,0
					Desvio Padrão	38,1
4	10	6	0,7	2 E		80,5
4	10	6	0,7	2 E		150,2
4	10	6	0,7	2 D		118,1
4	10	6	0,7	2 D		77,8
					Média	106,6
					Desvio Padrão	34,4
4	10	6	0,7	3 E		158,3
4	10	6	0,7	3 E		198,5
4	10	6	0,7	3 D		83,2
4	10	6	0,7	3 D		112,7
					Média	138,2
					Desvio Padrão	50,7



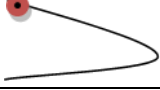
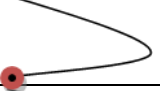
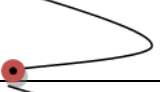


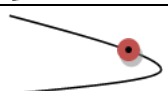


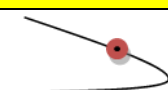
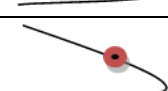
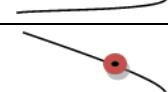
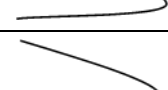
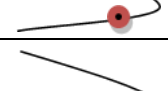
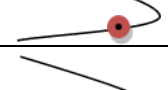

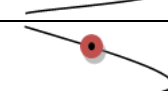
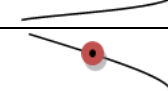
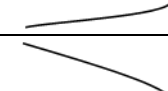
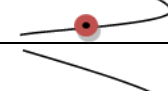
4	10	6	0,7	4 E		13,4
4	10	6	0,7	4 E		0
4	10	6	0,7	4 E		0
4	10	6	0,7	4 D		0
4	10	6	0,7	4 D		0
4	10	6	0,7	4 D		24,1
					Média	18,8
					Desvio Padrão	7,6

Tabela 4.5. Valores da força de extração dos parafusos M4x12x0,7 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Passo (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Força de extração (N)
4	12	9	0,7	1 E		104,6
4	12	9	0,7	1 E		220,0
4	12	9	0,7	1 E		160,9
4	12	9	0,7	1 D		118,1
					Média	150,9
					Desvio Padrão	52,0
4	12	9	0,7	2 E		109,9
4	12	9	0,7	2 E		195,8
4	12	9	0,7	2 E		236,1
4	12	9	0,7	2 D		150,2
4	12	9	0,7	2 D		136,8
4	12	9	0,7	2 D		126,1
					Média	159,2
					Desvio Padrão	47,7
4	12	9	0,7	3 E		228,1
4	12	9	0,7	3 E		209,3
4	12	9	0,7	3 E		193,2
4	12	9	0,7	3 D		211,9
4	12	9	0,7	3 D		126,1

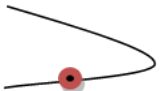



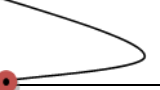
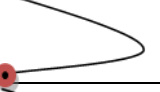

4	12	9	0,7	3 D		134,1
					Média	183,8
					Desvio Padrão	43,1
4	12	9	0,7	4 E		42,9
4	12	9	0,7	4 E		0
4	12	9	0,7	4 E		0
4	12	9	0,7	4 D		0
4	12	9	0,7	4 D		0
4	12	9	0,7	4 D		40,2
					Média	41,6
					Desvio Padrão	1,90

Tabela 4.6. Valores da força de extração dos parafusos M4x16x0,7 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Passo (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Força de extração (N)
4	16	12	0,7	1 E		220,0
4	16	12	0,7	1 E		222,7
4	16	12	0,7	1 E		195,8
4	16	12	0,7	1 D		230,7
4	16	12	0,7	1 D		230,7
4	16	12	0,7	1 D		193,2
					Média	215,5
					Desvio Padrão	16,9
4	16	12	0,7	2 E		220,0
4	16	12	0,7	2 E		249,5
4	16	12	0,7	2 E		206,6
4	16	12	0,7	2 D		222,7
4	16	12	0,7	2 D		238,8
					Média	227,5
					Desvio Padrão	16,8
4	16	12	0,7	3 E		246,8
4	16	12	0,7	3 E		300,5
4	16	12	0,7	3 E		211,9
4	16	12	0,7	3 D		230,7

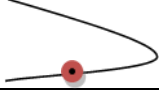

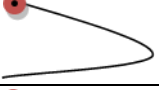
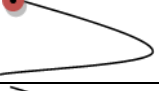



4	16	12	0,7	3 D		206,6
					Média	224,0
					Desvio Padrão	18,4
4	16	12	0,7	4 E		5,4
4	16	12	0,7	4 E		18,8
4	16	12	0,7	4 E		37,6
4	16	12	0,7	4 D		0
4	16	12	0,7	4 D		0
4	16	12	0,7	4 D		32,2
					Média	23,5
					Desvio Padrão	14,4

Tabela 4.7. Valores da força de extração dos parafusos M5x10x0,8 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Passo (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Força de extração (N)
5	10	6	0,8	1 E		40,2
5	10	6	0,8	1 E		104,6
5	10	6	0,8	1 E		93,9
5	10	6	0,8	1 D		64,4
5	10	6	0,8	1 D		75,1
5	10	6	0,8	1 D		75,1
					Média	75,6
					Desvio Padrão	22,6
5	10	6	0,8	2 E		88,5
5	10	6	0,8	2 E		83,2
5	10	6	0,8	2 E		107,3
5	10	6	0,8	2 D		48,3
5	10	6	0,8	2 D		61,7
5	10	6	0,8	2 D		99,3
					Média	88,0
					Desvio Padrão	17,4
5	10	6	0,8	3 E		177,1
5	10	6	0,8	3 E		83,2
5	10	6	0,8	3 E		45,6

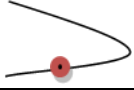
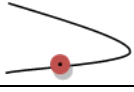
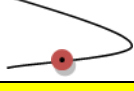
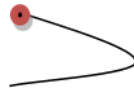
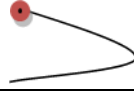
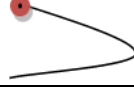



5	10	6	0,8	3 D		109,9
5	10	6	0,8	3 D		32,2
5	10	6	0,8	3 D		72,4
					Média	110,7
					Desvio Padrão	47,0
5	10	6	0,8	4 E		0
5	10	6	0,8	4 E		69,7
5	10	6	0,8	4 E		0
5	10	6	0,8	4 D		29,5
5	10	6	0,8	4 D		34,9
5	10	6	0,8	4 D		0
					Média	44,7
					Desvio Padrão	21,9

Tabela 4.8. Valores da força de extração dos parafusos M5x12x0,8 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Passo (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Força de extração (N)
5	12	9	0,8	1 E		203,9
5	12	9	0,8	1 E		222,7
5	12	9	0,8	1 E		83,2
5	12	9	0,8	1 D		179,7
5	12	9	0,8	1 D		193,2
5	12	9	0,8	1 D		161,0
					Média	192,1
					Desvio Padrão	23,4
5	12	9	0,8	2 E		217,3
5	12	9	0,8	2 E		217,3
5	12	9	0,8	2 E		101,9
5	12	9	0,8	2 D		193,2
5	12	9	0,8	2 D		185,1
5	12	9	0,8	2 D		182,4
					Média	199,1
					Desvio Padrão	17,1
5	12	9	0,8	3 E		241,4
5	12	9	0,8	3 E		209,3
5	12	9	0,8	3 E		217,3

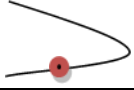
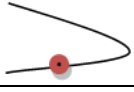
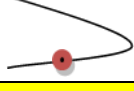
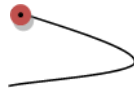
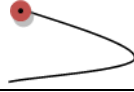
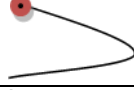
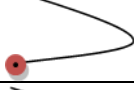
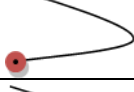

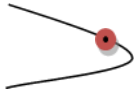
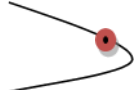
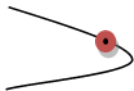
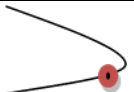
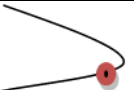
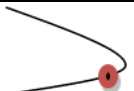
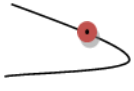
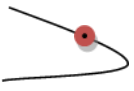
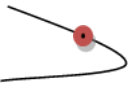
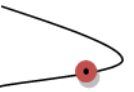
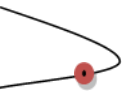

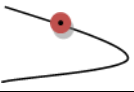
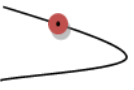
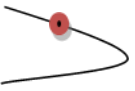
5	12	9	0,8	3 D		273,6
5	12	9	0,8	3 D		220,0
5	12	9	0,8	3 D		203,9
					Média	227,6
					Desvio Padrão	26,0
5	12	9	0,8	4 E		0
5	12	9	0,8	4 E		61,7
5	12	9	0,8	4 E		37,6
5	12	9	0,8	4 D		21,5
5	12	9	0,8	4 D		0
5	12	9	0,8	4 D		72,4
					Média	48,3
					Desvio Padrão	23,1

Tabela 4.9. Valores da força de extração dos parafusos M5x16x0,8 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Passo (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Força de extração (N)
5	16	12	0,8	1 E		238,8
5	16	12	0,8	1 E		187,8
5	16	12	0,8	1 E		83,2
5	16	12	0,8	1 D		155,6
5	16	12	0,8	1 D		206,6
5	16	12	0,8	1 D		134,1
					Média	211,1
					Desvio Padrão	25,8
5	16	12	0,8	2 E		238,8
5	16	12	0,8	2 E		230,7
5	16	12	0,8	2 E		217,3
5	16	12	0,8	2 D		26,8
5	16	12	0,8	2 D		177,1
5	16	12	0,8	2 D		174,4
					Média	207,6
					Desvio Padrão	30,2
5	16	12	0,8	3 E		75,1
5	16	12	0,8	3 E		230,7
5	16	12	0,8	3 E		295,1

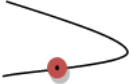
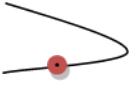
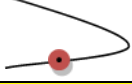


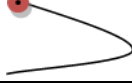
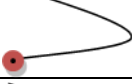

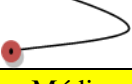
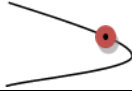
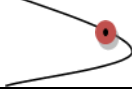
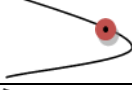
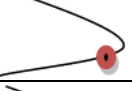
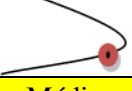
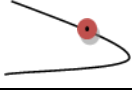
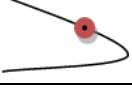
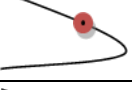
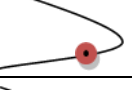
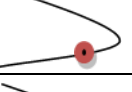
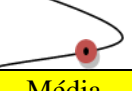
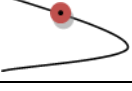
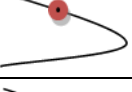

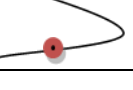
5	16	12	0,8	3 D		29,5
5	16	12	0,8	3 D		193,2
5	16	12	0,8	3 D		222,7
					Média	235,4
					Desvio Padrão	42,9
5	16	12	0,8	4 E		185,1
5	16	12	0,8	4 E		0
5	16	12	0,8	4 E		29,5
5	16	12	0,8	4 D		24,1
5	16	12	0,8	4 D		61,7
5	16	12	0,8	4 D		211,9
					Média	85,4
					Desvio Padrão	90,2

Tabela 4.10. Valores da força de extração dos parafusos M5x25x0,75 mm com rosca múltipla de 2 entradas.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Passo (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Força de extração (N)
5	25	12	0,75	1 E		101,9
5	25	12	0,75	1 E		233,4
5	25	12	0,75	1 E		139,5
5	25	12	0,75	1 D		147,5
5	25	12	0,75	1 D		144,9
					Média	133,5
					Desvio Padrão	21,3
5	25	12	0,75	2 E		0
5	25	12	0,75	2 E		120,7
5	25	12	0,75	2 E		75,1
5	25	12	0,75	2 D		187,8
5	25	12	0,75	2 D		0
5	25	12	0,75	2 D		42,9
					Média	154,3
					Desvio Padrão	47,4
5	25	12	0,75	3 E		201,2
5	25	12	0,75	3 E		166,3
5	25	12	0,75	3 E		225,3
5	25	12	0,75	3 D		206,6

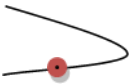
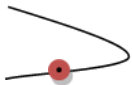



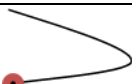


5	25	12	0,75	3 D		265,6
5	25	12	0,75	3 D		91,2
					Média	213,0
					Desvio Padrão	36,3
5	25	12	0,75	4 E		18,8
5	25	12	0,75	4 E		40,2
5	25	12	0,75	4 E		85,8
5	25	12	0,75	4 D		0
5	25	12	0,75	4 D		144,9
5	25	12	0,75	4 D		26,8
					Média	63,3
					Desvio Padrão	52,5

Tabela 4.11. Valores da força de extração dos parafusos M5x25x0,83 mm com rosca múltipla de 3 entradas.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Passo (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Força de extração (N)
5	25	12	0,83	1 E		169,0
5	25	12	0,83	1 E		104,6
5	25	12	0,83	1 E		158,3
5	25	12	0,83	1 D		150,2
5	25	12	0,83	1 D		72,4
5	25	12	0,83	1 D		126,1
					Média	141,6
					Desvio Padrão	26,0
5	25	12	0,83	2 E		201,2
5	25	12	0,83	2 E		292,4
5	25	12	0,83	2 E		61,7
5	25	12	0,83	2 D		169,0
5	25	12	0,83	2 D		222,7
5	25	12	0,83	2 D		233,4
					Média	206,6
					Desvio Padrão	28,4
5	25	12	0,83	3 E		96,6
5	25	12	0,83	3 E		0
5	25	12	0,83	3 E		112,7

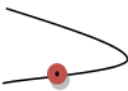
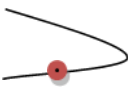
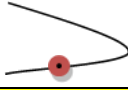
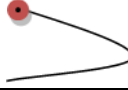
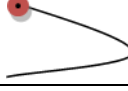


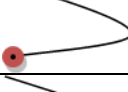

5	25	12	0,83	3 D		163,6
5	25	12	0,83	3 D		233,4
5	25	12	0,83	3 D		134,1
					Média	198,5
					Desvio Padrão	49,3
5	25	12	0,83	4 E		72,4
5	25	12	0,83	4 E		0
5	25	12	0,83	4 E		107,3
5	25	12	0,83	4 D		80,5
5	25	12	0,83	4 D		45,6
5	25	12	0,83	4 D		59,0
					Média	73,0
					Desvio Padrão	23,3

Tabela 4.12. Valores da força de extração dos parafusos M5x25x0,5 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Passo (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Força de extração (N)
5	25	12	0,5	1 E		142,2
5	25	12	0,5	1 E		139,5
5	25	12	0,5	1 E		139,5
5	25	12	0,5	1 D		115,4
5	25	12	0,5	1 D		152,9
5	25	12	0,5	1 D		107,3
					Média	132,8
					Desvio Padrão	17,5
5	25	12	0,5	2 E		241,4
5	25	12	0,5	2 E		244,1
5	25	12	0,5	2 E		83,2
5	25	12	0,5	2 D		217,3
5	25	12	0,5	2 D		244,1
5	25	12	0,5	2 D		61,7
					Média	236,8
					Desvio Padrão	13,0
5	25	12	0,5	3 E		230,7
5	25	12	0,5	3 E		201,2
5	25	12	0,5	3 E		190,5

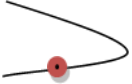
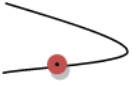
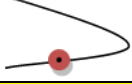


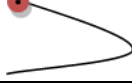
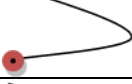

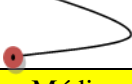
5	25	12	0,5	3 D		198,5
5	25	12	0,5	3 D		56,3
5	25	12	0,5	3 D		268,3
					Média	217,8
					Desvio Padrão	32,1
5	25	12	0,5	4 E		45,6
5	25	12	0,5	4 E		118,1
5	25	12	0,5	4 E		18,8
5	25	12	0,5	4 D		99,3
5	25	12	0,5	4 D		59,0
5	25	12	0,5	4 D		18,8
					Média	59,9
					Desvio Padrão	41,3

Tabela 4.13. Valores da força de extração dos parafusos M5x25x1,5 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Passo (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Força de extração (N)
5	25	12	1,5	1 E		220,0
5	25	12	1,5	1 E		128,8
5	25	12	1,5	1 E		198,5
5	25	12	1,5	1 D		225,3
5	25	12	1,5	1 D		174,4
5	25	12	1,5	1 D		211,9
					Média	206,0
					Desvio Padrão	20,4
5	25	12	1,5	2 E		201,2
5	25	12	1,5	2 E		201,2
5	25	12	1,5	2 E		171,7
5	25	12	1,5	2 D		163,6
5	25	12	1,5	2 D		252,2
5	25	12	1,5	2 D		220,0
					Média	209,3
					Desvio Padrão	29,6
5	25	12	1,5	3 E		206,6
5	25	12	1,5	3 E		214,6

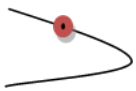
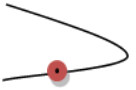
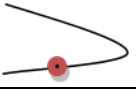
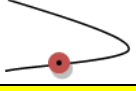
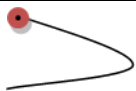
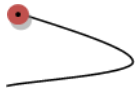
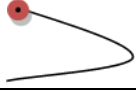

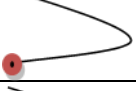

5	25	12	1,5	3 E		211,9
5	25	12	1,5	3 D		182,4
5	25	12	1,5	3 D		177,1
5	25	12	1,5	3 D		220,0
					Média	207,1
					Desvio Padrão	14,6
5	25	12	1,5	4 E		0
5	25	12	1,5	4 E		136,8
5	25	12	1,5	4 E		96,6
5	25	12	1,5	4 D		126,1
5	25	12	1,5	4 D		99,3
5	25	12	1,5	4 D		40,2
					Média	99,8
					Desvio Padrão	37,5

Tabela 4.14. Valores da força de extração dos parafusos M5x25x1,75 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Passo (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Força de extração (N)
5	25	12	1,75	1 E		220,0
5	25	12	1,75	1 E		220,0
5	25	12	1,75	1 E		193,2
5	25	12	1,75	1 D		228,0
5	25	12	1,75	1 D		220,0
5	25	12	1,75	1 D		182,4
					Média	210,6
					Desvio Padrão	18,3
5	25	12	1,75	2 E		185,1
5	25	12	1,75	2 E		171,7
5	25	12	1,75	2 E		225,3
5	25	12	1,75	2 D		190,5
5	25	12	1,75	2 D		220,0
5	25	12	1,75	2 D		211,9
					Média	206,6
					Desvio Padrão	17,9
5	25	12	1,75	3 E		211,9
5	25	12	1,75	3 E		230,7

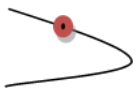
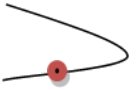
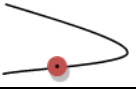
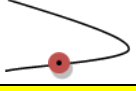
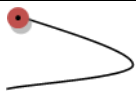
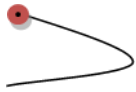
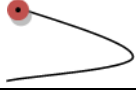



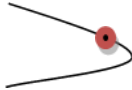
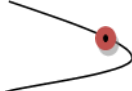
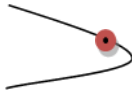
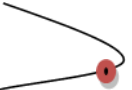
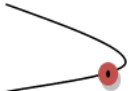
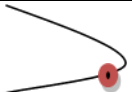
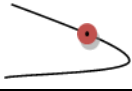
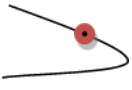
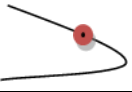
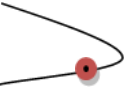
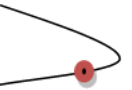
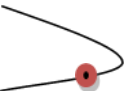
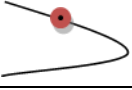
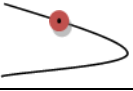
5	25	12	1,75	3 E		217,3
5	25	12	1,75	3 D		209,3
5	25	12	1,75	3 D		214,6
5	25	12	1,75	3 D		220,0
					Média	217,3
					Desvio Padrão	7,6
5	25	12	1,75	4 E		139,5
5	25	12	1,75	4 E		160,9
5	25	12	1,75	4 E		40,2
5	25	12	1,75	4 D		42,9
5	25	12	1,75	4 D		128,8
5	25	12	1,75	4 D		72,4
					Média	97,5
					Desvio Padrão	52,3

Tabela 4.15. Valores da força de extração dos parafusos M5x25x1,75 mm com rosca quadrada e com profundidade de perfil igual a 1 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Passo (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Força de extração (N)
5	25	12	1,75	1 E		220,0
5	25	12	1,75	1 E		134,1
5	25	12	1,75	1 E		214,6
5	25	12	1,75	1 D		220,0
5	25	12	1,75	1 D		198,5
5	25	12	1,75	1 D		209,3
					Média	212,5
					Desvio Padrão	9,0
5	25	12	1,75	2 E		217,3
5	25	12	1,75	2 E		179,7
5	25	12	1,75	2 E		228,0
5	25	12	1,75	2 D		217,3
5	25	12	1,75	2 D		187,8
5	25	12	1,75	2 D		225,3
					Média	215,1
					Desvio Padrão	16,0
5	25	12	1,75	3 E		220,0
5	25	12	1,75	3 E		214,6

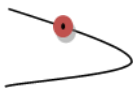
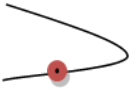
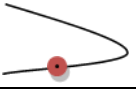
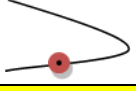
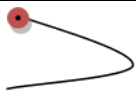
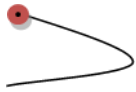
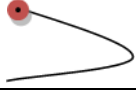



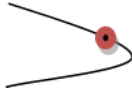
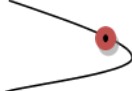
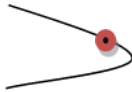
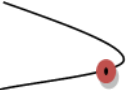
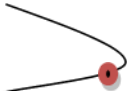
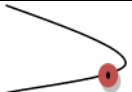
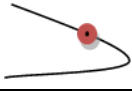
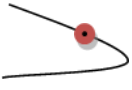
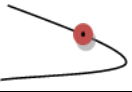
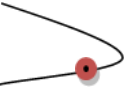
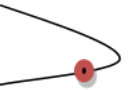
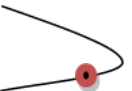
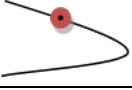
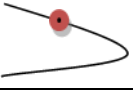
5	25	12	1,75	3 E		195,8
5	25	12	1,75	3 D		150,2
5	25	12	1,75	3 D		198,5
5	25	12	1,75	3 D		195,8
					Média	205,0
					Desvio Padrão	11,5
5	25	12	1,75	4 E		88,5
5	25	12	1,75	4 E		160,9
5	25	12	1,75	4 E		150,2
5	25	12	1,75	4 D		85,8
5	25	12	1,75	4 D		203,9
5	25	12	1,75	4 D		118,0
					Média	120,7
					Desvio Padrão	34,5

Tabela 4.16. Valores da força de extração dos parafusos M5x25x1,5 mm com dois furos transversais de diâmetro igual a 1,5 mm e perpendiculares entre si e com profundidade de perfil igual a 0,49 mm.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Passo (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Força de extração (N)
5	25	12	0,8	1 E		152,9
5	25	12	0,8	1 E		158,3
5	25	12	0,8	1 E		128,8
5	25	12	0,8	1 D		169,0
5	25	12	0,8	1 D		158,3
5	25	12	0,8	1 D		107,3
					Média	159,6
					Desvio Padrão	6,8
5	25	12	0,8	2 E		182,4
5	25	12	0,8	2 E		198,5
5	25	12	0,8	2 E		206,6
5	25	12	0,8	2 D		190,5
5	25	12	0,8	2 D		152,9
5	25	12	0,8	2 D		211,9
					Média	190,5
					Desvio Padrão	21,3
5	25	12	0,8	3 E		193,2
5	25	12	0,8	3 E		169,0

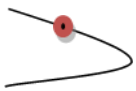
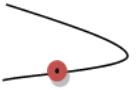
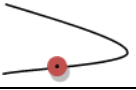
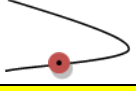
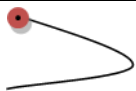
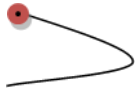
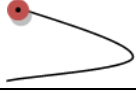



5	25	12	0,8	3 E		211,9
5	25	12	0,8	3 D		144,9
5	25	12	0,8	3 D		179,7
5	25	12	0,8	3 D		193,2
					Média	189,4
					Desvio Padrão	16,2
5	25	12	0,8	4 E		26,8
5	25	12	0,8	4 E		136,8
5	25	12	0,8	4 E		61,7
5	25	12	0,8	4 D		85,8
5	25	12	0,8	4 D		37,6
5	25	12	0,8	4 D		120,7
					Média	78,2
					Desvio Padrão	44,4

Tabela 4.17. Valores da força de extração dos parafusos com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 2 mm e diâmetro interior de 2,5 mm.

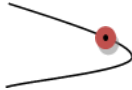
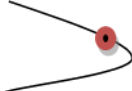
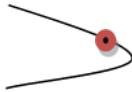
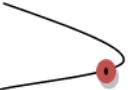
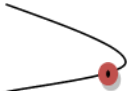
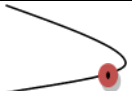
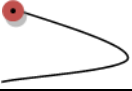
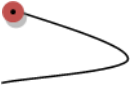
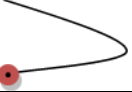


Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Passo (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Força de extração (N)
5	25	12	0,8	1 E		163,6
5	25	12	0,8	1 E		182,4
5	25	12	0,8	1 E		177,1
5	25	12	0,8	1 D		158,3
5	25	12	0,8	1 D		203,9
5	25	12	0,8	1 D		166,3
					Média	175,3
					Desvio Padrão	16,6
5	25	12	0,8	4 E		48,3
5	25	12	0,8	4 E		45,6
5	25	12	0,8	4 D		152,9
5	25	12	0,8	4 D		120,7
5	25	12	0,8	4 D		238,8
					Média	121,3
					Desvio Padrão	80,4

Tabela 4.18. Valores da força de extração dos parafusos com efeito da hélice auto roscante, com passo exterior de 5 mm com espaço entre hélices de 1,5 mm e diâmetro interior de 2 mm.

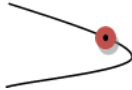
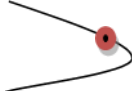
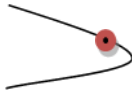
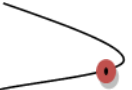
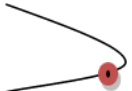
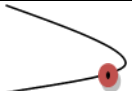
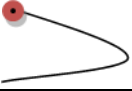
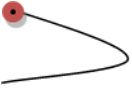
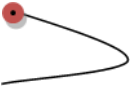



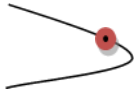
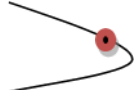
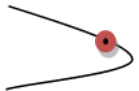
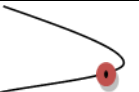
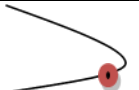

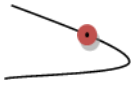
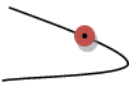
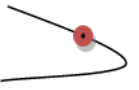
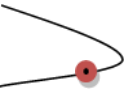
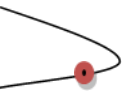
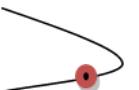
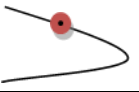
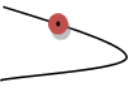
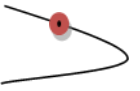
Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Passo (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Força de extração (N)
5	25	12	0,8	1 E		110,0
5	25	12	0,8	1 E		187,8
5	25	12	0,8	1 E		220,0
5	25	12	0,8	1 D		99,3
5	25	12	0,8	1 D		185,1
5	25	12	0,8	1 D		206,6
					Média	200,0
					Desvio Padrão	16,5
5	25	12	0,8	4 E		64,4
5	25	12	0,8	4 E		115,4
5	25	12	0,8	4 E		171,7
5	25	12	0,8	4 D		53,7
5	25	12	0,8	4 D		131,5
5	25	12	0,8	4 D		185,1
					Média	120,3
					Desvio Padrão	54,0

Tabela 4.19. Valores da força de extração dos implantes comerciais Titanium Fix, WP 515.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Passo (mm)	Posição de colocação	Esquema representativo	Força de extração (N)
5	25	12	0,6	1 E		238,8
5	25	12	0,6	1 E		185,1
5	25	12	0,6	1 E		220,0
5	25	12	0,6	1 D		220,0
5	25	12	0,6	1 D		198,5
5	25	12	0,6	1 D		211,9
					Média	207,1
					Desvio Padrão	15,1
5	25	12	0,6	2 E		214,6
5	25	12	0,6	2 E		185,1
5	25	12	0,6	2 E		203,9
5	25	12	0,6	2 D		236,1
5	25	12	0,6	2 D		220,0
5	25	12	0,6	2 D		80,5
					Média	211,9
					Desvio Padrão	19,0
5	25	12	0,6	3 E		211,9
5	25	12	0,6	3 E		209,3
5	25	12	0,6	3 E		230,7

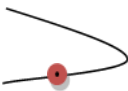
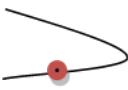
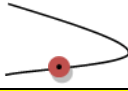
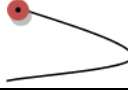
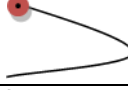


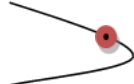
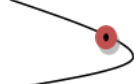
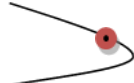
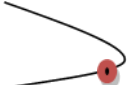

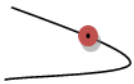
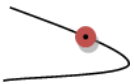
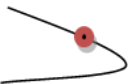
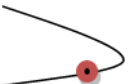


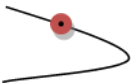
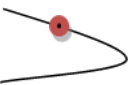
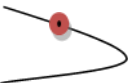
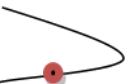
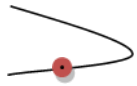
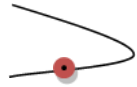
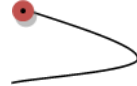
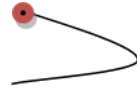
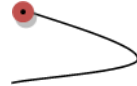



5	25	12	0,6	3 D		289,7
5	25	12	0,6	3 D		201,2
5	25	12	0,6	3 D		134,1
					Média	213,3
					Desvio Padrão	12,5
5	25	12	0,6	4 E		0
5	25	12	0,6	4 E		120,7
5	25	12	0,6	4 D		42,9
5	25	12	0,6	4 D		64,4
					Média	76,0
					Desvio Padrão	40,2

Tabela 4.20. Valores da força de extração dos implantes comerciais Sweden & Martina, E2-410-115-T.

Diâmetro (mm)	Comprimento total (mm)	Comprimento de inserção no osso (mm)	Passo (mm)	Posição de colocação	Esquema Representativo	Força de extração (N)
4,1	23	11,5	0,6	1 E		139,5
4,1	23	11,5	0,6	1 E		147,5
4,1	23	11,5	0,6	1 E		147,5
4,1	23	11,5	0,6	1 D		131,5
4,1	23	11,5	0,6	1 D		193,2
					Média	141,5
					Desvio Padrão	7,7
4,1	23	11,5	0,6	2 E		144,9
4,1	23	11,5	0,6	2 E		252,2
4,1	23	11,5	0,6	2 E		177,1
4,1	23	11,5	0,6	2 D		179,7
4,1	23	11,5	0,6	2 D		206,6
4,1	23	11,5	0,6	2 D		177,1
					Média	177,1
					Desvio Padrão	21,9
4,1	23	11,5	0,6	3 E		236,1
4,1	23	11,5	0,6	3 E		252,2
4,1	23	11,5	0,6	3 E		217,3
4,1	23	11,5	0,6	3 D		273,6

4,1	23	11,5	0,6	3 D		211,9
4,1	23	11,5	0,6	3 D		185,1
					Média	212,6
					Desvio Padrão	21,1
4,1	23	11,5	0,6	4 E		0
4,1	23	11,5	0,6	4 E		0
4,1	23	11,5	0,6	4 E		75,1
4,1	23	11,5	0,6	4 D		0
4,1	23	11,5	0,6	4 D		104,6
4,1	24	11,5	0,6	4 D		32,2
					Média	70,6
					Desvio Padrão	36,4