

Universidade de Lisboa
Faculdade de Medicina Dentária



Efeito da profundidade das espiras de dois tipos de implantes de
titânio na estabilidade primária em diferentes densidades ósseas
- estudo *in vitro*

Francisco José Rufino Cavaco

Orientadores:

Professor Doutor André Gonçalo Coutinho Rodrigues Moreira

Professor Doutor Filipe Marinho Ferraz Freitas

Dissertação

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2024

Universidade de Lisboa
Faculdade de Medicina Dentária



Efeito da profundidade das espiras de dois tipos de implantes de
titânio na estabilidade primária em diferentes densidades ósseas
- estudo *in vitro*

Francisco José Rufino Cavaco

Orientadores:

Professor Doutor André Gonçalo Coutinho Rodrigues Moreira

Professor Doutor Filipe Marinho Ferraz Freitas

Dissertação

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2024

“The future belongs to those who believe in the beauty of their dreams”

Eleanor Roosevelt.

Agradecimentos

Um agradecimento especial, como não podia deixar de ser, aos meus pais, àqueles que mais amo nesta vida e que nunca me deixaram faltar forças para continuar.

Aos meus amigos, que tornaram toda esta jornada muito mais divertida e leve, sem eles não me teria tornado na pessoa que sou hoje.

Ao Professor Doutor André Moreira, por ser uma verdadeira referência na área da Implantologia Oral e por todo o apoio, dedicação e disponibilidade constante um grande obrigado.

Ao Professor Doutor Filipe Freitas, por ter aceitado o desafio de colaborar neste projeto e por toda a disponibilidade demonstrada.

A todos os professores, um obrigado por contribuírem no crescimento do meu conhecimento e no meu amor por esta área incrível.

Ao meu amigo Diogo Fernandes, que me acompanhou e apoiou durante os cinco anos desta jornada tanto na faculdade como fora. Sem a tua companhia, ajuda e dedicação a esta dupla que se tornou numa grande amizade nada disto teria sido possível. A ti um grande Obrigado.

Resumo

Objetivo: Avaliar a influência da profundidade das espiras de implantes dentários de titânio na estabilidade primária em diferentes densidades ósseas.

Materiais e Métodos: No presente estudo *in vitro* foram colocados dois implantes dentários com diferente profundidade de espiras, Straumann® Bone Level Tapered (BLT) (passo de rosca de 0,8 mm e profundidade das espiras de 0,3 mm) e Straumann® BLX (passo de rosca de 1,125 mm e profundidade de espiras crescente de 0,5 a 1,7 mm), num corpo de prova com cinco densidades diferentes. Foram seguidos de forma rigorosa os protocolos cirúrgicos do fabricante. O implante BLT foi inserido dez vezes em quatro densidades e o implante BLX foi inserido dez vezes em cada uma das cinco densidades. Após inseridos foram realizadas seis medições da estabilidade primária pelo método de análise de frequência de ressonância, com recurso a um dispositivo *Osstell® Beacon*. Para realizar a análise estatística foi utilizado o *software SPSS*, e foi utilizado o teste de Shapiro-Wils, com um grau de significância de 5% para avaliar a normalidade dos dados e escolher o teste estatístico adequado.

Resultados: Os dois tipos de implantes utilizados apresentaram diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) nos valores de *ISQ* entre as diferentes densidades, favorecendo o implante Straumann® BLT. Considerando ambos os implantes individualmente (BLT e BLX), verificaram-se diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) entre as diferentes densidades ósseas, tendo sido obtidos maiores valores de *ISQ* para maiores densidades ósseas.

Conclusões: Os implantes com menor profundidade de espiras apresentaram valores médios de estabilidade primária mais elevados. A maior profundidade de espiras não aumenta a estabilidade primária mesmo em osso de baixa densidade. Outros fatores como o passo de rosca dos implantes e a densidade óssea parecem contribuir para o aumento da estabilidade mecânica dos implantes dentários no momento da sua colocação.

Palavras-chave: Densidade Óssea, Implantes Dentários, Análise de Frequência de Ressonância, Titânio.

Abstract

Objective: Evaluate the influence of the depth of titanium dental implant threads on primary stability in different bone densities.

Materials and Methods: In the present in vitro study, two dental implants with different thread depths were placed, the Straumann® Bone Level Tapered (BLT) (0.8 mm thread pitch and 0.3 mm thread depth) and the Straumann® BLX (1.125 mm thread pitch and increasing thread depth from 0.5 to 1.7 mm), in a test block with five different densities. The manufacturer's surgical protocols were strictly followed. The BLT implant was inserted ten times in four densities, and the BLX implant was inserted ten times in each of the five densities. After insertion, six measurements of primary stability were taken using the resonance frequency analysis method, with the Osstell® Beacon device. For statistical analysis, SPSS software was used, and the Shapiro-Wilk test was applied with a significance level of 5% to assess data normality and select the appropriate statistical test.

Results: The two types of implants used showed statistically significant differences ($p < 0.05$) in ISQ values across the different densities, favouring the Straumann® BLT implant. Considering both implants individually (BLT and BLX), statistically significant differences ($p < 0.05$) were observed between the different bone densities, with higher ISQ values being obtained for greater bone densities.

Conclusions: Implants with a shallower thread depth showed higher average values of primary stability. A greater thread depth does not increase primary stability, even in low-density bone. Other factors, such as the implant thread pitch and bone density, appear to contribute to the increase in the mechanical stability of dental implants at the time of their placement.

Keywords: Bone Density, Dental Implants, Resonance Frequency Analysis, Titanium.

Índice

Índice de Tabelas	xv
Índice de Figuras	xvii
Lista de Abreviaturas	xix
1. Introdução	1
1.1 Osteointegração	2
1.2 Métodos de avaliação de estabilidade implantar	4
1.3 Efeito da geometria implantar na estabilidade primária	6
1.4 Caracterização Óssea	7
2. Objetivos e Hipóteses de Estudo	9
3. Materiais e Métodos	11
3.1 Tipo de estudo	11
3.2 Grupos de estudo	11
3.3 Tamanho da Amostra	11
3.4 Implantes	11
3.5 Modelo de Osso	11
3.6 Unidade de perfuração cirúrgica	12
3.7 Protocolo cirúrgico	12
3.8 Medição da Estabilidade Primária	18
3.9 Variáveis do estudo	19
3.10 Análise Estatística	19
4. Resultados	21
4.1 Avaliação Qualitativa da Influência da Profundidade das Espiras dos Implantes na EP	21
4.2 Avaliação Qualitativa da Influência da Densidade Óssea na EP	26
5. Discussão	31
6. Conclusões	35
7. Referências Bibliográficas	37
8. Apêndices	45
9. Anexos	51

Índice de Tabelas

Tabela 1. Distribuição das médias de ISQ, desvio padrão, mínimo, máximo e valor de p	21
Tabela 2. Teste U de Mann-Whitney para avaliar a diferença de estabilidade entre grupo 1 e 2 nos grupos teste.	22
Tabela 3. Teste-t para igualdade de médias para avaliar a diferença de estabilidade entre o grupo 1 e 2, no grupo teste 1.	23
Tabela 4. Teste Kruskal-Wallis para avaliar a diferença de estabilidade entre o grupo 1 e 2, no grupo teste 2.	24
Tabela 5. Teste-t para igualdade de médias para avaliar a diferença de estabilidade entre o grupo 1 e 2, no grupo teste 4.	25
Tabela 6. Teste-t para igualdade de médias para avaliar a diferença de estabilidade entre o grupo 1 e 2, no grupo teste 5.	25
Tabela 7. Teste Kruskal-Wallis para avaliar a diferença de estabilidade do grupo 1 nos grupos teste.	26
Tabela 8. Método Pairwise dos grupos teste, no grupo 1.	27
Tabela 9. Teste ANOVA para avaliar a diferença de estabilidade do grupo 2 nos grupos teste.	29
Tabela 10. Teste de Comparações múltiplas dos grupos teste, no grupo 2.	29
Tabela 11. Valores de ISQ obtidos nas medições da estabilidade do implante BLT, nas diferentes densidades ósseas	49
Tabela 12. Valores de ISQ obtidos nas medições da estabilidade do implante BLX, nas diferentes densidades ósseas	49

Índice de Figuras

Figura 1. Características implante BLT (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) _____	11
Figura 2. Características implante BLX (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) _____	11
Figura 3. Corpo de prova sem cortical _____	11
Figura 5. Unidade Cirúrgica Implante BLX (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) ____	12
Figura 4. Unidade Cirúrgica Implante BLT (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland)____	12
Figura 6. Matriz para marcação dos pontos de eleição _____	12
Figura 7. Ordem de utilização das brocas para osteotomia _____	15
Figura 8. Ordem de utilização das brocas para osteotomia _____	17
Figura 9. Osstell® Beacon (Osstell AB, Göteborg, Sweden) _____	18
Figura 11. SmartPeg tipo 38 _____	18
Figura 10. SmartPeg tipo 54 _____	18
Figura 11. Distribuição das médias de ISQ, por implante e densidade óssea _____	22
Figura 12. Frequência dos valores de ISQ por implante _____	23
Figura 13. Amostras Independentes de Teste de Kruskal-Wallis, para grupo teste 2 _____	24
Figura 14. Amostras Independentes de Teste de Kruskal-Wallis do grupo 1, para grupos teste 1, 2, 4 e 5 _____	27
Figura 15. Comparações pelo Método Pairwise do grupo 1, para grupos de teste 1, 2, 4 e 5 _____	28

Lista de Abreviaturas

% - Percentagem

° - Grau

® - Marca registrada

BLT – *Bone Level Tapered*

cpTi – *Commercial Pure Titanium*

g/cm³ – Grama por centímetro cúbico

ISQ - *Implant stability quotient*

mm – Milímetro(s)

Ncm – *Newton centimeter*

nr/n° – Número

PCF - *Pounds per cubic foot*

ref – Referência

rpm – Rotações por minuto

Ti - *Titanium*

1. Introdução

A percentagem de população com alguma desdentação, em Portugal, tem diminuído ligeiramente ao longo dos últimos 5 anos. Infelizmente, apesar desta redução, este valor ainda continua elevado sendo de 58,9% no ano de 2023. ⁽¹⁾ Uma boa saúde oral deve incluir a ausência de dor, capacidade de mastigar corretamente, facilidade de ingestão e digestão dos alimentos e a ausência dentária compromete esta condição. A ausência dentária não influencia apenas as condições referidas anteriormente, mas também a fala e o sorrir, que apresentam uma elevada influência na autoestima. Os problemas de saúde oral provavelmente têm muito mais influência na qualidade de vida e no bem-estar do indivíduo do que na capacidade da pessoa realizar as suas atividades diárias, como mastigar por exemplo. ⁽²⁾ Ainda assim, estes problemas são uma das causas mais comuns de problemas nutricionais devido ao efeito que desempenham na mastigação e deglutição. ⁽³⁾

Para combater estes problemas, ao longo dos séculos, os métodos de substituição dentária têm vindo a evoluir. Originalmente tentou-se substituir a ausência dentária através do transplante de dentes de um indivíduo para outro, depois através de estruturas que mimetizassem a raiz do dente e até outros tipos de subestruturas ancoradas ao osso foram tidas em conta. As antigas civilizações egípcia e sul-americana fabricavam implantes para substituir os dentes. ⁽⁴⁾ Alguns foram colocados após a morte, e outros durante a vida dos pacientes. Os implantes eram feitos com base em dentes de outros animais ou marfim esculpido. A maioria dos implantes desenvolvidos na década de 60 eram de uma peça e não foi atingida a osteointegração, marcando assim a falha destes. ⁽⁴⁾ Desenvolveu-se entre implante e osso um tecido fibroso que atualmente designamos como fibrointegração e sabemos que este processo não é benéfico, no entanto, na altura foi visto como positivo. ⁽⁴⁾

Após alguns anos, na conferência de 1982, foram introduzidos os implantes endósseos por Branemark e pelos colegas, através da apresentação de um estudo realizado pelos mesmos. Este continha dados de 15 anos de pesquisa baseada em evidência e com acompanhamento clínico de longo prazo. O sucesso na colocação dos implantes foi medido avaliando a perda óssea através de radiografias padronizadas, saúde gengival, função e conforto do paciente. ⁽⁴⁾

Existe uma grande variedade de materiais que são ou foram usados para a confecção de implantes como por exemplo, cerâmica, polímeros, vidro, carbono e metais. Os polímeros foram durante algum tempo uma boa opção até se perceber que as condições mecânicas não

são as melhores e que a resposta biológica é limitada. Relativamente às cerâmicas, estas foram introduzidas por volta de 1960, mas inicialmente eram utilizadas na sua forma pura o que não correspondeu às necessidades. Atualmente as cerâmicas são opções viáveis para a utilização em implantes pois estas são misturadas com outros materiais que potenciam as suas características positivas e as estabilizam. ⁽⁵⁾

Já os metais são provavelmente a forma mais antiga de material usado para implantes dentários e ainda são, de longe, o tipo mais comum de materiais usados na atualidade. Diversos metais e ligas destes são ou foram utilizados para a produção de implantes, como por exemplo, as ligas de ouro que foram as primeiras a ser utilizadas, cobalto-cromo, entre outros. Estes deixaram de ser utilizados devido à sua corrosão que provocava fibrointegração e não a osteointegração como era desejado. ⁽⁵⁾

Atualmente, o titânio e as suas ligas, que foram introduzidos em 1981, substituíram todos os outros metais sendo os mais comumente usados para implantes endósseos, continuando a ser considerados o *gold standard*. ^(5,6) Esta substituição deve-se ao material ser biocompatível, de baixa densidade e apresentar boas propriedades mecânicas. O titânio apresenta quatro composições diferentes que variam devido à pureza e à quantidade de oxigénio. Estas diferentes constituições fazem variar a resistência à corrosão, ductilidade e rigidez, sendo o que apresenta melhores características mecânicas o Ti6Al4V, mas pelo facto deste libertar pequenas quantidades de alumínio e vanádio a composição cpTi grau 4 é a mais utilizada em implantes. Estas excelentes características mecânicas e biológicas fazem com que o titânio e as suas ligas tenham uma taxa de sucesso bastante elevada. Por apresentar estas excelentes características, desde que o titânio foi implementado, verificou-se um aumento significativo na utilização de implantes na substituição de dentes perdidos. ⁽⁷⁾

1.1 Osteointegração

O conceito de osteointegração surgiu em meados do ano de 1960 através de Per-Ingvar Brånemark, após este e a sua equipa estudarem o processo biomolecular que ocorria quando o titânio era colocado em tecido vivo, num estudo em que os mesmos colocaram parafusos de titânio em maxilares de cães da raça beagle. ⁽⁸⁾ Segundo Brånemark, a osteointegração implica que exista uma união firme, direta e duradoura entre osso vital e o implante de titânio, não existindo tecido interposto entre o implante e o osso. ⁽⁹⁾

Depois de Brånemark, outros autores como Zarb e Albrektsson e Stadelmann et al, contribuíram para a evolução do conceito que atualmente se define como uma união estrutural e funcional direta entre osso vital e um implante em carga. ⁽¹⁰⁾

O processo de osteointegração é composto por diversos eventos celulares e moleculares após a colocação do implante. No primeiro dia ocorre a secreção de fatores de crescimento, migração de osteoblastos indiferenciados e células pluripotentes para a superfície do implante. No segundo dia, ocorre isquemia e necrose do tecido circundante ao implante levando ao recrutamento de neutrófilos e macrófagos. No terceiro e quarto dia, acontece a ativação dos fatores de transcrição dos osteoblastos e a reabsorção do osso necrótico e formação duma interface osso/implante. Ao quinto dia, começa a observar-se a formação de novo osso, início da mineralização e remodelação da matriz. Passado uma semana começa a ser possível perceber uma união entre o osso e o implante e o contacto alcançado é de 35,8%. Ao 16º dia a superfície do implante está completamente revestida por tecido mineralizado, matriz densa e osteóide. No fim do primeiro mês verifica-se uma união completa entre o osso e o implante em que se formou uma camada de tecido composto por fibras de colagénio e osteoblastos, sendo que estas fibras se reposicionam paralelamente à superfície do implante. E passados 3 meses, já está estabelecida uma conexão de osso lamelar maduro com a superfície do implante. ⁽¹¹⁾

Existem diversos fatores que têm influência neste processo, estes podem ser divididos em três grandes grupos, nomeadamente fatores locais e sistémicos associados ao paciente, fatores do próprio implante e as condições cirúrgicas. Os fatores do paciente incluem, a qualidade óssea, tabagismo, radioterapia da cabeça e do pescoço, diabetes, doença periodontal ativa, entre outros. Relativamente ao implante em si, podemos analisar a macrogeometria, microgeometria e o material do implante. Nas condições cirúrgicas podem ser incluídos o tipo de técnica e o trauma realizado durante o procedimento. ⁽¹²⁾

Para além do conceito de osteointegração, existem alguns fatores que também nos ajudam a avaliar o sucesso da osteointegração, sendo os mais utilizados, a mobilidade do implante, presença de dor, radiolucidez, perda de osso em torno do implante (>1,5mm) e grau de satisfação do paciente. ⁽¹³⁾

1.2 Métodos de avaliação de estabilidade implantar

A estabilidade de um implante dentário pode ser dividida em primária e secundária. A estabilidade primária ocorre através da fixação do implante ao osso, apenas por uma questão puramente mecânica e a estabilidade secundária dá-se através da regeneração e remodelação óssea. ⁽¹⁴⁾

A estabilidade primária implantar é definida como a fixação primária adquirida no momento de inserção do implante no leito implantar. ⁽¹⁵⁾ Esta é determinante no processo de osteointegração, pois na sua ausência irá ocorrer insucesso implantar. ⁽¹⁶⁾

Os métodos para medição da estabilidade primária incluem métodos invasivos (análise histológica e histomorfométrica, teste de tensão, teste *pull out/push out* e torque de remoção) e métodos não invasivos (análise de frequência de ressonância, torque de inserção, *periotest*, percepção do clínico, percussão e análise radiográfica).

Os métodos invasivos são inviáveis para uso em prática clínica devido à sua complexidade, agressividade e incompatibilidade da manutenção do implante na cavidade oral do paciente.

A análise histológica e histomorfométrica é um método que necessita de uma amostra de tecido tendo de se realizar uma biópsia. Por esta razão este é um método indicado para estudos não clínicos devido à sua precisão nas medições, mas não é indicado para estudos clínicos, pois o método é bastante invasivo e destrutivo. ^(17, 18, 19)

O teste de tensão consiste na tentativa de separar o osso do implante recorrendo a uma força lateral. ⁽¹⁸⁾

O teste *pull out/push out* só é utilizado para implantes cilíndricos, permite avaliar a capacidade de integração na interface osso implante. Neste teste aplica-se uma força paralela ao implante até o remover. ⁽¹⁸⁾

No torque de remoção o implante é considerado estável quando o torque de remoção é superior a 20Ncm. A sua desvantagem é a elevada probabilidade de quebra da superfície de contacto entre o osso e o implante. ^(18, 20, 21)

Relativamente aos métodos não invasivos, estes são utilizados em estudos clínicos. Apesar de não serem tão precisos como os métodos invasivos, são muito menos agressivos, não são destrutivos e apresentam uma complexidade menor.

A percepção do clínico é um teste que é bastante subjetivo e é mais preciso quanto mais experiente é o clínico. É apenas realizado durante a inserção do implante e o clínico através do torque de inserção consegue perceber se existe ou não boa estabilidade primária. Um bom indicador disso é uma paragem firme no fim da inserção do implante no osso. ⁽¹⁸⁾

A análise radiográfica é bastante utilizada, mas apresenta muitas limitações na percepção da estabilidade primária do implante, principalmente porque uma radiografia convencional é uma imagem em 2 dimensões que não permite visualizar o contacto entre osso e implante na sua extensão total. ⁽¹⁸⁾

A análise de resistência no torque de corte permite perceber através da resistência ao corte do osso qual o tipo de osso onde vai ser colocado o implante e através desta informação prever como será a estabilidade primária. A maior limitação deste teste é só se entender a qualidade óssea durante a preparação do leito implantar. ^(22, 23)

O torque de inserção é utilizado durante a inserção do implante para compreender a qualidade óssea e apenas pode ser utilizado neste momento. Quanto maior o torque de inserção, de uma maneira geral, maior será a estabilidade primária. ^(18, 24)

A análise modal também pode ser denominada de análise de vibração e mede a frequência ou o sinal de deslocamento de um sistema. Permite através dos valores de deslocamento inferir conclusões sobre a estabilidade implantar. ⁽²⁵⁾

O teste de percussão baseia-se no som emitido após uma percussão sobre o implante com um instrumento metálico. Segundo o som emitido o clínico consegue perceber qual o estado de osteointegração, nunca esquecendo que a resposta é relativa e depende muito do clínico e da sua experiência. ^(18, 25)

Através da onda de oscilação pulsada é induzida no implante uma vibração por força pulsada e lida a resposta do implante com o auxílio de um osciloscópio. Sendo que a resposta do implante a este estímulo permite perceber o nível de estabilidade implantar. ⁽²⁶⁾

O Periotest® (Gulden-Medizintechnik, Kleinkirchheim Eschenweg, Germany) quantifica a mobilidade de um implante, medindo a resposta dos tecidos peri-implantares a uma carga definida aplicada ao implante. A resposta a este teste permite compreender a densidade óssea peri-implantar. ⁽²⁷⁾

A análise de frequência de ressonância é um método que permite inferir a estabilidade do implante e a densidade óssea através da colocação de um acessório que se coloca no implante

e que através deste é transmitida uma vibração ao mesmo. A intensidade desta vibração é aumentada até que exista uma resposta no implante, que é rececionada pelo mesmo aparelho. Quanto maior a vibração necessária para uma resposta do implante maior é a interface entre osso e implante. Dentro desta análise os dois aparelhos mais utilizados atualmente são o *Osstell®* (Osstell AB, Göteborg, Sweden) e o *Implomates®*.^(28, 29)

O *Osstell®* é um aparelho que utiliza a tecnologia de frequência de ressonância para medir quanto um implante vibra. A partir desta vibração é possível calcular a estabilidade do implante. Este resultado é apresentado como um valor de *Implant Stability Quotient (ISQ)* de 1-100, sendo que quanto maior o valor, maior a estabilidade do implante. As medições com o *Osstell®* são objetivas permitindo assim obter medidas precisas, repetíveis e sem interferir com o processo de osteointegração.⁽³⁰⁾

Para se considerar que o implante tem alta estabilidade o *ISQ* tem de ser superior a 70, para média estabilidade o valor tem de se encontrar entre 60-69 e se for inferior a 60 o implante apresenta baixa estabilidade.⁽³⁰⁾

De modo a se realizar as medições é necessário um *SmartPeg*, que é um acessório enroscado no implante, que permite transmitir as vibrações ao mesmo. Após a colocação deste acessório, realiza-se uma leitura na direção vestibulo-lingual, com a ponta do aparelho a 2-4 mm de distância do implante e fazendo um ângulo de 45° com o *SmartPeg*. Após esta leitura realiza-se uma segunda, com as mesmas condições exceto a direção que passa a ser mesio-distal. É considerado o menor valor de *ISQ*.⁽³⁰⁾

Para além de todos estes métodos, outros novos têm surgido como por exemplo, teste de impulso convencional, método de impedância eletromecânica, dispositivo de deteção de micro movimento e método de ondas não lineares isoladas.⁽²⁷⁾

1.3 Efeito da geometria implantar na estabilidade primária

Existem diversos fatores que influenciam a estabilidade primária, como densidade óssea, desenho do implante, a técnica cirúrgica, o torque de inserção e o protocolo de instrumentação.⁽²⁹⁾

A geometria implantar desempenha um papel fundamental na estabilidade implantar. Esta divide-se em macrogeometria e microgeometria, sendo a primeira mais influente na estabilidade primária e a segunda na estabilidade secundária.⁽³¹⁾

A macrogeometria divide-se em desenho do colar, forma do implante, geometria das espiras e desenho da plataforma. Relativamente ao desenho do colar este pode ser paralelo, divergente ou convergente e ainda pode variar na rugosidade, sendo liso ou rugoso. A forma do implante divide-se em forma propriamente dita, que pode ser cónico ou cilíndrico, comprimento e diâmetro. Quanto ao desenho da plataforma existem duas opções uma em que o diâmetro do pilar é igual ao do implante na transição e outra em que o diâmetro do pilar na transição é menor, sendo este chamado de *platform switching*.⁽³²⁾ Em relação à geometria das espiras do implante, estas apresentam variantes na sua forma, distância, profundidade e largura e nos ângulos.^(33,34) Podem apresentar forma em v, quadradas, helicoidais ou *buttress*, ter diferentes distâncias entre si, diferentes inclinações e até diferentes profundidades e todos estes fatores referidos parecem apresentar influência na estabilidade primária.⁽³⁴⁾

1.4 Caracterização Óssea

A qualidade e quantidade ósseas variam consoante a região anatómica dos maxilares. A qualidade óssea foi classificada por Lekholm e Zarb em 1985, como: Tipo I - osso cortical homogêneo; Tipo II - camada cortical espessa ao redor de um osso medular denso; Tipo III - camada cortical fina ao redor de um osso medular denso; Tipo IV - fina camada cortical ao redor de um osso medular disperso.⁽³⁵⁾ Este sistema de classificação tornou-se o mais utilizado na área da cirurgia oral com especial foco na implantologia.⁽³⁶⁾

Após esta classificação outras foram surgindo e poucos anos depois, Mish *et al.* apresentaram também a sua, incorporando logo na mesma a localização da classe de osso referida, sendo esta dividida em: Classe 1: Osso cortical denso com pouco osso trabecular, existente na sínfise mandibular; Classe 2: Osso cortical com presença de osso trabecular denso, presente na mandíbula anterior e na maxila; Classe 3: Fina camada cortical envolvendo osso trabecular denso, característico da mandíbula e regiões anterior e posterior da maxila; Classe 4: Osso cuja cortical está ausente ou em baixa quantidade e tecido trabecular pouco denso, mais verificado na maxila posterior; Classe 5: Tecido ósseo imaturo.⁽³⁷⁾

Após estas classificações caracterizou-se o tipo de osso nas respetivas localizações tanto mandibulares como maxilares. A densidade óssea na mandíbula é superior à da maxila em quase todas as localizações, sendo a região com menor densidade óssea da maxila a zona da tuberosidade e a que apresenta maior densidade a zona dos pré-molares. Já na mandíbula a

região de maior densidade é a zona do mento e a de menor densidade é a região retro molar com uma diminuição gradual de densidade de anterior para posterior. ⁽³⁸⁾

2. Objetivos e Hipóteses de Estudo

Considerando a diversidade da macrogeometria dos implantes dentários, este estudo *in vitro* pretende avaliar se, em diferentes densidades ósseas, implantes com maior profundidade de espiras apresentam maior estabilidade primária, quando comparados com implantes com menores profundidades de espiras.

Assim o objetivo primário deste estudo *in vitro* é avaliar a influência da profundidade das espiras na estabilidade primária de dois tipos de implantes dentários em titânio.

As hipóteses em estudo são:

H0: A profundidade das espiras não influencia a estabilidade primária de implantes dentários em titânio.

H1: A profundidade das espiras influencia a estabilidade primária de implantes dentários em titânio.

Como objetivo secundário pretende-se também avaliar a influência da densidade óssea na estabilidade primária de implantes dentários em titânio, com a mesma profundidade de espiras.

As hipóteses em estudo são:

H0: A densidade óssea não influencia a estabilidade primária de implantes dentários em titânio.

H1: A densidade óssea influencia a estabilidade primária de implantes dentários em titânio.

3. Materiais e Métodos:

3.1 Tipo de estudo: Estudo *in vitro*.

3.2 Grupos de estudo: Relativamente à profundidade de espiras, formaram-se 2 grupos: Grupo 1 (Implante *Straumann*® BLT 4,1 mm por 10 mm, passo de rosca de 0,8 mm e profundidade de rosca de 0,3 mm) e Grupo 2 (Implante *Straumann*® BLX 4,0 mm por 10 mm, passo de rosca de 1,125 mm e profundidade de espiras crescente de coronal para apical de 0,5 a 1,7 mm) (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland).

Relativamente à densidade óssea, formaram-se 5 grupos teste: Grupo teste 1 (10 PCF), grupo teste 2 (15 PCF), grupo teste 3 (20 PCF), grupo teste 4 (30 PCF) e grupo teste 5 (40 PCF).

3.3 Tamanho da Amostra: A amostra varia consoante o grupo de estudo. O grupo 1 foi n=40 e o grupo 2 foi n=50.

3.4 Implantes: Implante *Straumann*® BLT 4,1 mm por 10 mm (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) e Implante *Straumann*® BLX 4,0 mm por 10 mm (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland), apresentados nas Figura 1 e 2, respetivamente.



Figura 1. Características implante BLT (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland)



Figura 2. Características implante BLX (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland)

3.5 Modelo de Osso: Utilizou-se 1 corpo de prova com 5 densidades diferentes. Estes corpos de prova são constituídos por espuma rígida de poliuretano com estrutura uniforme e alta estabilidade celular. Foi utilizado um corpo de prova sem cortical (referência:12458), com dimensões de 225x45x25 mm (Figura 3). O bloco de prova tem 5 densidades (10 PCF - 0,16 g/cm³ – verde-claro, 15 PCF - 0,24 g/cm³ – rosa, 20 PCF – 0,32g/cm³ – laranja claro, 30 PCF – 0,48 g/cm³ – laranja escuro, 40 PCF – 0,48 g/cm³ - castanho), cada um com 45x45x25 mm.



Figura 3. Corpo de prova sem cortical

3.6 Unidade de perfuração cirúrgica: Foram utilizadas 2 unidades cirúrgicas diferentes a *Straumann® Surgical Cassette* (ref. 040.165) para o implante BLT (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) e a *Straumann® Modular Cassette* (UDI nr (01)07630031740090(11)220126(10)001717) para o implante BLX (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland), apresentadas nas Figura 4 e 5, respectivamente.

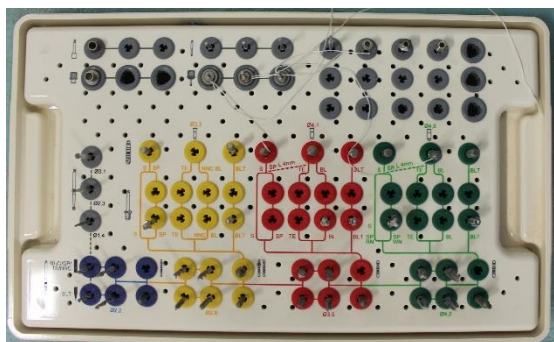


Figura 4. Unidade Cirúrgica Implante BLT (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland)

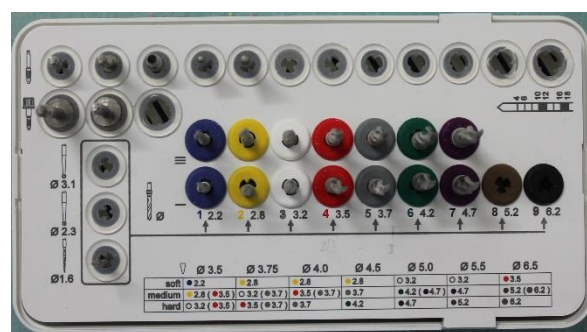


Figura 5. Unidade Cirúrgica Implante BLX (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland)

3.7 Protocolo cirúrgico

3.7.1 Protocolo cirúrgico para implantes BLT

Anteriormente à preparação do leito implantar marcaram-se os pontos de eleição para realização da osteotomia respeitando uma distância de pelo menos 3 mm entre implantes, distância esta que nos é indicada pelo fabricante como mínima. Para tal confeccionou-se uma matriz que foi colada aos blocos de osso, que apresentava os pontos de eleição com as devidas distâncias entre estes, representada na Figura 6.

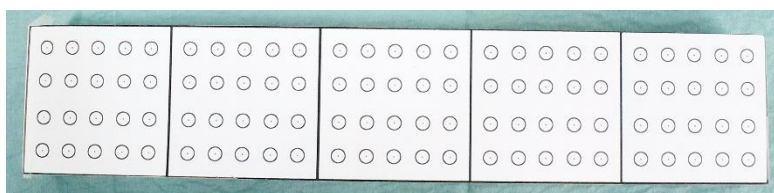


Figura 6. Matriz para marcação dos pontos de eleição

3.7.1.1 Preparação do leito implantar do BLT 4,1x10 mm

A preparação do leito implantar foi realizada de acordo com as indicações do fabricante, seguindo a ordem de brocas referidas (Figura 7). Durante a perfuração foram utilizadas as marcas calibradoras presentes na superfície das brocas para se realizar o controlo da profundidade.

3.7.1.1.1 Preparação em osso tipo 1 (osso muito duro)

1. Marcar o local de perfuração com uma broca esférica de 1,4 mm de diâmetro ou broca de agulha de 1,6 mm de diâmetro a 800 rpm.

2. Perfuração com a broca *X Pilot VelodrillTM* de 2,2 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 6 mm de profundidade. Verificar a orientação do eixo do implante e a profundidade com recurso ao pino de alinhamento de 2,2 mm de diâmetro.

3. Perfuração com a broca *X Pilot VelodrillTM* de 2,2 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade. Verificar a orientação do eixo do implante e a profundidade com recurso ao pino de alinhamento de 2,2 mm de diâmetro.

4. Perfuração com a broca *X VelodrillTM* de 2,8 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade. Verificar a orientação do eixo do implante e a profundidade com recurso ao pino de alinhamento de 2,8 mm de diâmetro.

5. Perfuração com a broca *X VelodrillTM* de 3,5 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade. Verificar a orientação do eixo do implante e a profundidade com recurso ao pino de alinhamento de 3,5 mm de diâmetro.

6. Utilização da broca de perfil de 4,1mm de diâmetro a 300 rpm até que a linha de rebordo exterior atinja o nível ósseo.

7. Utilização da broca BLT promotor de rosca de 4,1 mm de diâmetro a 15 rpm a 10 mm de profundidade.

3.7.1.1.2 Preparação em osso tipo 2 (osso duro)

1. Marcar o local de perfuração com uma broca esférica de 1,4 mm de diâmetro ou broca de agulha de 1,6 mm de diâmetro a 800 rpm.
2. Perfuração com a broca *X Pilot Velodrill™* de 2,2 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 6 mm de profundidade. Verificar a orientação do eixo do implante e a profundidade com recurso ao pino de alinhamento de 2,2 mm de diâmetro.
3. Perfuração com a broca *X Pilot Velodrill™* de 2,2 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade. Verificar a orientação do eixo do implante e a profundidade com recurso ao pino de alinhamento de 2,2 mm de diâmetro.
4. Perfuração com a broca *X Velodrill™* de 2,8 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade. Verificar a orientação do eixo do implante e a profundidade com recurso ao pino de alinhamento de 2,8 mm de diâmetro.
5. Perfuração com a broca *X Velodrill™* de 3,5 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade. Verificar a orientação do eixo do implante e a profundidade com recurso ao pino de alinhamento de 3,5 mm de diâmetro.
6. Utilização da broca de perfil de 4,1 mm de diâmetro a 300 rpm até que a linha de rebordo exterior atinja o nível ósseo.

3.7.1.1.3 Preparação em osso tipo 3 (osso macio)

1. Marcar o local de perfuração com uma broca esférica de 1,4 mm de diâmetro ou broca de agulha de 1,6 mm de diâmetro a 800 rpm.
2. Perfuração com a broca *X Pilot Velodrill™* de 2,2 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 6 mm de profundidade. Verificar a orientação do eixo do implante e a profundidade com recurso ao pino de alinhamento de 2,2 mm de diâmetro.
3. Perfuração com a broca *X Pilot Velodrill™* de 2,2 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade. Verificar a orientação do eixo do implante e a profundidade com recurso ao pino de alinhamento de 2,2 mm de diâmetro.

4. Perfuração com a broca *X Velodrill™* de 2,8 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade. Verificar a orientação do eixo do implante e a profundidade com recurso ao pino de alinhamento de 2,8 mm de diâmetro.

5. Perfuração com a broca *X Velodrill™* de 3,5 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade. Verificar a orientação do eixo do implante e a profundidade com recurso ao pino de alinhamento de 3,5 mm de diâmetro.

3.7.1.1.4 Preparação em osso tipo 4 (osso muito macio)

1. Marcar o local de perfuração com uma broca esférica de 1,4 mm de diâmetro ou broca de agulha de 1,6 mm de diâmetro a 800 rpm.

2. Perfuração com a broca *X Pilot Velodrill™* de 2,2 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 6 mm de profundidade. Verificar a orientação do eixo do implante e a profundidade com recurso ao pino de alinhamento de 2,2 mm de diâmetro.

3. Perfuração com a broca *X Pilot Velodrill™* de 2,2 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade. Verificar a orientação do eixo do implante e a profundidade com recurso ao pino de alinhamento de 2,2 mm de diâmetro.

4. Perfuração com a broca *X Velodrill™* de 2,8 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade. Verificar a orientação do eixo do implante e a profundidade com recurso ao pino de alinhamento de 2,8 mm de diâmetro.



Figura 7. Ordem de utilização das brocas para osteotomia

3.7.2 Protocolo cirúrgico para implantes BLX

Anteriormente à preparação do leito implantar marcaram-se os pontos de eleição para realização da osteotomia respeitando uma distância de pelo menos 3 mm entre implantes, distância esta que nos é indicada pelo fabricante como mínima, representada na Figura 6.

3.7.2.1 Preparação do leito implantar do BLX 4,0x10 mm

A preparação do leito implantar foi realizada de acordo com as indicações do fabricante, seguindo a ordem de brocas referidas (Figura 8). Durante a perfuração foram utilizadas as marcas calibradoras presentes na superfície das brocas para se realizar o controlo da profundidade.

3.7.2.1.1 Preparação em osso tipo 1 (osso duro)

1. Marcar o local de implantação com recurso a broca de agulha de 1,6 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade.
2. Perfuração com a broca nº1 (piloto) de 2,2 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade.
3. Verificação da direção da perfuração da broca nº1 com o pino de alinhamento de 2,2 mm de diâmetro.
4. Perfuração com a broca nº2 de 2,8 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade.
5. Perfuração com a broca nº3 de 3,2 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade.
6. Perfuração com a broca nº5 de 3,7 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade.

3.7.2.1.2 Preparação em osso tipo 2/3 (osso médio)

1. Marcar o local de implantação com recurso a broca de agulha de 1,6 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade.

2. Perfuração com a broca nº1 (piloto) de 2,2 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade.

3. Verificação da direção da perfuração da broca nº1 com o pino de alinhamento de 2,2 mm de diâmetro.

4. Perfuração com a broca nº2 de 2,8 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade.

5. Perfuração com a broca nº4 de 3,5 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade.

3.7.2.1.3 Preparação em osso tipo 4 (osso macio)

1. Marcar o local de implantação com recurso a broca de agulha de 1,6 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade.

2. Perfuração com a broca nº1 (piloto) de 2,2 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade.

3. Verificação da direção da perfuração da broca nº1 com o pino de alinhamento de 2,2 mm de diâmetro.

4. Perfuração com a broca nº2 de 2,8 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de profundidade.



Figura 8. Ordem de utilização das brocas para osteotomia

3.7.3 Inserção e desinserção dos implantes

Todos os implantes foram colocados justa-ósseos, recorrendo ao uso do contra-ângulo com um torque de inserção de 35 Ncm e a 15 rpm. Estes foram removidos com o mesmo torque e velocidade.

3.8 Medição da Estabilidade Primária

A medição da estabilidade primária foi realizada através da análise de frequência de ressonância, utilizando o dispositivo *Osstell® Beacon* (Osstell AB, Göteborg, Sweden), apresentado na Figura 9. Para o implante BLT 4,1x10mm (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) utilizou-se o *SmartPeg* tipo 54 (ref.100485) e para o implante BLX 4,0x10mm (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) utilizou-se o *SmartPeg* tipo 38 (ref.100455), apresentadas nas Figura 10 e 11, respetivamente.



Figura 9. *Osstell® Beacon* (Osstell AB, Göteborg, Sweden)



Figura 10. *SmartPeg* tipo 54



Figura 11. *SmartPeg* tipo 38

O dispositivo *SmartPeg* foi enroscado manualmente ao respectivo implante e após foram realizadas 2 medições. A primeira medição é realizada na direção vestibulo-lingual, com uma distância de 2 a 4 mm do *SmartPeg*, fazendo um ângulo de 45° com o topo do dispositivo. A segunda medição é realizada na direção mesio-distal, com uma distância de 2 a 4 mm do *SmartPeg*, fazendo um ângulo de 45° com o topo do dispositivo. Estas medições foram realizadas 3 vezes por cada implante com o fim de calibrar as mesmas.⁽³⁰⁾

3.9 Variáveis do estudo

Variável dependente: Estabilidade primária.

Variável independente: Profundidade das espiras do implante e densidade do bloco de prova.

3.10 Análise Estatística

Os resultados obtidos foram analisados estatisticamente recorrendo ao *software* SPSS (IBM SPSS Statistics 28.0.0.0). O objetivo da análise foi comparar os implantes entre si nas 4 diferentes densidades e dentro de cada implante qual a influência da densidade na estabilidade primária. Para analisar os dados recolhidos. Com o objetivo de escolher quais os testes paramétricos e não-paramétricos mais adequados foi realizado o teste de *Shapiro-Wils* para avaliação da normalidade das variáveis, considerando um $p\text{-value} > 0,05$. Sendo que no caso de $p\text{-value} > 0,05$ a amostra pode ser considerada proveniente de uma população normal, e se $p\text{-value} < 0,05$ verifica-se o contrário.

4. Resultados

Os valores da estabilidade primária expressos em *ISQ* obtidos através do uso do *Osstell® Beacon* (Osstell AB, Göteborg, Sweden) para todos os grupos encontram-se apresentados no Apêndice 1.

A tabela 1 apresenta os valores da média de *ISQ* e desvio padrão de cada grupo (BLT e BLX) (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland)) e grupos teste (10PCF, 15PCF, 20PCF, 30PCF e 40PCF), o valor de *ISQ* mínimo, o valor de *ISQ* máximo e o valor de *p*.

Tabela 1. Distribuição das médias de *ISQ*, desvio padrão, mínimo, máximo e valor de *p*

	Média ± Desvio Padrão		Mínimo		Máximo		Valor de <i>p</i>
	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 1	Grupo 2	
Grupo-teste 1	48,550±2,830	48,800±2,010	43,000	43,000	55,000	55,000	0,411
Grupo-teste 2	61,850±1,139	56,517±1,055	58,000	57,000	63,000	59,000	<0,001
Grupo-teste 3	-	60,733±1,688	-	57,000	-	64,000	-
Grupo-teste 4	71,067±0,956	64,250±1,299	70,000	61,000	73,000	68,000	<0,001
Grupo-teste 5	75,100±1,220	67,983±1,413	73,000	64,000	77,000	70,000	<0,001

4.1 Avaliação Qualitativa da Influência da Profundidade das Espiras dos Implantes na Estabilidade Primária

Para avaliar a influência da profundidade das espiras dos implantes na estabilidade primária realizou-se uma análise geral entre os valores de *ISQ* dos dois implantes nas diferentes densidades ósseas (Figura 11). Ao realizar o teste de normalidade para o grupo 1 e 2 os valores de significância foram inferiores a 0,05, logo as amostras em causa não podem ser consideradas provenientes de populações normais, pelo que se aplicou o teste não paramétrico de *Mann-Whitney*, apresentado na figura 12 e tabela 2. As diferenças são estatisticamente significativas pois $\alpha=0.05 > p\text{-value} \cong 0.008$, ou seja, $\mu_{\text{BLT}} > \mu_{\text{BLX}}$. Pela Figura 12 verifica-se que o rank (posto) médio para o grupo 1 é de 53.71 enquanto para o grupo 2 é de 38.93, tal quer dizer que os valores de *ISQ* mais elevados pertencem ao grupo 1, ou seja, à evidência estatística de que o *ISQ* médio é mais elevado na amostra do implante BTL (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland).

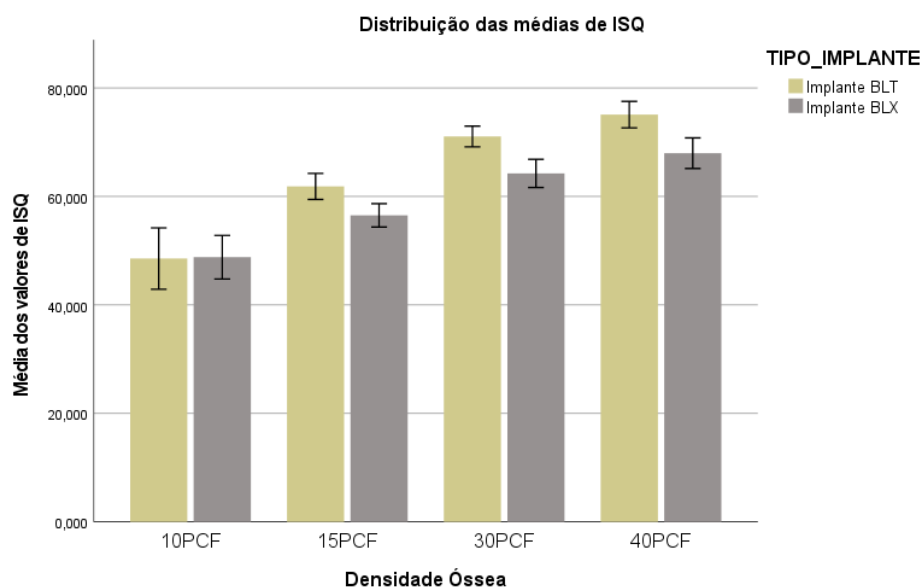


Figura 11. Distribuição das médias de *ISQ*, por implante e densidade óssea

Tabela 2. Teste U de Mann-Whitney para avaliar a diferença de estabilidade entre grupo 1 e 2 nos grupos teste.

Amostras Independentes de Resumo de Teste U de Mann-Whitney	
N Total	90
U de Mann-Whitney	671,500
Wilcoxon W	1946,500
Estatística de teste	671,500
Erro padrão	123,124
Estatística de Teste Padronizado	-2,668
Sinal assintótico (teste de dois lados)	,008

Amostras Independentes de Teste U de Mann-Whitney

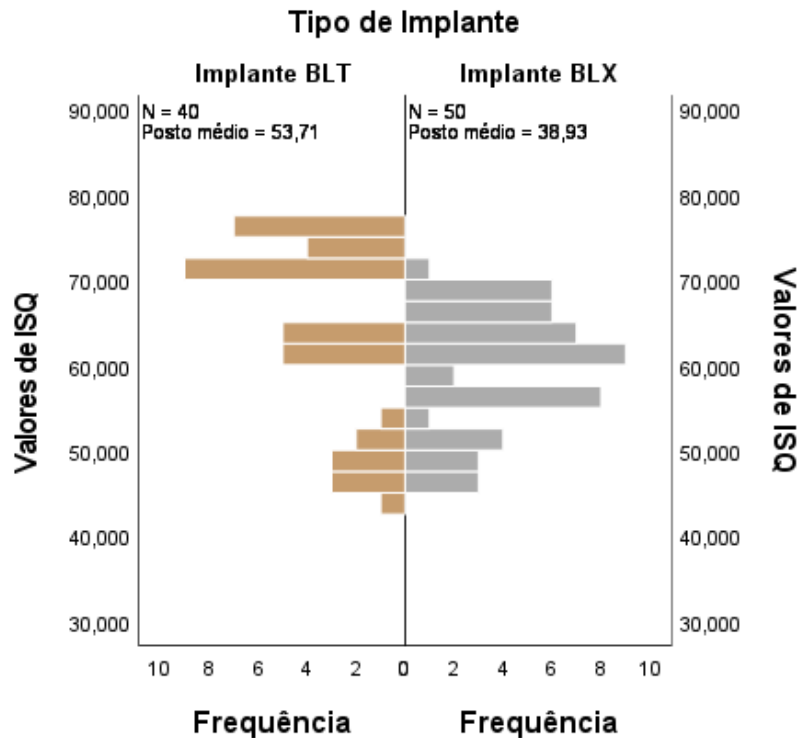


Figura 12. Frequência dos valores de ISQ por implante

4.1.1 Na Densidade de 10PCF

Comparando os grupos 1 e 2 na densidade de 10PCF, ao realizar o teste de normalidade o grupo 1 apresenta uma significância de 0,008 e o grupo 2 uma significância de 0,042, logo as amostras em causa são consideradas provenientes de populações normais, pelo que se aplicou o teste paramétrico t para igualdade de médias (tabela 3). O resultado deste estudo mostrou que não existe uma diferença estatisticamente significativa no comportamento dos dois implantes na densidade considerada, pois $\alpha=0.05 < p\text{-value}=0.822$.

Tabela 3. Teste-t para igualdade de médias para avaliar a diferença de estabilidade entre o grupo 1 e 2, no grupo teste 1.

Teste de amostras independentes											
		Teste de Levene para igualdade de variâncias		Teste-t para igualdade de médias							
										95% Intervalo de Confiança da Diferença	
						Significância		Diferença média	Erro de diferença padrão		
		Z	Sig.	t	df	Unilateral p	Bilateral p				
Média de ISQ	Variâncias iguais assumidas	0,833	0,373	-0,228	18	0,411	0,822	-0,250000	1,097655	-2,556087	2,056087
	Variâncias iguais não assumidas			-0,228	16,242	0,411	0,823	-0,250000	1,097655	-2,574115	2,074115

4.1.2 Na Densidade de 15PCF

Comparando os grupos 1 e 2 na densidade de 15PCF, ao realizar o teste de normalidade o grupo 1 apresenta uma significância de 0,963 e o grupo 2 uma significância de 0,805, logo as amostras em causa não podem ser consideradas provenientes de populações normais, pelo que se aplicou o teste não paramétrico de *Kruskal-Wallis*, apresentado na figura 13 e tabela 4. O resultado deste estudo mostrou que existe uma diferença estatisticamente significativa no comportamento dos dois implantes na densidade considerada, sendo a estabilidade média mais elevada para o grupo 1. As diferenças são estatisticamente significativas pois $\alpha=0.05 > p\text{-value} < 0.001$, ou seja, $\mu_{BLT} > \mu_{BLX}$. Pela Figura 13 verifica-se que o rank (posto) médio para o grupo 1 é de 15,5 enquanto para o grupo 2 é de 5,5, tal quer dizer que os valores de *ISQ* mais elevados pertencem à amostra do grupo 1, ou seja, à evidência estatística de que o *ISQ* médio é mais elevado na amostra do implante BTL (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland).

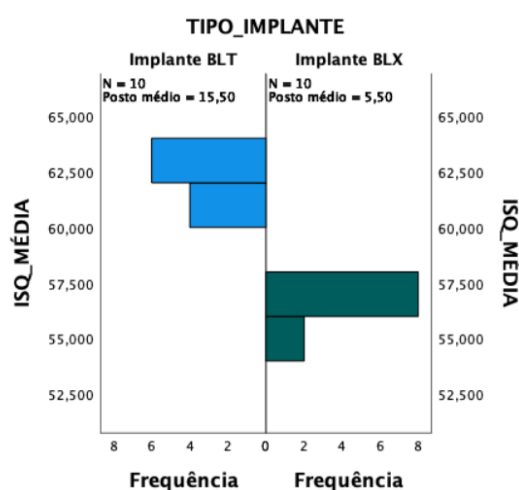


Figura 13. Amostras Independentes de Teste de Kruskal-Wallis, para grupo teste 2

Tabela 4. Teste Kruskal-Wallis para avaliar a diferença de estabilidade entre o grupo 1 e 2, no grupo teste 2.

Amostras Independentes de Resumo de Teste Kruskal-Wallis	
N total	20
Estatística de teste	14,372 ^{a,b}
Grau de Liberdade	1
Sinal assintótico (teste de dois lados)	<,001

a. A estatística do teste está ajustada para empates.

b. Comparações múltiplas não são realizadas, pois há menos de três campos de teste.

4.1.3 Na Densidade de 30PCF

Comparando os grupos 1 e 2 na densidade de 30PCF, ao realizar o teste de normalidade o grupo 1 apresenta uma significância de 0,262 e o grupo 2 uma significância de 0,741, logo as amostras em causa são consideradas provenientes de populações normais, pelo que se aplicou o teste paramétrico t para igualdade de médias (tabela 5). O resultado deste estudo mostrou que existe uma diferença estatisticamente significativa no comportamento dos dois implantes na densidade considerada, sendo a estabilidade média mais elevada para o grupo 1, pois $\alpha=0.05 > p\text{-value} < 0.001$. Com 95% de confiança pode-se afirmar que $5.745085 < \mu_{BLT} - \mu_{BLX} < 7.888249$, ou seja, $\mu_{BLT} - \mu_{BLX} > 0 \leftrightarrow \mu_{BLT} > \mu_{BLX}$.

Tabela 5. Teste-t para igualdade de médias para avaliar a diferença de estabilidade entre o grupo 1 e 2, no grupo teste 4.

Teste de amostras independentes											
		Teste de Levene para igualdade de variâncias		Teste-t para igualdade de médias							
						Significância		Diferença média	Erro de diferença padrão	95% Intervalo de Confiança da Diferença	
		Z	Sig.	t	df	Unilateral p	Bilateral p			Inferior	Superior
Média de ISQ	Variâncias iguais assumidas	0,951	0,342	13,365	18	<0,001	<0,001	6,816667	0,510053	5,745085	7,888249
	Variâncias iguais não assumidas			13,365	16,544	<0,001	<0,001	6,816667	0,510053	5,738282	7,895051

4.1.4 Na Densidade de 40PCF

Comparando os grupos 1 e 2 na densidade de 40PCF, ao realizar o teste de normalidade o grupo 1 apresenta uma significância de 0,549 e o grupo 2 uma significância de 0,697, logo as amostras em causa são consideradas provenientes de populações normais, pelo que se aplicou o teste paramétrico t para igualdade de médias (tabela 6). O resultado deste estudo mostrou que existe uma diferença estatisticamente significativa no comportamento dos dois implantes na densidade considerada, sendo a estabilidade média mais elevada para o implante BLT (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland), pois $\alpha=0.05 > p\text{-value} < 0.001$. Com 95% de confiança pode-se afirmar que $5.876323 < \mu_{BLT} - \mu_{BLX} < 8.357011$, ou seja, $\mu_{BLT} - \mu_{BLX} > 0 \leftrightarrow \mu_{BLT} > \mu_{BLX}$.

Tabela 6. Teste-t para igualdade de médias para avaliar a diferença de estabilidade entre o grupo 1 e 2, no grupo teste 5.

Teste de amostras independentes											
		Teste de Levene para igualdade de variâncias		Teste-t para igualdade de médias							
						Significância		Diferença média	Erro de diferença padrão	95% Intervalo de Confiança da Diferença	
		Z	Sig.	t	df	Unilateral p	Bilateral p			Inferior	Superior
Média de ISQ	Variâncias iguais assumidas	0,356	0,558	12,054	18	<0,001	<0,001	7,116667	0,590381	5,876323	8,357011
	Variâncias iguais não assumidas			12,054	17,626	<0,001	<0,001	7,116667	0,590381	5,874434	8,358900

4.2 Avaliação Qualitativa da Influência da Densidade Óssea na EP

4.2.1 Estudo do Grupo 1

Para avaliar a influência da densidade óssea na estabilidade primária realizou-se uma análise específica relativamente ao comportamento do grupo 1 nas 5 densidades ósseas. Ao realizar o teste de normalidade para todos os grupos teste, o valor de significância foi inferior a 0,05 apenas na densidade de 15PCF, logo é esta a única amostra que não é proveniente de uma população normal, pelo que se aplicou o teste de homogeneidade de variância. Ao aplicar este teste obteve-se um $p=0,004$, logo as variâncias não podem ser consideradas iguais pelo que se aplicou o teste não paramétrico de *Kruskal-Wallis* (tabela 7 e figura 14), obtendo um $p<0,001$, significando que pelo menos duas densidades ósseas apresentam estabilidades médias diferentes. Sendo assim, realizou-se o teste de comparações por método Pairwise, representado na tabela 8 e figura 15, onde podemos observar, a presença de diferenças estatisticamente significativas entre a densidade de 10PCF e 30PCF (sendo a de 10PCF inferior) entre 10PCF e 40PCF (sendo a primeira inferior) e entre 15PCF e 40PCF (sendo a de 15PCF inferior).

Tabela 7. Teste Kruskal-Wallis para avaliar a diferença de estabilidade do grupo 1 nos grupos teste.

Amostras Independentes de Resumo de Teste Kruskal-Wallis	
N total	40
Estatística de teste	36,588 ^a
Grau de Liberdade	3
Sinal assintótico (teste de dois lados)	<,001

a. A estatística do teste está ajustada para empates.

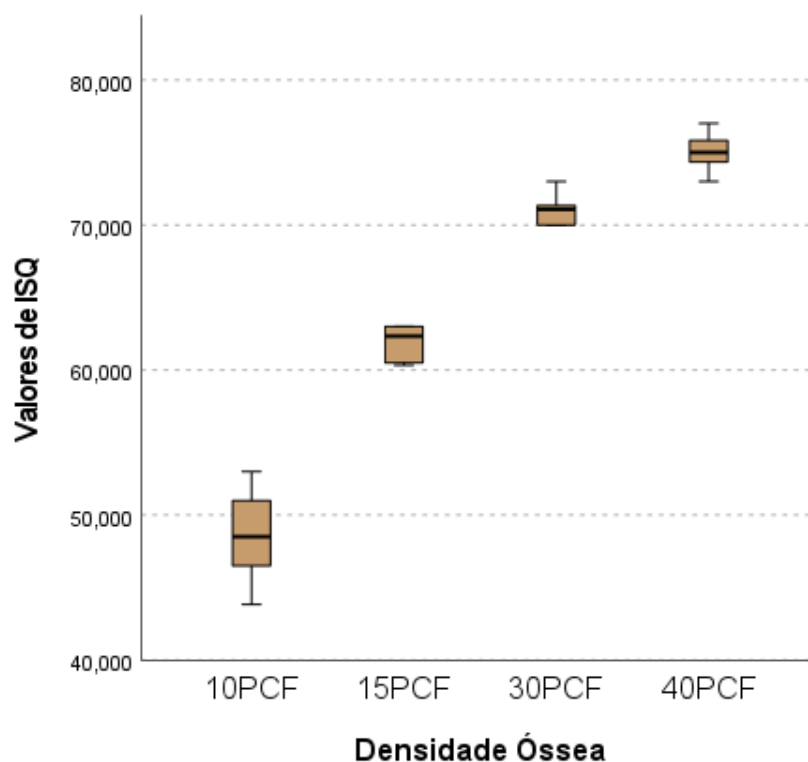


Figura 14. Amostras Independentes de Teste de Kruskal-Wallis do grupo 1, para grupos teste 1, 2, 4 e 5

Tabela 8. Método Pairwise dos grupos teste, no grupo 1.

Comparações por Método Pairwise da Densidade Óssea					
Amostra 1-Amostra 2	Estatística de teste	Erro Padrão	Estatística de Teste Padrão	Sig.	Adj. Sig. ^a
10PCF-15PCF	-10,000	5,223	-1,915	0,056	0,333
10PCF-30PCF	-20,050	5,223	-3,839	<0,001	0,001
10PCF-40PCF	-29,950	5,223	-5,735	<0,001	0,000
15PCF-30PCF	-10,050	5,223	-1,924	0,054	0,326
15PCF-40PCF	-19,950	5,223	-3,820	<0,001	0,001
30PCF-40PCF	-9,900	5,223	-1,896	0,058	0,348

Cada linha testa a hipótese nula em que as distribuições Amostra 1 e Amostra 2 são iguais. As significâncias assintóticas (teste de dois lados) são exibidas. O nível de significância é 0,050.
a. Os valores de significância foram ajustados pela correção de Bomferroni para vários testes.

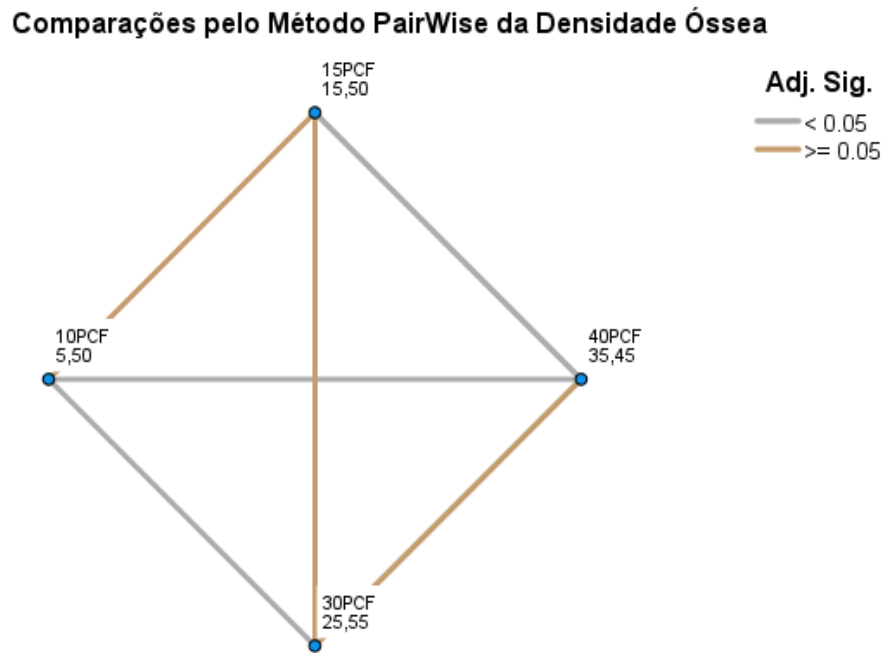


Figura 15. Comparações pelo Método Pairwise do grupo 1, para grupos de teste 1, 2, 4 e 5

4.2.2 Estudo do Grupo 2

Para avaliar a influência da densidade óssea na estabilidade primária realizou-se uma análise específica relativamente ao comportamento do grupo 2 nas 5 densidades ósseas. Ao realizar o teste de normalidade para todos os grupos teste, o valor de significância foi inferior a 0,05 apenas na densidade de 15PCF, logo é esta a única amostra que não é proveniente de uma população normal, pelo que se aplicou o teste de homogeneidade de variância. Ao aplicar este teste obteve-se um $p=0,161$, logo as variâncias podem ser consideradas iguais. Como as variâncias populacionais podem ser consideradas iguais e apenas a densidade 15PCF não tem distribuição normal, aplicou-se a análise de variância que robusta a desvios ligeiros da normalidade. Assim sendo recorrendo ao teste ANOVA (tabela 9) em que entre os grupos se obteve um $p<0,001$, permite aferir que existe evidência estatística de que pelo menos dois valores médios são diferentes. Neste caso, pode utilizar-se os intervalos de confiança para concluir que densidades apresentam *ISQ* médio inferior, por exemplo, $-9.60419 < \mu_{10PCF} - \mu_{15PCF} < -5.82914$, logo $\mu_{10PCF} - \mu_{15PCF} < 0$, ou seja $\mu_{10PCF} < \mu_{15PCF}$. Assim recorrendo a comparações múltiplas obtiveram-se os seguintes resultados: diferenças estatisticamente significativas da densidade de 10PCF relativamente a todas as outras densidades, sendo esta em todas a com menor estabilidade; diferenças

estatisticamente significativas entre a densidade de 15PCF com as de 20PCF, 30PCF E 40PCF, sendo a primeira inferior relativamente à estabilidade quando comparada com todas as outras; diferenças estatisticamente significativas entre a densidade de 20PCF e as de 30PCF e 40PCF, sendo a primeira inferior às restantes em termos de estabilidade; diferença estatisticamente significativa entre a densidade de 30 PCF e 40PCF, apresentando a primeira menor estabilidade que a segunda (tabela 10).

Tabela 9. Teste ANOVA para avaliar a diferença de estabilidade do grupo 2 nos grupos teste.

ANOVA					
Média de ISQ					
	Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	Z	Sig.
Entre Grupos	2193,181	4	548,295	248,507	<0,001
Nos grupos	99,286	45	2,206		
Total	2292,467	49			

Tabela 10. Teste de Comparações múltiplas dos grupos teste, no grupo 2.

Comparações múltiplas						
(I) Densidade Óssea	(J) Densidade óssea	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig.	Intervalo de Confiança 95%	
					Limite inferior	Limite superior
10PCF	15PCF	-7,716667*	0,664283	<,001	-9,60419	-5,82914
	20PCF	-11,933333*	0,664283	<,001	-13,82086	-10,04581
	30PCF	-15,450000*	0,664283	<,001	-17,33753	-13,56247
	40PCF	-19,183333*	0,664283	<,001	-21,07086	-17,29581
15PCF	10PCF	7,716667*	0,664283	<,001	5,82914	9,60419
	20PCF	-4,216667*	0,664283	<,001	-6,10419	-2,32914
	30PCF	-7,733333*	0,664283	<,001	-9,62086	-5,84581
	40PCF	-11,466667*	0,664283	<,001	-13,35419	-9,57914
20PCF	10PCF	11,933333*	0,664283	<,001	10,04581	13,82086
	15PCF	4,216667*	0,664283	<,001	2,32914	6,10419
	30PCF	-3,516667*	0,664283	<,001	-5,40419	-1,62914
	40PCF	-7,250000*	0,664283	<,001	-9,13753	-5,36247
30PCF	10PCF	15,450000*	0,664283	<,001	13,56247	17,33753
	15PCF	7,733333*	0,664283	<,001	5,84581	9,62086
	20PCF	3,516667*	0,664283	<,001	1,62914	5,40419
	40PCF	-3,733333*	0,664283	<,001	-5,62086	-1,84581
40PCF	10PCF	19,183333*	0,664283	<,001	17,29581	21,07086
	15PCF	11,466667*	0,664283	<,001	9,57914	13,35419
	20PCF	7,250000*	0,664283	<,001	5,36247	9,13753
	30PCF	3,733333*	0,664283	<,001	1,84581	5,62086

*. A diferença média é significativa no nível 0.05.

5. Discussão

A estabilidade primária implantar é definida como a fixação primária adquirida no momento de inserção do implante no leito implantar, sendo esta determinante no processo de osteointegração, pois na sua ausência irá ocorrer falha implantar. ^(15,16) Existem assim diversos fatores que influenciam a estabilidade primária e por consequência a osteointegração, como a densidade óssea, desenho do implante, a técnica cirúrgica, o torque de inserção e o protocolo de instrumentação. ⁽²⁹⁾ Dentro do desenho do implante, a profundidade das espiras, que é definida como a distância entre o maior e o menor diâmetro da espira apresenta uma elevada influência na área de contacto entre osso e implante. ⁽³⁹⁾ Este estudo surge como uma tentativa de se entender qual a verdadeira influência que a profundidade das espiras dos implantes de titânio tem na estabilidade primária, para servir como base na decisão de qual o implante a ser utilizado quando se verifica a necessidade de atingir uma boa estabilidade primária.

Relativamente aos protocolos cirúrgicos, estes foram seguidos de forma precisa como são as indicações dos fabricantes, tendo em atenção qual o implante utilizado, as suas características e o tipo de osso em que este vai ser colocado. De acordo com esta informação, não foi colocado implante BLT (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) no corpo de prova, na densidade de 20PCF, pois esta é considerada como osso de tipo 2/3 e no protocolo cirúrgico deste implante não existem indicações para a colocação nestas condições. Esta situação acaba por influenciar a comparação entre os dois implantes nesta densidade em específico e no panorama geral pois a amostra no grupo 1 é n=40, sendo inferior à do grupo 2 (n=50). Uma das limitações do estudo é caracterizado pelas diversas inserções e desinserções do mesmo implante. Este fenómeno provoca desgaste no implante o que provoca alteração dos diferentes componentes deste, nomeadamente das espiras, podendo alterar de forma totalmente imprevisível os valores de *ISQ* obtidos com recurso ao *Osstell® Beacon* (*Osstell®*, Gotemburgo, Suécia). O implante BLT foi inserido e desinserido 40 vezes e o implante BLX (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) 50 vezes, isto é justificado por limitações financeiras, sendo que em estudos futuros para evitar este viés os implantes devem ser colocados apenas uma vez cada um.

Segundo a maioria da literatura que aborda a influência da profundidade das espiras do implante na estabilidade primária, quanto maior é o contacto entre implante e osso, maior é a estabilidade primária. ^(40,33) No entanto, poucos são os estudos que avaliam esta influência através da medição da estabilidade primária recorrendo à análise de frequência de ressonância, a maioria dos estudos infere que quanto maior o torque de inserção, maior a estabilidade

primária e os implantes com maior profundidade de espiras apresentam um torque de inserção superior aos que apresentam uma menor profundidade.

Sun-Young Lee *et al.* no seu estudo de 2010, em que se compararam implantes com o mesmo comprimento e diferentes profundidades de espiras, utilizando blocos rígidos de poliuretano como corpos de prova, conclui-se através do torque de inserção que os implantes com maior profundidade de espiras apresentam melhor estabilidade primária, em baixa densidade. ⁽⁴¹⁾

Um estudo de Jeffrey J. *et al.* em que se colocaram 10 pares de implantes em 7 pacientes e na mesma região óssea, em que o implante controlo apresentava uma menor profundidade de espiras que o implante teste. Este implante teste, segundo o fabricante, foi desenvolvido com o objetivo de maximizar o contacto entre osso e implante, aumentado assim a estabilidade primária. O que se conseguiu concluir com o estudo em questão foi que as diferenças de *ISQ* não foram estatisticamente significativas logo após a colocação do implante, sendo ainda a estabilidade primária do implante controlo ligeiramente superior, o que vai contra o propósito do desenvolvimento do implante teste. ⁽⁴²⁾

Segundo um estudo de Menini M. *et al.* onde se colocaram 38 implantes com diferentes profundidades de espiras, após a análise dos resultados concluiu-se que não existiram diferenças estatisticamente significativas entre os implantes com maior profundidade de espiras e os com menor profundidade. Neste estudo também a estabilidade primária foi avaliada pelo método do torque de inserção. ⁽⁴³⁾

De acordo com o estudo de Ibrahim A. *et al.*, em que foi possível comparar implantes BLT e BLX (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland), com comprimentos apenas distintos por 0,1mm, colocados em blocos de osso artificial, o implante BLT (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) apenas não apresentou um valor de *ISQ* superior ao BLX na maior densidade óssea. Estes resultados, de um modo geral, vão ao encontro dos que foram obtidos no estudo que desenvolvemos. ⁽⁴⁴⁾

Neste contexto, o presente estudo, no que diz respeito ao primeiro objetivo que intenta avaliar a influência da profundidade das espiras dos implantes de titânio na estabilidade primária, mostrou que, existiu uma diferença estatisticamente significativa entre o grupo 1 e o grupo 2, ou seja maiores valores de estabilidade primária para os implantes BLT. Com esta informação é possível rejeitar a hipótese nula (H_0), mostrando assim que existe uma influência da profundidade das espiras na estabilidade primária, neste caso favorecendo o implante com

uma profundidade de espiras menor, o que não vai ao encontro da literatura de um modo geral, pois a maioria desta fala de uma maior estabilidade primária dos implantes com maior profundidade de espiras ou uma inexistência de diferenças estatisticamente significativas. No entanto, esta avaliação é feita através do torque de inserção e segundo alguns estudos este método e a frequência de ressonância são métodos independentes e não comparáveis. ^(45 e 46)

De uma forma mais específica, quando avaliadas as densidades ósseas de uma forma individual apenas não se verificou a presença de diferenças estatisticamente significativas na densidade de 10PCF ($p=0,411$), nas restantes densidades o grupo 1 (implantes BLT) apresentou os melhores resultados, sendo estes estatisticamente significativos.

Quanto à influência da densidade óssea na estabilidade primária a literatura é consensual, segundo um estudo de Xinbo Yu *et al.*, que contou com 280 implantes colocados com sucesso, percebeu-se que quanto maior for a densidade óssea maior será a estabilidade primária. ⁽⁴⁷⁾ Também os estudos de Turkyilmaz I. *et al.*, Heng-Li Huang *et al.* e Molly L., chegam às mesmas conclusões. ^(48, 49 e 50)

O presente estudo, no que diz respeito ao segundo objetivo que tenciona avaliar a influência da densidade óssea na estabilidade primária, demonstrou que, em relação ao grupo 1 (implante BLT), quanto mais progredimos no sentido da maior densidade óssea maior é também a estabilidade primária, apesar de apenas entre as densidades de 10PCF-30PCF, 10PCF-40PCF e 15PCF-40PCF terem sido verificadas diferenças estatisticamente significativas. Relativamente ao grupo 2 (implante BLX), acontece o mesmo que no grupo 1, mas neste caso verificam-se diferenças estatisticamente significativas entre todos os grupos teste. Com recurso aos resultados conseguimos entender que estes vão ao encontro do que se encontra publicado na literatura.

Outro fator que pode ter influenciado os resultados é o passo de rosca, que é definida como a distância entre duas roscas seguidas no mesmo lado do eixo do implante. ⁽³³⁾ Sendo que o implante BLT (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) apresenta um menor passo de rosca, isto implica que tenha mais roscas por unidade de comprimento que o implante BLX (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland). Segundo alguns estudos esta característica é importante no contacto osso implante, aumentando a compactação contra o osso, podendo assim influenciar a estabilidade primária.

De acordo com o estudo de Yamaguchi Y. *et al.*, em implantes com as mesmas características exceto a distância entre espiras, o implante com menor passo de rosca apresenta maiores valores de *ISQ*, logo maior estabilidade primária, que o implante com maior passo de rosca. ⁽⁵¹⁾

Num estudo de Comuzzi L. *et al.*, dois implantes com o mesmo diâmetro e comprimento, mas com diferentes passos de rosca e profundidade de rosca foram comparados entre si onde se obtiveram resultados que beneficiaram de um modo geral o implante com maior passo de rosca e menor profundidade da mesma. Estes resultados vão ao encontro dos que se obtiveram neste estudo. ⁽⁵²⁾

De acordo com os resultados do presente estudo, o passo de rosca parece apresentar uma maior influência na estabilidade primária que a profundidade de rosca.

Como possível viés do nosso estudo podemos incluir a reduzida experiência do operador, a diferença no diâmetro dos implantes em estudo, a inserção e desinserção repetida dos implantes e o uso das mesmas pontas *SmartPeg* para todas as medições.

Relativamente à experiência do operador, segundo o estudo de Geckili O. *et al.* concluiu-se que a geometria do implante é mais importante para obter boa estabilidade primária que a experiência do operador, acrescentando ainda que apesar da pouca experiência do clínico o mesmo pode atingir uma boa estabilidade primária em implantologia. ⁽⁵³⁾ Em outro estudo de 2014 da autoria de Romanos G. *et al.* verificou-se que tanto os investigadores experientes como os menos experientes alcançaram a estabilidade primária, sendo mais evidente essa diferença no *ISQ* no osso de baixa densidade em benefício dos investigadores experientes. ⁽⁵⁴⁾ Num outro estudo de 2019 da autoria de Romanos G. *et al.* concluiu-se que a estabilidade implantar é independente da experiência do operador o que vai ao encontro do estudo mencionado acima. ⁽⁵⁵⁾ De acordo com o que podemos observar dos resultados dos 3 estudos anteriores, a experiência do investigador não parece ter exercido uma influência significativa nos resultados.

Quando se aborda o tema da influência do diâmetro implantar na estabilidade primária, percebe-se que existe um consenso em relação ao tema e segundo os estudos de Heimes, D. *et al.*, Stoilov, M. *et al.* e Gottlow, J. *et al.* concluiu-se que quanto maior o diâmetro do implante maior a estabilidade primária. ⁽⁵⁶⁻⁵⁸⁾ Esta conclusão permite-nos entender que esta variação de 0,1 mm de diâmetro pode ter alguma influência nos resultados do estudo.

Em relação à repetida inserção e desinserção do implante no bloco de poliuretano, percebeu-se que esta ação repetida provoca dano na superfície do implante o que é confirmado pela perda

de partículas de titânio. ⁽⁵⁹⁾ Sendo que existe dano na superfície do implante o resultado que pode exercer nas variações de *ISQ* é imprevisível, podendo afetar os resultados à medida que o mesmo implante é colocado diversas vezes.

Já no que se refere à utilização da mesma *SmartPeg* para realizar todas as medições do mesmo implante, dois estudos mostraram que as medições perdem precisão e um deles refere mesmo uma diminuição no valor do *ISQ* ao longo das utilizações repetidas da *SmartPeg*. Com os resultados destes dois estudos podemos prever que esta situação exerça alguma influência nos resultados obtidos neste estudo. ^(60, 61)

6. Conclusões

Apesar das limitações deste estudo *in vitro*, os resultados obtidos sugerem que a densidade óssea apresenta influência na estabilidade primária apresentada pelos implantes de titânio. No que diz respeito à possível influência da profundidade das espiras na estabilidade primária implantar, este estudo parece sugerir uma maior influência do passo de rosca na estabilidade primária dos implantes ao invés da profundidade das espiras. Mesmo em osso de baixa densidade, parece não existir influência de espiras mais profundas na estabilidade primária dos implantes. É necessária a realização de estudos adicionais, sem modificação de outros fatores que possam afetar a estabilidade primária, por forma a obter evidência científica que permita estabelecer uma relação entre os diferentes fatores que podem influenciar a estabilidade primária. Esta conclusão vai ao encontro de outras referidas em estudos com o mesmo objetivo, que apenas referem que é possível existir uma relação causal. ^(33, 41-43)

7. Referências Bibliográficas

1. Ordem dos Médicos Dentistas [Internet]. Barómetro da Saúde Oral 2023 - Ordem dos Médicos Dentistas; [citado 22 nov 2023]. Disponível em: <https://www.ond.pt/observatorio/barometro/barometro2023/>.
2. Saintrain MV, de Souza EH. Impact of tooth loss on the quality of life. *Gerodontology*. 2012 Jun;29(2):e632-6. doi: 10.1111/j.1741-2358.2011.00535.x. Epub 2011 Aug 24. PMID: 21883422.
3. Gil-Montoya JA, de Mello AL, Barrios R, Gonzalez-Moles MA, Bravo M. Oral health in the elderly patient and its impact on general well-being: a nonsystematic review. *Clin Interv Aging*. 2015 Feb 11;10:461-7. doi: 10.2147/CIA.S54630. PMID: 25709420; PMCID: PMC4334280.
4. Block MS. Dental Implants: The Last 100 Years. *J Oral Maxillofac Surg*. 2018 Jan;76(1):11-26. doi: 10.1016/j.joms.2017.08.045. Epub 2017 Oct 13. PMID: 29079267.
5. Duraccio D, Mussano F, Giulia Faga M. Biomaterials for dental implants: current and future trends. *Journal of Materials Science* [Internet]. 5 maio 2015 [citado 29 nov 2023]. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s10853-015-9056-3>
6. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil*. 1996 Feb;23(2):79-90. doi: 10.1111/j.1365-2842.1996.tb01214.x. PMID: 8850057.
7. W Nicholson J. Titanium Alloys for Dental Implants: A Review. *Prosthesis* [Internet]. 15 jun 2020 [citado 8 jul 2024];2(2):100-16. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/prosthesis2020011>
8. Sullivan RM. Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *J Calif Dent Assoc*. 2001 Nov;29(11):737-45. PMID: 11806052.
9. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981 Dec;10(6):387-416. doi: 10.1016/s0300-9785(81)80077-4. PMID: 6809663.
10. Pandey C, Rokaya D, Bhattarai BP. Contemporary Concepts in Osseointegration of Dental Implants: A Review. *Biomed Res Int*. 2022 Jun 14;2022:6170452. doi: 10.1155/2022/6170452. PMID: 35747499; PMCID: PMC9213185.
11. Pandey C, Rokaya D, Bhattarai BP. Contemporary Concepts in Osseointegration of Dental Implants: A Review. *Biomed Res Int*. 2022 Jun 14;2022:6170452. doi: 10.1155/2022/6170452. PMID: 35747499; PMCID: PMC9213185.

12. Ramos Silveira Lucas R. Fatores que afetam a osseointegração dos implantes – uma revisão. *Rev Flum Odontol* [Internet]. 11 mar 2014 [citado 8 jul 2024]. Disponível em: <https://doi.org/10.22409/ijosd.v1i39.203>
13. Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J Dent Res*. 2012 Mar;91(3):242-8. doi: 10.1177/0022034511431252. Epub 2011 Dec 8. PMID: 22157097.
14. Swami V, Vijayaraghavan V, Swami V. Current trends to measure implant stability. *J Indian Prosthodont Soc*. 2016 Apr-Jun;16(2):124-30. doi: 10.4103/0972-4052.176539. PMID: 27141160; PMCID: PMC4837777.
15. Dos Santos MV, Elias CN, Cavalcanti Lima JH. The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2011 Sep;13(3):215-23. doi: 10.1111/j.1708-8208.2009.00202.x. Epub 2009 Sep 9. PMID: 19744197.
16. Lioubavina-Hack N, Lang NP, Karring T. Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2006 Jun;17(3):244-50. doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01201.x. PMID: 16672018.
17. Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Tröger M, Neukam FW, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implants Res*. 2003 Oct;14(5):601-9. doi: 10.1034/j.1600-0501.2003.00937.x. PMID: 12969364.
18. Mall N, Dhanasekar B, Aparna IN. Validation of implant stability: a measure of implant permanence. *Indian J Dent Res*. 2011 May-Jun;22(3):462-7. doi: 10.4103/0970-9290.87071. PMID: 22048589.
19. Zanetti EM, Pascoletti G, Cali M, Bignardi C, Franceschini G. Clinical Assessment of Dental Implant Stability During Follow-Up: What Is Actually Measured, and Perspectives. *Biosensors (Basel)*. 2018 Jul 13;8(3):68. doi: 10.3390/bios8030068. PMID: 30011870; PMCID: PMC6165397.
20. Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA, Krogh PH. The reverse-torque test: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Mar-Apr;11(2):179-85. PMID: 8666448.
21. Ivanoff CJ, Sennerby L, Lekholm U. Reintegration of mobilized titanium implants. An experimental study in rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1997 Aug;26(4):310-5. doi: 10.1016/s0901-5027(97)80878-8. PMID: 9258729.
22. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig

ribs. Clin Oral Implants Res. 1995 Sep;6(3):164-71. doi: 10.1034/j.1600-0501.1995.060305.x. PMID: 7578792.

23. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. Int J Oral Maxillofac Surg. 1999 Aug;28(4):297-303. PMID: 10416900.

24. Bayarchimeg D, Namgoong H, Kim BK, Kim MD, Kim S, Kim TI, Seol YJ, Lee YM, Ku Y, Rhyu IC, Lee EH, Koo KT. Evaluation of the correlation between insertion torque and primary stability of dental implants using a block bone test. J Periodontal Implant Sci. 2013 Feb;43(1):30-6. doi: 10.5051/jpis.2013.43.1.30. Epub 2013 Feb 28. PMID: 23508040; PMCID: PMC3596632.

25. Cairns NJ, Adam CJ, Pearcy MJ, Smeathers J. Evaluation of modal analysis techniques using physical models to detect osseointegration of implants in transfemoral amputees. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc. 2011;2011:1600-3. doi: 10.1109/IEMBS.2011.6090463. PMID: 22254628.

26. Kaneko T. Pulsed oscillation technique for assessing the mechanical state of the dental implant-bone interface. Biomaterials. 1991 Aug;12(6):555-60. doi: 10.1016/0142-9612(91)90050-k. PMID: 1772952.

27. Swami V, Vijayaraghavan V, Swami V. Current trends to measure implant stability. J Indian Prosthodont Soc. 2016 Apr-Jun;16(2):124-30. doi: 10.4103/0972-4052.176539. PMID: 27141160; PMCID: PMC4837777.

28. Aparicio C, Lang NP, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. Clin Oral Implants Res. 2006 Oct;17 Suppl 2:2-7. doi: 10.1111/j.1600-0501.2006.01365.x. PMID: 16968377.

29. Santos MJ. Estabilidade primária de implantes [master's thesis na Internet]. [local desconhecido]: [s.n.]; 2011 [citado 8 jul 2024]. Disponível em: <http://hdl.handle.net/10284/2570>

30. Osstell® [Internet]. Clinical guidelines by Osstell; [citado 11 jan 2024]. Disponível em: <https://www.osstell.com/clinical-guidelines/>.

31. Kreve S, Ferreira I, da Costa Valente ML, Dos Reis AC. Relationship between dental implant macro-design and osseointegration: a systematic review. Oral Maxillofac Surg. 2024 Mar;28(1):1-14. doi: 10.1007/s10006-022-01116-4. Epub 2022 Sep 29. PMID: 36171302.

32. Cahyaningtyas NA, Miranda A, Metta P, Bawono CA. Dental implant macrodesign features in the past 10 years: A systematic review. J Indian Soc Periodontol. 2023 Mar-

Apr;27(2):131-139. doi: 10.4103/jisp.jisp_676_21. Epub 2023 Mar 4. PMID: 37152458; PMCID: PMC10159096.

33. Ryu HS, Namgung C, Lee JH, Lim YJ. The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: a literature review. *J Adv Prosthodont*. 2014 Dec;6(6):547-54. doi: 10.4047/jap.2014.6.6.547. Epub 2014 Dec 17. PMID: 25551016; PMCID: PMC4279055.

34. Heimes D, Becker P, Pabst A, Smeets R, Kraus A, Hartmann A, Sagheb K, Kämmerer PW. How does dental implant macrogeometry affect primary implant stability? A narrative review. *Int J Implant Dent*. 2023 Jul 5;9(1):20. doi: 10.1186/s40729-023-00485-z. PMID: 37405709; PMCID: PMC10323072.

35. Alghamdi HS. Methods to Improve Osseointegration of Dental Implants in Low Quality (Type-IV) Bone: An Overview. *J Funct Biomater*. 2018 Jan 13;9(1):7. doi: 10.3390/jfb9010007. PMID: 29342830; PMCID: PMC5872093.

36. Oliveira AL. Reabilitação oral com implantes dentários em doentes com osteoporose [master's thesis na Internet]. [local desconhecido: editor desconhecido]; 2017 [citado 8 jul 2024]. Disponível em: <http://hdl.handle.net/10400.26/19985>

37. M King E, Schofield J. Restoratively driven planning for implants in the posterior maxilla - Part 1: alveolar bone healing, bone assessment and clinical classifications. *Br Dent J* [Internet]. 27 out 2023 [citado 8 jul 2024];235(8):585-92. Disponível em: <https://doi.org/10.1038/s41415-023-6391-7>

38. A. H, R. M. Concepts in Bone Reconstruction for Implant Rehabilitation [Internet]. *A Textbook of Advanced Oral and Maxillofacial Surgery*. InTech; 2013. Available from: <http://dx.doi.org/10.5772/53401>

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

40. Sciasci P, Casalle N, Vaz LG. Evaluation of primary stability in modified implants: Analysis by resonance frequency and insertion torque. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018 Jun;20(3):274-279. doi: 10.1111/cid.12574. Epub 2018 Jan 30. PMID: 29380490.

41. Lee SY, Kim SJ, An HW, Kim HS, Ha DG, Ryo KH, Park KB. The effect of the thread depth on the mechanical properties of the dental implant. *J Adv Prosthodont*. 2015 Apr;7(2):115-21. doi: 10.4047/jap.2015.7.2.115. Epub 2015 Apr 23. PMID: 25932309; PMCID: PMC4414941.

42. McCullough JJ, Klokkevold PR. The effect of implant macro-thread design on implant stability in the early post-operative period: a randomized, controlled pilot study. *Clin Oral Implants Res.* 2017 Oct;28(10):1218-1226. doi: 10.1111/clr.12945. Epub 2016 Oct 3. PMID: 27699890.
43. Menini M, Bagnasco F, Calimodio I, Di Tullio N, Delucchi F, Baldi D, Pera F. Influence of Implant Thread Morphology on Primary Stability: A Prospective Clinical Study. *Biomed Res Int.* 2020 Aug 5;2020:6974050. doi: 10.1155/2020/6974050. PMID: 32802868; PMCID: PMC7426766.
44. Ibrahim A, Heitzer M, Bock A, Peters F, Möhlhenrich SC, Hölzle F, Modabber A, Kniha K. Relationship between Implant Geometry and Primary Stability in Different Bony Defects and Variant Bone Densities: An In Vitro Study. *Materials* [Internet]. 30 set 2020 [citado 8 ago 2024];13(19):4349. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/ma13194349>
45. Pagotto D. Correlação entre torque de inserção e análise de frequência de ressonância na estabilidade primária dos implantes dentários [dissertação de mestrado na Internet]. Gandra: CESPU; 2020 [citado 8 maio 2024]. 33 p. Disponível em: https://repositorio.cespu.pt/bitstream/handle/20.500.11816/3470/MIMD_DISSERT_pdf_24869_DavidePagotto.pdf?sequence=1&isAllowed=y
46. Lages FS, Douglas-de Oliveira DW, Costa FO. Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018 Feb;20(1):26-33. doi: 10.1111/cid.12565. Epub 2017 Dec 1. PMID: 29194944.
47. Yu X, Chang C, Guo W, Wu Y, Zhou W, Yu D. Primary implant stability based on alternative site preparation techniques: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2022 Oct;24(5):580-590. doi: 10.1111/cid.13127. Epub 2022 Aug 11. PMID: 35950637.
48. Turkeyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health.* 2008 Nov 24;8:32. doi: 10.1186/1472-6831-8-32. PMID: 19025637; PMCID: PMC2614413.
49. Huang HL, Chang YY, Lin DJ, Li YF, Chen KT, Hsu JT. Initial stability and bone strain evaluation of the immediately loaded dental implant: an in vitro model study. *Clin Oral Implants Res.* 2011 Jul;22(7):691-698. doi: 10.1111/j.1600-0501.2010.01983.x. Epub 2010 Nov 3. PMID: 21054551.
50. Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Oct;17 Suppl 2:124-35. doi: 10.1111/j.1600-0501.2006.01356.x. PMID: 16968388.

51. Yamaguchi Y, Shiota M, Fujii M, Shimogishi M, Munakata M. Effects of implant thread design on primary stability—a comparison between single- and double-threaded implants in an artificial bone model. *Int J Implant Dent* [Internet]. 20 ago 2020 [citado 8 ago 2024];6(1). Disponível em: <https://doi.org/10.1186/s40729-020-00239-1>
52. Comuzzi L, Tumedei M, De Angelis F, Lorusso F, Piattelli A, Iezzi G. Influence of the dental implant macrogeometry and threads design on primary stability: an in vitro simulation on artificial bone blocks. *Comput Methods Biomech Biomed Eng* [Internet]. 25 jan 2021 [citado 8 ago 2024];24(11):1242-50. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/10255842.2021.1875219>
53. Geckili O, Bilhan H, Geckili E, Barca-Dayana E, Dayana C, Bural C. Is clinical experience important for obtaining the primary stability of dental implants with aggressive threads? An ex vivo study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2019 Mar 1;24(2):e254-e259. doi: 10.4317/medoral.22733. PMID: 30818319; PMCID: PMC6441608.
54. Romanos GE, Basha-Hijazi A, Gupta B, Ren YF, Malmstrom H. Role of clinician's experience and implant design on implant stability. An ex vivo study in artificial soft bones. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014 Apr;16(2):166-71. doi: 10.1111/j.1708-8208.2012.00470.x. Epub 2012 Jun 21. PMID: 22726877.
55. Romanos GE, Kuyunov O, Sacks D, Calvo-Guirado JL, Delgado-Ruiz R. Apical stability of implants with progressive thread design in vitro, based on clinicians with different levels of experience. *J Periodontol*. 2019 Nov;90(11):1320-1324. doi: 10.1002/JPER.18-0680. Epub 2019 Jul 1. PMID: 31162678.
56. Heimes D, Becker P, Pabst A, Smeets R, Kraus A, Hartmann A, Sagheb K, Kämmerer PW. How does dental implant macrogeometry affect primary implant stability? A narrative review. *Int J Implant Dent*. 2023 Jul 5;9(1):20. doi: 10.1186/s40729-023-00485-z. PMID: 37405709; PMCID: PMC10323072.
57. Stoilov M, Shafaghi R, Stark H, Marder M, Kraus D, Enkling N. Influence of Implant Macro-Design, -Length, and -Diameter on Primary Implant Stability Depending on Different Bone Qualities Using Standard Drilling Protocols—An In Vitro Analysis. *J Funct Biomater* [Internet]. 12 set 2023 [citado 9 jul 2024];14(9):469. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/jfb14090469>
58. Gottlow J, Sennerby L. Influence of diameter and length on primary stability in various implant site densities—An in vitro study in polyurethane blocks. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2024 Apr;26(2):327-332. doi: 10.1111/cid.13290. Epub 2023 Nov 5. PMID: 37926940.

59. Mints D, Elias C, Funkenbusch P, Meirelles L. Integrity of implant surface modifications after insertion. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 Jan-Feb;29(1):97-104. doi: 10.11607/jomi.3259. PMID: 24451859.
60. Brizuela-Velasco A, Fernández-González FJ, Martín-Blanco N, Chávarri-Prado D, Chento-Valiente Y. Accuracy of Resonance Frequency Analysis by Third Generation Osstell®. *Int J Odontostomatol* [Internet]. Dez 2015 [citado 9 jul 2024];9(3):489-92. Disponível em: <https://doi.org/10.4067/s0718-381x2015000300021>
61. Duddeck D, Faber F. Effects of multiple reuse, remounting and consecutive autoclave sterilization on Osstell SmartPegs. *Clin Oral Implant Res* [Internet]. 2015 [citado 22 maio 2024]. Disponível em: https://www.physicsforceps.com/pdf/duddeck-2015-clinical_oral_implants_research.pdf

8. Apêndices

Apêndice 1

Valores de *ISQ* Grupo 1

DENSIDADE 10 PCF (grupo-teste 1) 1º medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	51	52	
2	49	53	
3	51	55	
4	52	48	
5	51	46	
6	46	51	
7	44	49	
8	44	49	
9	46	46	
10	43	43	

DENSIDADE 10 PCF (grupo-teste 1) 2º medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	51	52	
2	49	53	
3	51	55	
4	51	48	
5	51	46	
6	46	51	
7	44	49	
8	46	48	
9	46	46	
10	43	44	

DENSIDADE 10 PCF (grupo-teste 1) 3º medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	51	52	
2	49	53	
3	51	55	
4	52	48	
5	51	46	
6	46	51	
7	44	49	
8	46	48	
9	46	46	
10	46	44	

DENSIDADE 15 PCF (grupo-teste 2) 1º medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	62	63	
2	63	63	
3	63	63	
4	63	63	
5	62	62	
6	63	63	
7	58	61	
8	62	62	
9	59	61	
10	59	62	

DENSIDADE 15 PCF (grupo-teste 2) 2º medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	63	63	
2	61	63	
3	63	63	
4	63	63	
5	62	62	
6	63	63	
7	61	61	
8	62	58	
9	59	61	
10	59	62	

DENSIDADE 15 PCF (grupo-teste 2) 3º medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	63	63	
2	63	63	
3	63	63	
4	63	63	
5	62	62	
6	63	63	
7	61	61	
8	58	62	
9	61	61	
10	59	62	

DENSIDADE 30 PCF (grupo-teste 4) 1º medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	70	70	
2	71	71	
3	72	71	
4	72	72	
5	71	71	
6	70	70	
7	70	70	
8	70	72	
9	70	72	
10	73	73	

DENSIDADE 30 PCF (grupo-teste 4) 2º medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	70	70	
2	71	71	
3	71	71	
4	72	72	
5	70	71	
6	70	70	
7	70	70	
8	70	72	
9	70	72	
10	73	73	

DENSIDADE 30 PCF (grupo-teste 4) 3° medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	70	70	
2	71	71	
3	71	71	
4	72	72	
5	71	71	
6	70	70	
7	70	70	
8	72	72	
9	72	72	
10	73	73	

DENSIDADE 40 PCF (grupo-teste 5) 1° medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	76	75	
2	74	74	
3	77	77	
4	75	75	
5	73	73	
6	75	75	
7	76	77	
8	75	75	
9	76	76	
10	75	74	

DENSIDADE 40 PCF (grupo-teste 5) 2° medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	76	75	
2	74	74	
3	77	77	
4	75	75	
5	73	73	
6	75	75	
7	77	77	
8	75	75	
9	76	76	
10	74	74	

DENSIDADE 40 PCF (grupo-teste 5) 3° medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	73	75	
2	74	74	
3	77	77	
4	75	75	
5	73	73	
6	75	75	
7	77	77	
8	75	75	
9	76	75	
10	74	75	

Valores de *ISQ* Grupo 2

DENSIDADE 10 PCF (grupo-teste 1) 1ª medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	48	51	
2	46	49	
3	48	48	
4	48	46	
5	46	43	
6	49	52	
7	49	52	
8	49	53	
9	51	49	
10	49	44	

DENSIDADE 10 PCF (grupo-teste 1) 2ª medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	48	51	
2	49	49	
3	48	48	
4	48	46	
5	48	44	
6	49	52	
7	49	53	
8	49	55	
9	51	48	
10	51	44	

DENSIDADE 10 PCF (grupo-teste 1) 3ª medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	48	51	
2	46	49	
3	48	48	
4	48	46	
5	48	43	
6	49	52	
7	49	53	
8	49	55	
9	53	48	
10	51	44	

DENSIDADE 15 PCF (grupo-teste 2) 1ª medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	58	56	
2	56	56	
3	57	55	
4	53	53	
5	55	56	
6	59	56	
7	57	56	
8	57	57	
9	58	56	
10	59	56	

DENSIDADE 15 PCF (grupo-teste 2) 2ª medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	58	58	
2	57	57	
3	57	56	
4	56	53	
5	55	56	
6	59	56	
7	57	56	
8	57	57	
9	58	56	
10	59	56	

DENSIDADE 15 PCF (grupo-teste 2) 3ª medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	58	56	
2	56	57	
3	57	56	
4	56	53	
5	55	56	
6	59	56	
7	57	56	
8	57	57	
9	58	56	
10	59	56	

DENSIDADE 20 PCF (grupo-teste 3) 1ª medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	60	61	
2	60	60	
3	60	61	
4	61	60	
5	57	57	
6	60	60	
7	61	62	
8	61	62	
9	64	61	
10	63	61	

DENSIDADE 20 PCF (grupo-teste 3) 2ª medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	60	61	
2	60	61	
3	60	61	
4	61	61	
5	57	57	
6	60	60	
7	61	62	
8	61	62	
9	64	61	
10	63	61	

DENSIDADE 20 PCF (grupo-teste 3) 3º medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	60	62	
2	60	61	
3	60	61	
4	60	60	
5	57	59	
6	60	60	
7	61	62	
8	64	62	
9	64	61	
10	63	61	

DENSIDADE 30 PCF (grupo-teste 4) 1º medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	62	63	
2	62	63	
3	63	62	
4	64	64	
5	65	63	
6	68	65	
7	65	63	
8	65	64	
9	66	64	
10	65	64	

DENSIDADE 30 PCF (grupo-teste 4) 2º medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	63	63	
2	62	62	
3	61	66	
4	65	64	
5	65	63	
6	68	65	
7	66	65	
8	66	64	
9	66	64	
10	66	64	

DENSIDADE 30 PCF (grupo-teste 4) 3º medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	63	65	
2	62	61	
3	63	62	
4	65	64	
5	65	63	
6	68	65	
7	68	63	
8	66	64	
9	66	64	
10	66	64	

DENSIDADE 40 PCF (grupo-teste 5) 1º medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	67	65	
2	69	69	
3	67	66	
4	68	69	
5	66	69	
6	69	69	
7	69	66	
8	66	69	
9	70	70	
10	66	66	

DENSIDADE 40 PCF (grupo-teste 5) 2º medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	64	65	
2	69	69	
3	67	66	
4	68	69	
5	68	69	
6	70	69	
7	70	66	
8	69	69	
9	70	70	
10	67	66	

DENSIDADE 40 PCF (grupo-teste 5) 3º medição			
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2	
1	67	65	
2	69	69	
3	68	66	
4	68	69	
5	68	69	
6	70	69	
7	69	70	
8	66	69	
9	70	70	
10	67	66	

Tabela 11. Valores de ISQ obtidos nas medições da estabilidade do implante BLT, nas diferentes densidades ósseas

AMOSTRA	DENSIDADE 10 PCF	DENSIDADE 15 PCF	DENSIDADE 30 PCF	DENSIDADE 40 PCF
1	51,500±0,500	62,833±0,373	70,000±0,000	75,000±1,000
2	51,000±2,000	62,667±0,745	71,000±0,000	74,000±0,000
3	53±2,000	63,000±0,000	71,167±0,373	77,000±0,000
4	49,833±1,863	63,000±0,000	72,000±0,000	75,000±0,000
5	48,500±2,500	62,000±0,000	70,833±0,373	73,000±0,000
6	48,500±2,500	63,000±0,000	70,000±0,000	75,000±0,000
7	46,500±2,500	60,500±1,118	70,000±0,000	76,833±0,373
8	46,833±1,675	60,667±1,886	71,333±0,943	75,000±0,000
9	46,000±0,000	60,333±0,943	71,333±0,943	75,833±0,373
10	43,833±1,067	60,500±1,500	73,000±0,000	74,333±0,471

Tabela 12. Valores de ISQ obtidos nas medições da estabilidade do implante BLX, nas diferentes densidades ósseas

AMOSTRA	DENSIDADE 10 PCF	DENSIDADE 15 PCF	DENSIDADE 20 PCF	DENSIDADE 30 PCF	DENSIDADE 40 PCF
1	49,500±1,500	57,333±0,943	60,667±0,745	63,167±0,898	65,500±1,118
2	48,000±1,414	56,500±0,500	60,333±0,471	62,000±0,577	69,000±0,000
3	48,000±0,000	56,333±0,745	60,500±0,500	62,833±1,572	66,667±0,745
4	47,000±1,000	54,000±1,141	60,500±0,500	64,333±0,471	68,500±0,500
5	45,333±2,134	55,500±0,500	57,333±0,745	64,000±1,000	68,167±1,067
6	50,500±1,500	57,500±1,500	60,000±0,000	66,500±1,500	69,333±0,471
7	50,833±1,863	56,500±0,500	61,500±0,500	65,000±1,732	68,333±1,700
8	51,667±2,749	57,000±0,000	62,000±1,000	64,833±0,898	68,000±1,414
9	50,000±1,826	57,000±1,000	62,500±1,500	65,000±1,000	70,000±0,000
10	47,167±3,236	57,500±1,500	62,000±1,000	64,833±0,898	66,333±0,471

9. Anexos

Anexo A

Protocolo de colocação do implante BLT 4,1x10 mm

5.2.1.2 Straumann® Bone Level Tapered Ø 4,1 mm RC

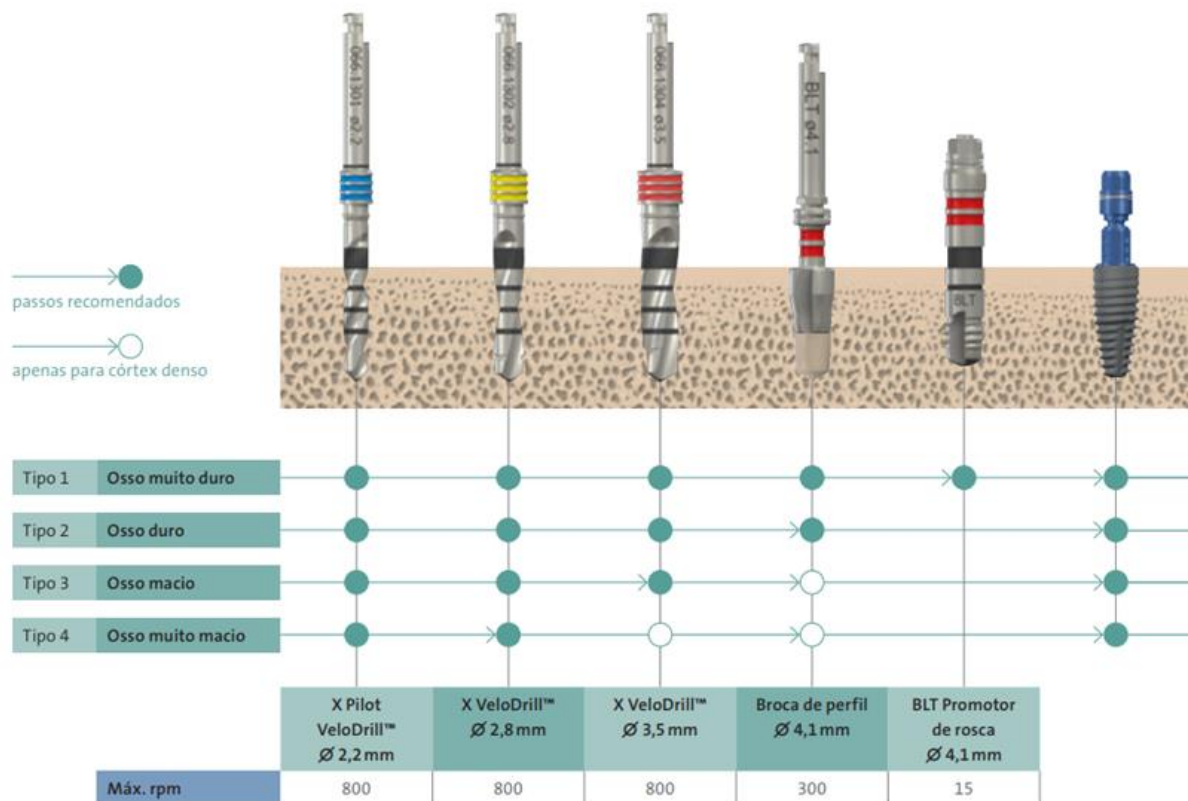


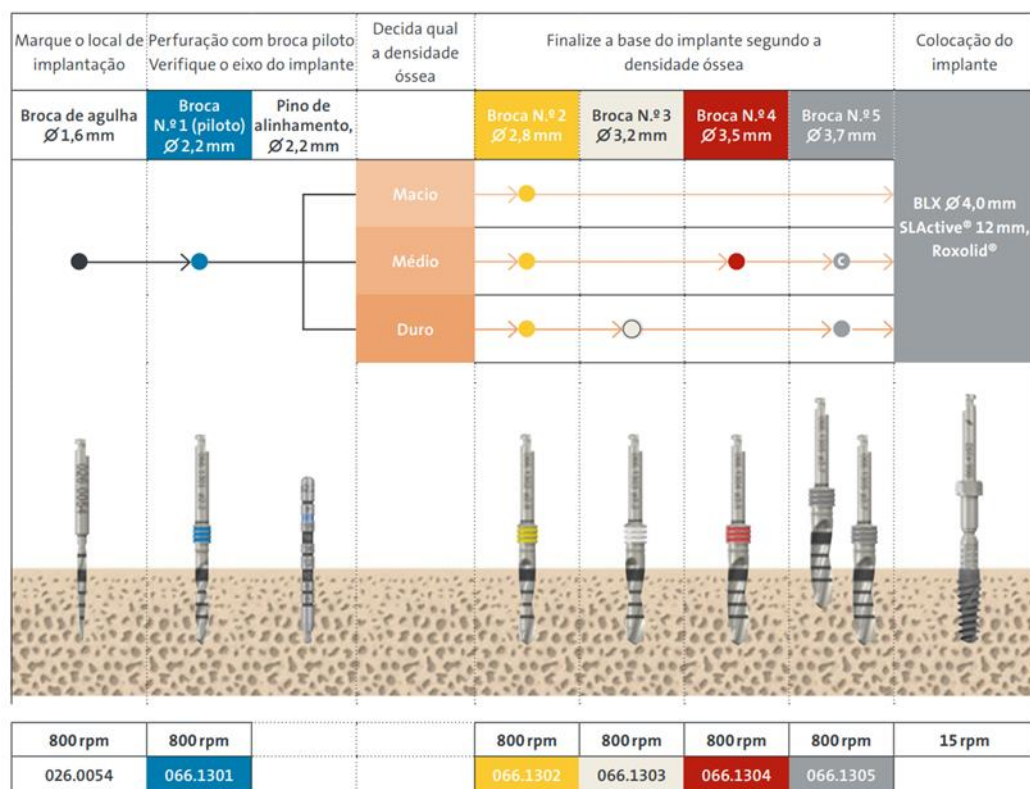
Imagem retirada do catálogo da Straumann®, Implante BLT

Anexo B

Protocolo de colocação do implante BLT 4,1x10 mm

5.2.3 Fluxo de trabalho para BLX Ø4,0 mm

Preparação da base do implante, ilustrada com um implante BLX Ø4,0 mm / 12 mm RB



- ⓐ Preparação apenas do osso cortical
- até uma profundidade de 4 mm para implantes com 6 mm e 8 mm de comprimento
 - até uma profundidade de 6 mm para implantes com 10 mm a 18 mm de comprimento

Imagem retirada do catálogo da Straumann®, Implante BLX

Anexo C

Osstell® Beacon

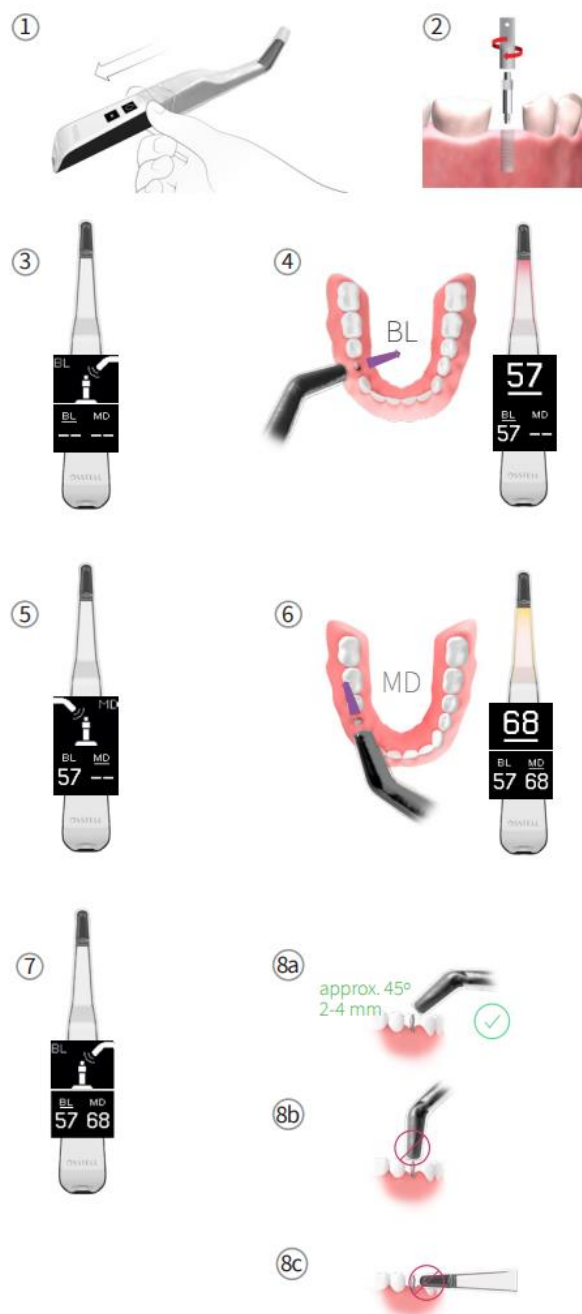
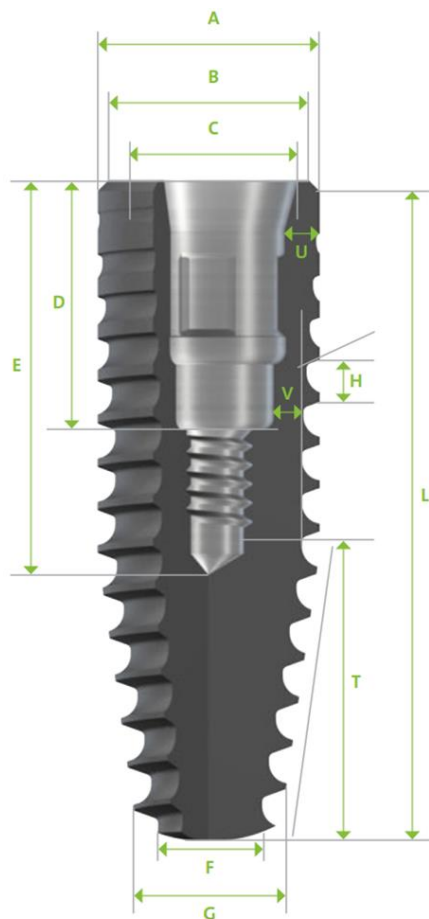


Imagem retirada do *site* da *Osstell®*

Anexo D

Características do Implante BLT



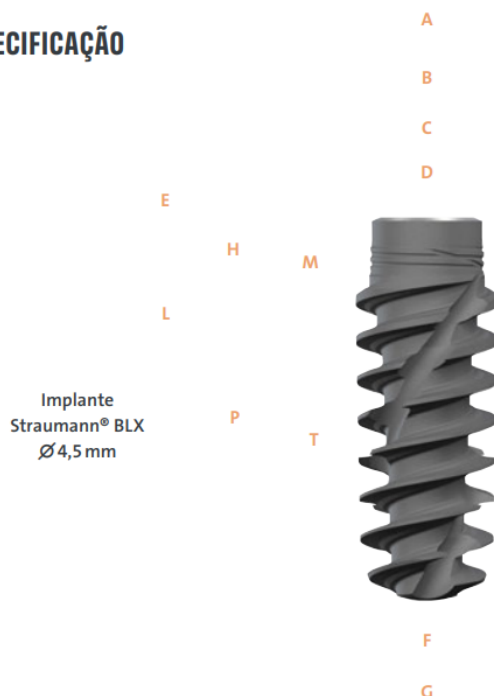
	Bone Level Tapered	SDI Ø 2,9	BLT Ø 3,3	BLT Ø 4,1	BLT Ø 4,8
A	Diâmetro	Ø 2,9 mm	Ø 3,3 mm	Ø 4,1 mm	Ø 4,8 mm
B	Plataforma	Ø 2,8 mm	Ø 3,1 mm	Ø 3,7 mm	Ø 4,4 mm
C	Diâmetro da conexão	SC Ø 2,3 mm	NC Ø 2,8 mm	RC Ø 3,3 mm	
D	Profundidade da conexão	3,6 mm	4,6 mm		
E	Profundidade da conexão, incl. orifício do parafuso	5,6 mm	6,9 mm		
F	Núcleo do diâmetro apical	Ø 0,6 mm	Ø 1,1 mm	Ø 1,8 mm	Ø 2,3 mm
G	Roscas do diâmetro apical	Ø 1,5 mm	Ø 2,0 mm	Ø 2,7 mm	Ø 3,2 mm
H	Calibre da rosca/ângulo do flanco/profundidade	0,8 mm / 20° / 0,3 mm			
L	Comprimentos	10 - 14 mm	8 - 18 mm		
T	Parte cônica/afunilada	3,9 mm/11°	5,3 mm/9°		5,8 mm/9°
U	Espessura da parede – superior	0,6 mm		0,7 mm	1,0 mm
V	Espessura da parede – média	0,5 mm	0,6 mm		0,9 mm

Imagens retiradas do *site* da Straumann®

Anexo E

Características do Implante BLX

2.1 DESENHO E ESPECIFICAÇÃO



	Implante Straumann® BLX						
	Ø 3,5 mm	Ø 3,75 mm	Ø 4,0 mm	Ø 4,5 mm	Ø 5,0 mm	Ø 5,5 mm	Ø 6,5 mm
[A] Diâmetro exterior máximo	Ø 3,5 mm	Ø 3,75 mm	Ø 4,0 mm	Ø 4,5 mm	Ø 5,0 mm	Ø 5,5 mm	Ø 6,5 mm
[B] Diâmetro do colo	Ø 3,4 mm	Ø 3,5 mm			Ø 4,5 mm		
[C] Diâmetro da plataforma					Ø 2,9 mm		
[D] Diâmetro da conexão					Ø 2,7 mm		
[E] Altura do bisel de 22,5°	0,1 mm	0,12 mm			0,33 mm		
[F] Diâmetro apical, corpo	Ø 1,9 mm				Ø 2,2 mm		
[G] Diâmetro apical, roscas	Ø 2,75 mm	Ø 2,9 mm		Ø 3,6 mm	Ø 3,5 mm	Ø 4,0 mm	Ø 5,2 mm
Número de rebordos de corte apicais	2				4		
[L] Comprimentos dos implantes: 6 mm, 8 mm							
[H] Altura do colo	1,0 mm						
[M] Altura das micro-roscas	0,5 mm						
[P] Calibre da rosca*	1,7 mm	1,8 mm	2,0 mm	1,9 mm	2,1 mm	2,3 mm	
[T] Espaçamento da rosca	0,85 mm	0,9 mm	1,0 mm	0,95 mm	1,05 mm	1,15 mm	
[L] Comprimentos dos implantes: 10 mm, 12 mm, 14 mm							
[H] Altura do colo	1,7 mm						
[M] Altura das micro-roscas	0,85 mm						
[P] Calibre da rosca*	2,1 mm	2,2 mm	2,25 mm	2,5 mm	2,3 mm	2,5 mm	2,7 mm
[T] Espaçamento da rosca	1,05 mm	1,1 mm	1,125 mm	1,25 mm	1,15 mm	1,25 mm	1,35 mm
[L] Comprimentos dos implantes: 16 mm, 18 mm							
[H] Altura do colo	2,0 mm						
[M] Altura das micro-roscas	1,0 mm						
[P] Calibre da rosca*	2,5 mm	2,6 mm	2,7 mm	2,8 mm	2,7 mm	2,8 mm	3,1 mm
[T] Espaçamento da rosca	1,25 mm	1,3 mm	1,35 mm	1,4 mm	1,35 mm	1,4 mm	1,55 mm

* O implante avança esta porção a cada rotação.

Imagens retiradas do site da Straumann®