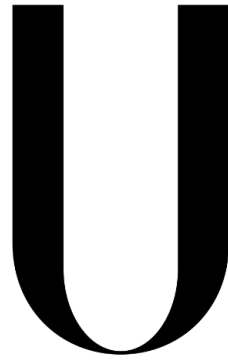


Universidade de Lisboa
Faculdade de Medicina Dentária



LISBOA

UNIVERSIDADE
DE LISBOA

Efeito da macrogeometria de dois tipos de implantes de zircónia (cilíndricos versus cónicos) na estabilidade primária em diferentes densidades ósseas - estudo *in vitro*

Diogo Miguel Roque Fernandes

Orientadores:

Professor Doutor André Gonçalo Coutinho Rodrigues Moreira

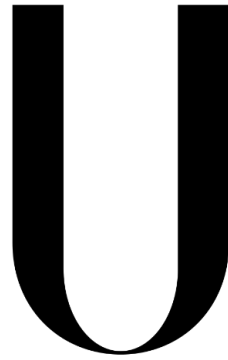
Professor Doutor Filipe Marinho Ferraz Freitas

Dissertação

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2024

Universidade de Lisboa
Faculdade de Medicina Dentária



LISBOA

UNIVERSIDADE
DE LISBOA

Efeito da macrogeometria de dois tipos de implantes de zircónia (cilíndricos versus cónicos) na estabilidade primária em diferentes densidades ósseas - estudo *in vitro*

Diogo Miguel Roque Fernandes

Orientadores:

Professor Doutor André Gonçalo Coutinho Rodrigues Moreira

Professor Doutor Filipe Marinho Ferraz Freitas

Dissertação

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2024

AGRADECIMENTOS

Ao chegar ao final desta etapa tão significativa da minha vida, não posso deixar de expressar a minha imensa gratidão às pessoas que, de diferentes formas, tornaram este momento possível.

Em primeiro lugar, gostaria de dirigir um sincero e profundo agradecimento ao meu orientador, Professor Doutor André Moreira, pela confiança depositada e por todo o apoio e orientação no decorrer deste longo projeto que em muito me enriqueceu. A sua sabedoria e dedicação foram fundamentais para a concretização deste trabalho, e aprendi muito mais do que poderia imaginar. O seu entusiasmo pela investigação científica foi uma verdadeira inspiração, o que despertou em mim um interesse genuíno pela área e que, certamente, terá um impacto na minha trajetória profissional.

Ao meu coorientador, Professor Doutor Filipe Freitas, agradeço a constante disponibilidade para me ajudar, o conhecimento que partilhou e o exemplo de profissionalismo e dedicação que foram verdadeiramente inspiradores e fundamentais para o meu crescimento nesta instituição.

Aos meus colegas, agradeço-vos de coração por terem estado ao meu lado, tornando esta experiência não só suportável, mas também incrivelmente enriquecedora. A vossa amizade não só me ajudou a enfrentar os diversos desafios, mas também me motivou a aprimorar-me e a dar o melhor de mim em cada passo deste percurso.

Um agradecimento especial ao meu amigo Francisco Cavaco, com quem partilhei os cinco anos deste percurso. Fomos uma verdadeira equipa, tanto na clínica como fora dela. A sua dedicação, companheirismo e apoio foram essenciais para o sucesso de ambos, e é um privilégio termos partilhado esta caminhada juntos.

À minha família, ao João Pedro, Beatriz e Sara devo muito mais do que palavras podem expressar. Estiveram sempre presentes, dando-me a força e o incentivo necessários para enfrentar os desafios deste percurso. Obrigado por me darem as ferramentas para sonhar e a coragem para concretizar.

RESUMO

Objetivo: Avaliar a influência da macrogeometria de implantes de zircónia na estabilidade primária implantar, em diferentes densidades ósseas.

Materiais e Métodos: Neste estudo *in vitro* foram colocados dois tipos de implantes de zircónia com macrogeometrias diferentes, Neodent® Zi Ceramic Implant (cónico, 4.3x11.5mm) e Straumann® Pure Ceramic (cilíndrico, 4.1x12mm), num bloco de espuma rígida de poliuretano de 5 densidades (10PCF, 15PCF, 20PCF, 30PCF e 40PCF), tendo cada implante sido inserido e removido 40 vezes e 50 vezes, respetivamente. Após a inserção de cada implante, a estabilidade primária foi medida três vezes com o método da análise de frequência de ressonância, através do dispositivo Osstell® Beacon. Foram utilizados o teste de Shapiro-Wilk, o Teste-t, o teste U de Mann-Whitney ou o teste de Kruskal-Wallis de acordo com grupos de variáveis, normalidade da distribuição e homogeneidade da variância. O nível de significância estabelecido foi de 5% ($p < 0,05$) para todos os testes realizados.

Resultados: Os implantes Neodent® Zi Ceramic Implant apresentaram valores médios de ISQ superiores aos implantes Straumann® Pure Ceramic ($p = 0,035$), considerando todas as densidades. Ao comparar as diferentes densidades ósseas individualmente, existem diferenças estatisticamente significativas entre os valores de densidade e os resultados de estabilidade primária ($p < 0,05$).

Conclusões: Dentro dos limites deste estudo, os resultados sugerem que a macrogeometria e a densidade óssea influenciam os valores de estabilidade primária. Para as densidades ósseas de 10PCF, 15PCF, 30PCF e 40PCF, os implantes cónicos apresentaram maiores valores de estabilidade primária, quando comparados com os implantes cilíndricos.

Palavras-chave: implantes dentários; zircónia; densidade óssea; análise de frequência de ressonância.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the influence of zirconia implant macrogeometry on primary implant stability in different bone densities.

Materials and Methods: In this *in vitro* study, two zirconia implants with different designs were placed: Neodent® Zi Ceramic Implant (tapered, 4.3x11.5mm) and Straumann® Pure Ceramic (cylindrical, 4.1x12mm) into a polyurethane foam block with 5 densities (10PCF, 15PCF, 20PCF, 30PCF e 40PCF). Each implant was inserted and removed 40 times and 50 times, respectively. Following each insertion, primary stability was measured 3 times using the resonance frequency analysis method with the Osstell® Beacon device. The Shapiro-Wilk test, t-test, Mann-Whitney U test, or Kruskal-Wallis test were used depending on the groups of variables, normality of the distribution, and homogeneity of variance. The level of significance was set at 5% ($p < 0.05$) for all tests performed.

Results: The Neodent® Zi Ceramic Implants showed higher mean ISQ values compared to the Straumann® Pure Ceramic Implants ($p = 0.035$), considering all densities. When comparing different bone densities, statistically significant differences were found between density values and primary stability results ($p < 0.05$).

Conclusions: Within the limitations of the present *in vitro* study, the results suggest that implant macrogeometry and bone density influence primary stability values. For bone densities of 10PCF, 15PCF, 30PCF, and 40PCF, the tapered implants exhibited higher primary stability values compared to the cylindrical implants.

Keywords: dental implants; zirconium; bone density; resonance frequency analysis.

ÍNDICE

Índice de quadros.....	xi
Índice de tabelas	xiii
Índice de figuras	xv
Lista de abreviaturas, siglas e acrónimos	xix
1. Introdução.....	1
1.1. Titânio	1
1.2. Zircónia	2
1.3. Osteointegração	4
1.4. Características do tecido ósseo.....	5
1.5. Macrogeometria	6
1.6. Métodos invasivos de avaliação da estabilidade implantar.....	6
1.7. Métodos não invasivos de avaliação da estabilidade implantar.....	7
2. Objetivos	9
3. Materiais e métodos	11
3.1. Tipo de estudo	11
3.2. Implantes	11
3.3. Modelo de estudo	11
3.4. Grupos de estudo.....	12
3.5. Amostra	12
3.6. Variáveis de estudo.....	12
3.7. Protocolo cirúrgico	12
3.7.1. Preparação do leito implantar do implante Neodent® Zi Ceramic Implant (Neodent, Curitiba, Brazil).....	13
3.7.2. Preparação do leito implantar do implante Straumann® Pure Ceramic (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland).....	14
3.7.3. Colocação dos implantes e medição da estabilidade primária.	15
3.8. Análise estatística	17
4. Resultados	19
4.1. Avaliação da influência da macrogeometria na estabilidade primária.....	19
4.1.1. Densidade 10PCF	20
4.1.2. Densidade 15PCF e 30PCF	21
4.1.3. Densidade 40PCF	22

4.2.	Avaliação da influência da densidade óssea na estabilidade primária	23
4.2.1.	Avaliação da EP do implante Straumann® Pure Ceramic (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) nas diferentes densidades ósseas	23
4.2.2.	Avaliação da EP do implante Neodent® Zi Ceramic Implant (Neodent, Curitiba, Brazil) nas diferentes densidades ósseas	25
5.	Discussão.....	27
6.	Conclusões	33
	Referências bibliográficas	35
	Apêndices e anexos	43

ÍNDICE DE QUADROS

Quadro 1 – Distribuição dos tipos ósseos na maxila e na mandíbula – “Adaptado de Contemporary Implant Dentistry”	5
--	---

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Frequência absoluta (n), valores da média de ISQ e respectivo desvio padrão, mediana e intervalo de confiança para cada grupo	19
Tabela 2 – Valores da média de ISQ e respectivo desvio padrão, valor mínimo, valor máximo e valor de p para cada grupo e grupo-teste.....	22

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Corpo de prova de 5 densidades	12
Figura 2 – Corpo de prova e matriz em papel com os pontos de eleição para realização da osteotomia	12
Figura 3 – Caixa cirúrgica Neodent®.....	13
Figura 4 – Sequência de preparação do leito implantar: (a) Broca em lança, (b) Broca cónica 2.0, (c) Broca cónica 3.5, (d) Broca cónica 4.3, (e) Broca countersink 4.3, (f) Macho de rosca 4.3	13
Figura 5 – Sequência de brocas utilizadas, segundo o protocolo da Neodent®.....	14
Figura 6 – Caixa cirúrgica Straumann®.....	14
Figura 7 – Sequência de preparação do leito implantar: (a) Broca em lança 1.6, (b) Broca piloto curta 2.2, (c) Broca piloto curta 2.8, (d) Broca helicoidal (Twist Dril PRO) 3.5, (e) Broca de perfil BL (BL Profile Drill) 4.1, (f) Macho de rosca no osso tipo I (BL Tap for Adapter)	15
Figura 8 – Sequência de brocas utilizadas, segundo o protocolo da Straumann®.....	15
Figura 9 – Corpo de prova após preparação dos leitos implantares	15
Figura 10 – (a) Colocação do implante Neodent® Zi Ceramic Implant (Neodent, Curitiba, Brazil); (b) Colocação do implante Straumann® Pure Ceramic (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland)	16
Figura 11 - Osstell® Beacon	16
Figura 12 – (a) Peça de transferência, Implante Straumann® Pure Ceramic (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) e SmartPeg™ tipo 81; (b) Peça de transferência, Implante Neodent® Zi Ceramic Implant (Neodent, Curitiba, Brazil) e SmartPeg™ tipo 99.....	16
Figura 13 – SmartPeg™ enroscada manualmente ao implante e registo da estabilidade primária com o Osstell® Beacon em 2 direções distintas	17
Figura 14 – Teste de normalidade de Shapiro-Wilk para o Grupo 1 e Grupo 2	19
Figura 15 – Teste-t para igualdade de médias para o Grupo 1 e Grupo 2	19
Figura 16 – Distribuição das médias dos valores de ISQ e respetivo desvio padrão dos Grupos 1 e 2	20
Figura 17 – Teste de normalidade de Shapiro-Wilk para o Grupo 1 e Grupo 2 na densidade de 10PCF.....	20
Figura 18 – Teste-t para igualdade de médias para o Grupo 1 e Grupo 2 na densidade de 10PCF	20

Figura 19 – (a) Teste U de Mann-Whitney na densidade de 10PCF; (b) Comparação de Médias entre o Grupo 1 e Grupo 2 na densidade de 10PCF, utilizando o Teste U de Mann-Whitney.	21
Figura 20 – Distribuição das médias de valores de ISQ e respetivo desvio padrão dos Grupos e Grupos-teste	21
Figura 21 – Teste de normalidade de Shapiro-Wilk para o Grupo 1 e Grupo 2 na densidade de 15PCF	21
Figura 22 – Teste de normalidade de Shapiro-Wilk para o Grupo 1 e Grupo 2 na densidade de 30PCF	22
Figura 23 – Teste-t para igualdade de médias para o Grupo 1 e Grupo 2 na densidade de 15PCF	22
Figura 24 – Teste-t para igualdade de médias para o Grupo 1 e Grupo 2 na densidade de 30PCF	22
Figura 25 – Teste de normalidade de Shapiro-Wilk para o Grupo 1 e Grupo 2 na densidade de 40PCF	23
Figura 26 – (a) Teste U de Mann-Whitney na densidade de 40PCF; (b) Comparação de Médias entre o Grupo 1 Grupo 2 na densidade de 40PCF, utilizando o Teste U de Mann-Whitney....	23
Figura 27 – Teste de normalidade de Shapiro-Wilk para avaliação da EP do Grupo 2 nas diferentes densidades ósseas	24
Figura 28 – Teste de homogeneidade de variância para avaliação da EP do Grupo 2 nas diferentes densidades ósseas	24
Figura 29 – (a) Teste de Kruskal-Wallis para avaliação da EP do Grupo 2 nas diferentes densidades ósseas; (b) Comparação de médias de valores de ISQ, utilizando o Teste de Kruskal-Wallis.....	24
Figura 30 – Comparações pelo Método de Pairwise para avaliação da EP do Grupo 2 nas diferentes densidades ósseas	25
Figura 31 – Comparações pelo Método de Pairwise de Densidade Óssea do Grupo 2.....	25
Figura 32 – Teste de normalidade de Shapiro-Wilk para avaliação da EP do Grupo 1 nas diferentes densidades ósseas	25
Figura 33 – Teste de homogeneidade de variância para avaliação da EP do Grupo 1 nas diferentes densidades ósseas	26
Figura 34 – (a) Teste de Kruskal-Wallis para avaliação da EP do Grupo 1 nas diferentes densidades ósseas; (b) Comparação de médias de valores de ISQ do Grupo 1, utilizando o Teste de Kruskal-Wallis	26

Figura 35 – Comparações pelo Método de Pairwise para avaliação da EP do Grupo 1 nas diferentes densidades.....	27
Figura 36 –Comparações pelo Método de Pairwise de Densidade Óssea do Grupo 1.....	27

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÓNIMOS

% – Percentagem

°C – Graus celsius

a.C. – Antes de Cristo

AFR – Análise de frequência de ressonância

ASTM – *American society for testing and materials*

BIC – *Bone-to-implant contact*

CAD-CAM – *Computer aid design-computer aid manufactured*

CaO – Óxido de cálcio

EP – Estabilidade primária

GPa – GigaPascais

Hz – Hertz

IL-1 β – *Interleukin-1 beta*

ISQ – *Implant stability quotient*

MgO – Óxido de magnésio

mm – Milímetros

MPa – MegaPascais

μ m – Micrómetros

N/cm – Newton-centímetro

PCF – *Pounds per cubic foot*

RCTs – *Randomized controlled trials*

RD – *Regular diameter*

RANK-L – *Receptor activator of nuclear factor kappa-B ligand*

TNF- α – *Tumor necrosis factor-alpha*

Y-TZP – Zircónia tetragonal policristalina estabilizada com ítria

rpm – Rotações por minuto

Ti – Titânio

Y₂O₃ – Óxido de ítria

ZrO₂ – Dióxido de zircónio

1. INTRODUÇÃO

1.1. Titânio

O titânio (Ti) tem sido um dos biomateriais mais bem documentados e por isso é reconhecido, há muitos anos, como o material *gold-standard* em implantologia ⁽¹⁾, com uma taxa de sucesso maior a longo prazo e com estudos que mostram taxas de sobrevivência acima de 95% após 10 anos. ⁽¹⁻⁴⁾

Atualmente, existem seis tipos diferentes de titânio disponíveis. Destes, quatro são graus de titânio comercialmente puro (grau I a IV), caracterizados pelo teor de oxigênio, ferro e carbono^(4,5), e duas ligas metálicas (Ti-6Al-4V e Ti-6Al-4V-ELI) que diferem na resistência à fadiga e corrosão. ⁽⁵⁾ O grau IV apresenta maior teor de oxigênio (0,4%) e, conseqüentemente, excelente resistência mecânica, razão pela qual é o tipo de titânio mais utilizado para implantes dentários. ⁽⁶⁾

A elevada resistência do titânio à corrosão deve-se à reação imediata do átomo de Ti com moléculas de água em soluções aquosas ou com a humidade do ar, que leva à formação uma película de óxido de titânio à sua superfície. ^(7,8) Desta forma, a reação do átomo de Ti com o ambiente externo é inibida, justificando a aparente inatividade das ligas de titânio. ⁽⁷⁾

Esta corrosão também pode ser consequência do contacto com flúor ⁽⁹⁾ e da inflamação dos tecidos peri-implantares ou de bactérias como *Streptococcus mutans*, que levam a uma diminuição do pH local e promovem a diminuição da resistência do titânio à corrosão. Bactérias patogénicas como a *Porphyromonas gingivalis* têm uma alta capacidade de adsorção à superfície corroída do titânio. ⁽⁸⁾

No entanto, ao longos dos anos e com o aumento do número de estudos com implantes de titânio, têm vindo a ser relatadas algumas desvantagens do uso deste material que devem ser tidas em conta.

O uso do titânio leva muitas vezes a que se veja clinicamente a cor cinzenta dos implantes, nomeadamente em zonas de fenótipo gengival fino com espessuras menores que 2mm, bem como de recessão gengival ⁽⁷⁾, produzindo problemas estéticos desagradáveis, especialmente na região dos dentes anteriores. ^(1,9-12)

Têm sido relatadas reações alérgicas ^(1,10,11), especialmente reações imunológicas tipo IV ^(6,13) que resultam na sensibilização e proliferação de linfócitos T reativos, seguida de uma cascata inflamatória que leva a sintomas clínicos e até mesmo à perda de tecido peri-implantar. ⁽¹³⁾

Devido ao fenômeno de corrosão do titânio, as partículas que se destacam da superfície do implante podem vir a ser encontradas nos tecidos moles e duros circundantes, bem como nos gânglios linfáticos regionais. ^(10,11,14) Além disso, partículas e íons de Ti possuem a capacidade de levar à liberação de citocinas pró-inflamatórias envolvidas na reabsorção óssea, como TNF- α , IL-1 β e RANK-L, e também foram recentemente associadas ao desenvolvimento de peri-implantite. ⁽⁸⁾

Desta forma, as crescentes exigências estéticas por parte dos pacientes, principalmente em dentes anteriores, e a necessidade de procura por materiais mais biocompatíveis como alternativa ao titânio, levou a medicina dentária ao uso de materiais inovadores que possam superar alguns dos problemas observados com o titânio. ⁽¹³⁾

1.2. Zircónia

O dióxido de zircónio (ZrO₂), mais conhecido como zircónia, foi originalmente descoberto como mineral em 1892 ⁽⁷⁾ e atualmente tem emergido como um material versátil e promissor graças às suas excelentes propriedades mecânicas, elevada biocompatibilidade e excelente resultado estético ^(11,13-16), particularmente na reabilitação de áreas estéticas como a mandíbula anterior, onde predomina um biótipo de tecidos moles finos. ⁽¹⁷⁾

Distingue-se pela sua cor de marfim, que é muito semelhante à cor natural dos dentes ^(1,17) e quando associada à tecnologia *CAD-CAM* permite o fabrico das mais variadas peças protéticas aumentando assim o leque de opções de tratamento. ⁽¹⁵⁾ Os pilares de zircónia, em comparação com pilares em titânio, parecem apresentar uma correspondência de cores mais apropriada entre a mucosa peri-implantar e os dentes naturais. ⁽¹⁸⁾

Para além disso, os implantes de zircónia, apresentam valores médios dos índices estéticos *Pink Esthetic Score*, *White Esthetic Score*, and *Peri-Implant and Crown Index* acima do limiar de aceitabilidade clínica. ⁽¹⁹⁾ Por conseguinte, tem ganho mais atenção na comunidade científica, a fim de confirmar a sua eficácia clínica como um material de implante dentário.

Ao contrário dos implantes de titânio, que têm evidenciado algumas reações imunitárias, a zircónia é altamente biocompatível, pelo que não apresenta efeitos tóxicos locais ou sistémicos, não provoca inflamação, liberação de citocinas pró-inflamatórias ou metabolismo do ácido araquidónico.⁽⁹⁾ Assim, tornou-se a primeira escolha para pacientes com problemas de hipersensibilidade a metais, especialmente aos implantes de titânio. ^(7,16)

Este material possui uma propriedade chamada de polimorfismo graças à sua capacidade de se apresentar com três estruturas cristalinas diferente: monoclinica, tetragonal e cúbica. ^(7,15)

A zircônia pura possui uma estrutura monoclinica à temperatura ambiente que é estável até uma temperatura de 1170°C. Entre 1170 e 2370°C, ocorre a formação em zircônia tetragonal e a fase cúbica é estável a temperaturas acima de 2370°C. (7,9,15)

No entanto, quando stress ou humidade são aplicado à zircônia, ocorre uma reorganização estrutural e a fase tetragonal rapidamente transforma-se em fase monoclinica com um aumento de volume de 3-4%. Este fenómeno apelidado de envelhecimento da zircônia (*aging*) resulta na compressão das microfissuras, num aumento da resistência contra a sua propagação e aumento da tenacidade da fratura. (1,7,9,14,15)

A adição de óxidos estabilizadores, como o óxido de ítrio (Y₂O₃), óxido de cálcio (CaO) ou óxido de magnésio (MgO), é extremamente importante, porque permite conferir à zircônia uma estabilidade estrutural na sua forma tetragonal à temperatura ambiente, aumentando desta forma a longevidade do implante endósseo de zircônia. (7,15)

Em 1977 surgiu a zircônia tetragonal policristalina estabilizada com ítria (Y-TZP), incluindo 98% da fase tetragonal obtida pela introdução de uma pequena quantidade de Y₂O₃⁽⁷⁾ que varia 3,5-8,7% mol de Y₂O₃. (20)

A Y-TZP tem resistência à flexão entre 900 e 1200 MPa, um módulo de Young de 200 a 210 GPa e uma resistência à fratura de 7 a 10 MPa. (4) Os autores têm concluído que zircônia possui baixa energia superficial e por isso apresenta menor afinidade para a adesão e colonização de agentes patogénicos periodontais à sua superfície comparativamente ao titânio^(1,7,15-17,21) e menor prevalência de peri-mucosite.⁽¹⁾ Para além disso, sabe-se que a osteointegração dos implantes de titânio é aumentada através da alteração da sua superfície e, por isso, foi colocada a hipótese, testada e provada que este efeito também poderia ocorrer nos implantes de zircônia. (13)

A revisão sistemática de Manzano *et al.* concluiu que os valores de BIC dos implantes de zircônia na maioria dos estudos não mostraram diferenças estatisticamente significativas em comparação com os implantes de titânio. (4)

Além disso, meta-análises determinaram que os implantes de zircônia têm taxas de sobrevivência comparáveis aos implantes de titânio em 1 e 2 anos, com taxas de 98,3% e 97,2%, respectivamente, e uma perda óssea marginal média de 0,7 mm em 1 ano. (22) No que toca a estudos prospetivos, é relatado na literatura taxas de sobrevivência de 97,5% (23) e 98,5% (24) aos 3 anos e 98,4% aos 5 anos. (25)

1.3. Osteointegração

O termo osteointegração tem sofrido várias alterações desde o momento que o fenómeno foi observado a primeira vez, em 1969, por Bränemark, após a colocação de microcâmaras de titânio na tíbia de coelhos. ⁽⁵⁾ Foi mais tarde, em 1977, que o termo foi descrito como um “contacto direto, estrutural e funcional entre o tecido ósseo ordenado e saudável com a superfície do implante em nível de microscopia ótica, estável e capaz de suportar as forças mastigatórias” ^(4,26), um termo também chamado de "anquilose funcional" por Schroeder. ⁽²⁷⁾

Em 1981, Albrektsson completou esta definição ao referir que é um “contato funcional e estrutural entre o osso vivo e o implante em carga”. No entanto, Zarb e Albrektsson em 1991, propuseram que osteointegração seria “um processo no qual se obtém uma fixação rígida e clinicamente assintomática, a longo prazo, entre um material aloplástico e o osso, numa situação de carga funcional”. ⁽²⁷⁾

A osteointegração é um processo dinâmico durante o qual a estabilidade primária (EP) é substituída pela estabilidade secundária. Após a colocação do implante, a fixação do implante é assegurada pela EP. Esta fixação de origem mecânica corresponde ao contacto direto entre a superfície das paredes ósseas do leito implantar e a superfície do implante. A EP é influenciada fatores como a macrogeometria e microgeometria do implante, a qualidade do osso do hospedeiro, o tipo de preparação do leito implantar (*press-fit*) e a posição vertical do implante em relação à crista óssea. ⁽²⁸⁾

Por outro lado, a estabilidade secundária corresponde a uma ligação de natureza biológica, caracterizada pela regeneração e remodelação óssea que começa com a primeira aposição de osso novo na superfície do implante. ⁽²⁸⁾

A primeira fase da osteointegração compreende a hemóstase e formação do coágulo sanguíneo nas primeiras duas horas. Com a colocação do implante e com o trauma ósseo, os fatores de crescimento e de diferenciação torna-se solúveis e ativos e são secretados para o local. ⁽²⁹⁾ O coágulo sanguíneo é então caracterizado pela presença de eritrócitos, neutrófilos, monócitos/macrófagos, numa rede de fibrina, bem como leucócitos encarregues do processo de limpeza da ferida cirúrgica. ⁽²⁷⁾ Nos quatro dias após a colocação do implante, o coágulo é substituído por tecido de granulação primitivo que contém células mesenquimatosas e componentes da matriz extracelular, ocorre angiogénese com a formação de novas estruturas vasculares ⁽²⁷⁾ e reabsorção óssea necrótica. ⁽²⁶⁾ A modelação óssea começa após uma semana, em que é evidente a nova formação óssea de osso imaturo (*woven bone*) no centro da câmara, em redor dos vasos sanguíneos e em alguns locais em contacto com a superfície do implante,

apelidado de osteogênese de contacto. ⁽²⁷⁾ Após duas semanas verifica-se uma maior adesão da matriz óssea em toda a superfície do implante, estabelecendo o contacto osso-implante. ^(26,27)

Por volta da 4ª semana é observada regeneração óssea com osteogênese à distância que ocorre desde a margem do osso até à superfície do implante. ⁽²⁶⁾ A partir da 6ª semana até à 12ª semana começa a fase de remodelação óssea, em que vai ocorrendo a formação do osso lamelar maduro e o estabelecimento de uma ligação entre este e a superfície de titânio. ^(26,27)

A osteointegração é um processo complexo que pode ser influenciado por vários fatores e, segundo Albrektsson, uma osteointegração bem-sucedida depende do material do implante, do desenho do implante, da superfície do implante, a condição do osso, da técnica cirúrgica e das condições de carga do implante. ⁽³⁰⁾

1.4. Características do tecido ósseo

Segundo Lekholm e Zarb, em 1985, o osso pode ser classificado em quatro tipos consoante a quantidade de osso cortical e trabecular visível na radiograficamente: Tipo I – composto por osso compacto; Tipo II – uma camada espessa de osso cortical envolve um núcleo de osso trabecular denso; Tipo III – uma fina camada de osso cortical envolve um núcleo de osso trabecular denso; Tipo IV – uma fina camada de osso cortical envolve um núcleo de osso trabecular de baixa densidade. O tipo IV encontra-se presente na maxila posterior e o tipo III na maxila anterior, enquanto o tipo II observa-se na mandíbula posterior e o tipo I na mandíbula anterior. ⁽³¹⁾ Esta é a classificação de qualidade óssea que tem sido mais aceite, embora dependa da subjetividade do clínico.

Em 1988, Misch propôs uma classificação com quatro tipos de densidade óssea (D1-D4) independentes da região anatómica e com base nas características macroscópicas corticais e trabeculares ósseas (Quadro 1): D1 - osso cortical denso; D2 - osso cortical denso a poroso que envolve osso trabecular denso; D3 - camada fina de osso cortical poroso a envolver osso trabecular fino; D4 - osso trabecular fino. No entanto, o osso imaturo não mineralizado pode ser classificado como D5. ⁽³¹⁾

Quadro 1 – Distribuição dos tipos ósseos na maxila e na mandíbula – “Adaptado de *Contemporary Implant Dentistry*”.

Densidade óssea	Localização anatómica
D1	Mandíbula anterior
D2	Mandíbula anterior; Mandíbula posterior; Maxila anterior
D3	Maxila anterior; Maxila posterior; Mandíbula posterior
D4	Maxila anterior; Maxila posterior
D5	Enxerto ósseo mal mineralizado

1.5. Macrogeometria

O desenho do implante é fundamental para alcançar a estabilidade primária e secundária essencial para o sucesso da osseointegração e do sucesso do implante a longo prazo. Vários fatores da macrogeometria do implante podem afetar a estabilidade, incluindo a forma do implante, o diâmetro, o comprimento, as espiras e a rugosidade da superfície do implante. ⁽³²⁾

As diferentes macrogeometrias dos implantes têm como objetivo permitir uma melhor distribuição das forças oclusais e aumentar a EP através de uma boa adaptação mecânica ao osso alveolar, com o mínimo de movimento, até que a osseointegração seja alcançada. Em casos de micro-movimentos acima de 150 µm, podem ocorrer uma fibrointegração e, por conseguinte, uma osteointegração sem sucesso. ⁽³³⁾

Segundo alguns autores, os implantes cónicos de titânio oferecem uma EP melhorada porque condensam o osso em áreas de qualidade óssea reduzida, produzindo uma certa força de compressão lateral e vertical no osso cortical circundante, e também possibilitam uma distribuição mais uniforme das forças. ^(32,33) Para além, apresentam uma maior facilidade de uso clínico, sequências de perfuração reduzidas, tempos de cicatrização potencialmente mais curtos e uma diminuição do trauma cirúrgico. ⁽³²⁾ Adicionalmente, são uma alternativa para prevenir a perfuração das paredes ósseas vestibulares e linguais em zonas de concavidades, especialmente em situações nas quais a crista alveolar é fina, criando condições mais favoráveis para a colocação em segurança de implantes entre as raízes adjacentes. ^(31, 33)

Na revisão sistemática de Kreve *et al.*, os implantes cónicos proporcionam uma diminuição do trauma cirúrgico, um melhor BIC e um grau mais uniforme de compactação óssea. ⁽³³⁾

1.6. Métodos invasivos de avaliação da estabilidade implantar

A estabilidade do implante é uma variável decisiva em diferentes etapas da reabilitação na medida em que permite avaliar a relação entre o contacto entre o tecido ósseo circundante e a superfície do implante. ⁽³⁴⁾ Para além disso, é útil para prever a falha precoce do implante, reduzindo assim o custo do tratamento, averiguar a qualidade da osteointegração e determinar se carga imediata é viável. ⁽³⁵⁾

A análise histomorfológica consiste em calcular a quantidade de osso peri-implantar e do BIC a partir de um corte histológico de uma amostra de um implante colocado no osso. ⁽³⁶⁾ Dada a natureza destrutiva deste procedimento, é geralmente utilizado em estudos não clínicos. ^(35,36)

Por outro lado, os testes de tensão consistem na separação do implante do osso de suporte. Mais tarde, foi modificado por Bränemark, aplicando uma carga lateral ao implante. ^(35,36)

O teste push-out/pull-out avalia a capacidade de cicatrização na interface do implante através da medição da resistência ao cisalhamento, aplicando uma carga ao longo do comprimento do implante. ⁽³⁶⁾ Uma grande desvantagem está assente no facto de ser apropriado apenas para implantes sem espiras, enquanto a maioria dos implantes clinicamente disponíveis são de desenho em rosca. Para além disso este método também depende da técnica e sensibilidade do clínico. ⁽³⁵⁾

O método de análise do torque de remoção envolve desaparafusar o implante do leito ósseo e determinar o torque de desaparafusamento. O implante é considerado estável se o torque de remoção for superior a 20N.cm. No entanto este método pode causar a fratura do implante devido ao torque aplicado. ^(35,36)

1.7. Métodos não invasivos de avaliação da estabilidade implantar

Ao longo dos anos, os métodos não invasivos têm ganho popularidade devido à sua conveniência e facilidade de execução. ⁽³⁵⁾

A utilização de exames complementares de diagnóstico, como radiografias, permite avaliar a saúde do implante, avaliar as alterações na quantidade de perda óssea, que é uma consequência do processo de osteointegração. ⁽³⁶⁾ No entanto, existem desvantagens, nomeadamente o facto da qualidade e da densidade óssea não poderem ser determinadas por este método, pelo que não é útil na medição da EP. ^(35,36)

A análise da percussão é um teste bastante simples que se baseia na ciência vibracional-acústica e na teoria da resposta ao impacto. A informação sobre a estabilidade do implante é obtida através do som obtido na percussão com um dispositivo metálico. No entanto, trata-se de um método subjetivo e de confiabilidade questionável, que depende tanto do bom senso como do nível de experiência do clínico, pelo que não pode ser usado como método de avaliação padronizado. ^(35,36)

O Periotest® consiste num dispositivo, apresentado por Schulte, que quantifica a mobilidade do implante através da medição da resposta dos tecidos, que rodeiam o implante, a uma carga de impacto. ⁽³⁵⁾ Usa uma haste metálica acionada electromagneticamente e os seus valores variam de -8 (baixa mobilidade) a +50 (alta mobilidade). Pode medir a densidade óssea no momento da colocação do implante como após a cirurgia do implante. ⁽³⁶⁾ No entanto, o Periotest® precisa de ser combinado com outros métodos de medição da estabilidade do implante para fortalecer os resultados. ⁽³⁵⁾

A análise do torque de inserção consiste num método mecânico utilizado para medir a resistência encontrada durante a inserção do implante no leito ósseo, durante a cirurgia, ao avançar apicalmente e girar no eixo longitudinal. ⁽²¹⁾ As medições só podem ser realizadas na colocação e, portanto, não podem ser usadas para a monitorização do implante ao longo do tempo. ⁽³⁴⁾ Para além disso, é influenciado pelo procedimento cirúrgico, desenho do implante e qualidade óssea no local de colocação. Para alguns autores, o valor mínimo de torque para se obter uma boa osteointegração é de 25 N/cm e valores acima de 32 N/cm podem indicar uma EP adequada. ⁽³⁶⁾

A análise de frequência de ressonância é um método de diagnóstico simples, prático e objetivo e reproduzível, que permite medições confiáveis e repetíveis da estabilidade do implante. ⁽³⁴⁾ Descrito por Meredith *et al.* em 1996, esta técnica baseia-se na emissão de frequências de ressonância de 3000 a 8500 Hz, permitindo avaliar a estabilidade e osteointegração de um implante independentemente do momento em que a sua estabilidade é medida. ^(34,36) A versão mais atual e utilizada pela comunidade científica é o Osstell® e este consiste num aparelho não invasivo, compacto e sem fios ⁽⁴²⁾, que usa um transdutor magnético (Smartpeg™) enroscado ao implante. Este transdutor ao ser ativado por impulsos magnéticos emitidos pela sonda do Osstell®, leva a vibração do transdutor com criação de frequência de ressonância que é captada expressa num quociente de estabilidade implantar (ISQ), variando de 0 a 100. ⁽³⁶⁾ Com recurso ao mais recente dispositivo, Osstell® Beacon, são realizadas somente 2 medições em direções diferentes, mesio-distal e vestibulo-lingual, com a ponta do dispositivo a uma distância de 2-4 mm do topo do SmartPeg™ sem tocá-lo, num ângulo de aproximadamente 45°. ⁽³⁷⁾ Quando os valores de ISQ são superiores a 70 estamos perante uma estabilidade implantar elevada, entre 60 e 69 uma estabilidade média e valores inferiores a 60 são considerados de baixa estabilidade implantar. ⁽³⁸⁾ A frequência de ressonância aumenta com o aumento da rigidez da interface osso-implante. ⁽³⁵⁾

Embora vários fatores sejam conhecidos por influenciar a EP, como o desenho e o tamanho do implante, a qualidade e quantidade óssea, o tipo de osso e a técnica cirúrgica, atualmente o método mais confiável para a medição e quantificação *in vivo* desta estabilidade é medição da AFR do implante. ⁽³⁵⁾

2. OBJETIVOS

Considerando as diferentes propriedades mecânicas da zircônia em relação ao titânio, este estudo *in vitro* procura saber se, utilizando diferentes densidades ósseas, os implantes de zircônia cónicos apresentam maior estabilidade primária que os implantes de zircônia cilíndricos. Assim, o objetivo primário é comparar a estabilidade primária de dois implantes de zircônia com macrogeometrias diferentes, através da análise da frequência de ressonância.

As hipóteses de estudo são as seguintes:

- H0: Não existem diferenças significativas entre os valores de estabilidade primária e as diferentes geometrias dos implantes;
- H1: Existem diferenças significativas entre os valores de estabilidade primária e as diferenças geometrias dos implantes.

Como objetivo secundário deste estudo, pretende-se também comparar a influência da densidade óssea na estabilidade primária de dois tipos de implantes diferentes.

As hipóteses de estudo são as seguintes:

- H0: Não existem diferenças significativas entre os resultados de estabilidade primária comparando as diferentes densidades ósseas;
- H1: Existem diferenças significativas entre os resultados de estabilidade primária comparando as diferentes densidades ósseas.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Tipo de Estudo

A presente investigação corresponde a um estudo *in vitro*.

3.2. Implantes

Neste estudo foram utilizados dois implantes diferentes:

- Neodent® Zi Ceramic Implant (Neodent, Curitiba, Brazil):
 - Implante de zircónia Y-TZP;
 - Desenho cónico de rosca de perfil trapezoidal duplo com diâmetro endosteal de 4,3 mm e 11,5 mm de comprimento;
 - Cor: branco;
 - Conexão ZiLock®;
 - Tratamento de superfície: Neoporos®;
 - Distância mínima mesio-distal entre 2 implantes adjacentes: 3mm.
- Straumann® Pure Ceramic (Institut Straumann AB, Basel, Switzerland):
 - Implante de zircónia Y-TZP;
 - Desenho cilíndrico *tissue level* de duas peças com diâmetro endosteal de 4,1mm e 12mm de comprimento;
 - Cor: marfim;
 - Conexão interna RD;
 - Tratamento de superfícies ZLA®;
 - Distância mínima mesio-distal entre 2 implantes adjacentes: 3mm.

3.3. Modelo de estudo

Foi utilizado um bloco de espuma rígida de poliuretano com 5 densidades da marca Nacional Ossos® (referência 12458), com a dimensão total de 225 x 45 x 25 mm e cada secção de densidade apresentava as seguintes medidas 45 x 45 x 25 mm (Figura 1). Segundo a própria marca, as 5 densidades correspondem aos seguintes tipos de osso: 40 PCF-tipo 1; 30 PCF-tipo 2; 20 PCF-entre tipos 2 e 3; 15 PCF-tipo 3; 10 PCF-tipo 4.

- Bloco 1: Densidade de 10 PCF (0,16 g/cm³) e cor verde-claro.
- Bloco 2: Densidade de 15 PCF (0,24 g/cm³) e cor rosa.
- Bloco 3: Densidade de 20 PCF (0,32 g/cm³) e cor laranja-claro.

- Bloco 4: Densidade de 30 PCF (0,48 g/cm³) e cor laranja-escuro.
- Bloco 5: Densidade de 40 PCF (0,96 g/cm³) e cor castanho.



Figura 1 – Corpo de prova de 5 densidades.

3.4. Grupos de estudo

- Grupos 1: Implante Neodent® Zi Ceramic Implant (Neodent, Curitiba, Brazil) com 4,3 mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento;
- Grupo 2: Implante Straumann® Pure Ceramic (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) com 4,1mm de diâmetro e 12mm de comprimento;
- Grupos-Teste: (1 – 10 PCF, 2 – 15 PCF, 3 – 20 PCF, 4 – 30 PCF e 5 – 40 PCF).

3.5. Amostra

A amostra do presente estudo é n=90, que corresponde a 40 colocações do implante Neodent® Zi Ceramic Implant (Neodent, Curitiba, Brazil) e 50 colocações do implante Straumann® Pure Ceramic (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland).

3.6. Variáveis de estudo

Variável dependente: Estabilidade primária, medida pela AFR com recurso ao dispositivo Osstell® Beacon (Osstell®, Gotemburgo, Suécia) e ao SmartPeg™.

Variável independente: Macrogeometria do implante e densidade do bloco de espuma rígida de poliuretano.

3.7. Protocolo Cirúrgico

Anteriormente à preparação do leito implantar, realizou-se uma matriz com os pontos de eleição para realização da osteotomia, respeitando uma distância de pelo menos 3 mm entre implantes, distância esta indicada pelo fabricante como mínima (Figura 2).

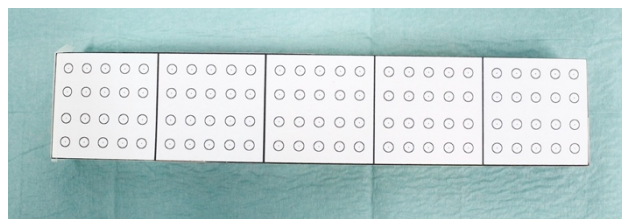


Figura 2 – Corpo de prova e matriz em papel com os pontos de eleição para realização da osteotomia.

3.7.1. Preparação do leito implantar do implante Neodent® Zi Ceramic Implant (Neodent, Curitiba, Brazil)

Para a preparação dos leitos implantares do implante Neodent® Zi Ceramic Implant (Neodent, Curitiba, Brazil) de 4.3mm de diâmetro, seguiu-se o código de cores amarelas da caixa cirúrgica da Neodent® (Figura 3). Realizaram-se 40 leitos implantares, uma vez que a marca faz uma distinção de protocolo específica entre os quatro tipos de osso I, II, III e IV (Anexo 1).



Figura 3 – Caixa cirúrgica Neodent®.

As sequências de brocas e a sequência de preparação dos leitos implantares foram as seguintes (Figuras 4 e 5):

1. Preparação da base do implante e perfuração inicial com broca em lança (1200 rpm);
2. Preparação com broca cônica 2.0 (1200 rpm);
3. Preparação com broca cônica 3.5 (1200 rpm);
4. Preparação com broca cônica 4.3 (1200 rpm);
5. Broca *countersink* 4.3 no osso tipo I, II e III (300 rpm);
6. Macho de rosca 4.3 no osso tipo I e II (30 rpm).

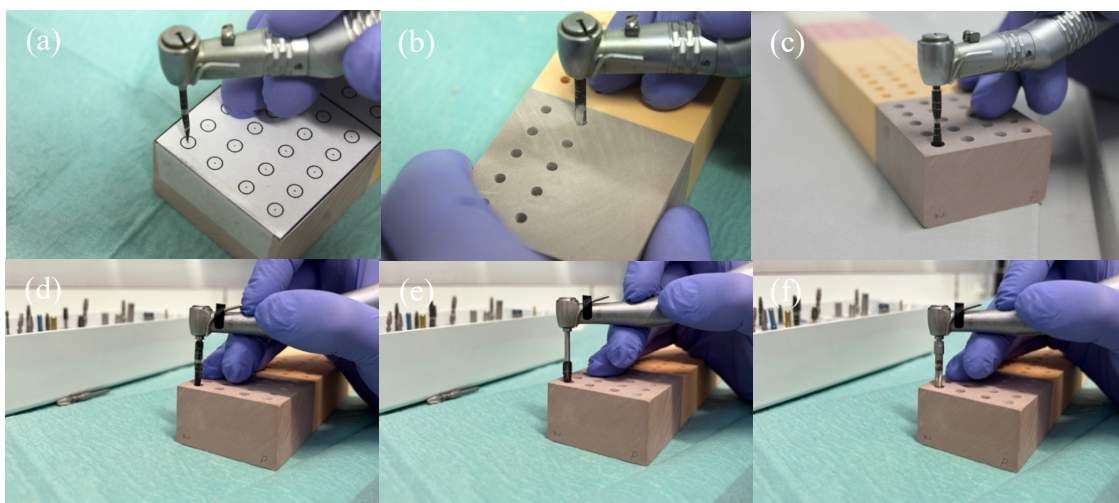


Figura 4 – Sequência de preparação do leito implantar: (a) Broca em lança, (b) Broca cônica 2.0, (c) Broca cônica 3.5, (d) Broca cônica 4.3, (e) Broca countersink 4.3, (f) Macho de rosca 4.3.



Figura 5 – Sequência de brocas utilizadas, segundo o protocolo da Neodent®.

3.7.2. Preparação do leito implantar do implante Straumann® Pure Ceramic (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland)

Para a preparação dos leitos implantares do implante Straumann® Pure Ceramic (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) de 4.1mm de diâmetro, utilizou-se a caixa cirúrgica da Straumann® (Figura 6). Realizaram-se 50 leitos implantares, uma vez que a marca não faz uma distinção de protocolo específica entre os quatro tipos de osso, somente o uso de macho de rosca no osso tipo I (Anexo 2).

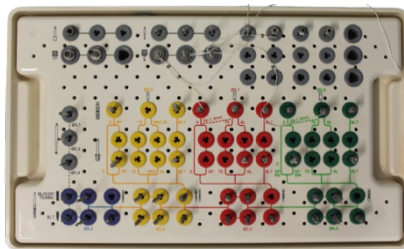


Figura 6 – Caixa cirúrgica Straumann®.

A sequência de brocas e a sequência de preparação do leito implantar foram as seguintes (Figura 7 e 8):

1. Marcação da posição do implante com broca em lança 1.6 (800 rpm);
2. Preparação do leito com broca piloto 2.2 (800 rpm);
3. Preparação com broca piloto curta 2.8 (600 rpm);
4. Preparação com broca helicoidal (*Twist Drill PRO*) 3.5 (500 rpm);
5. Preparação com broca de perfil (*BL Profile Drill*) 4.1 (300 rpm);
6. Preparação com macho de rosca no osso tipo I (*BL Tap for Adapter*) 4.1 (300 rpm).

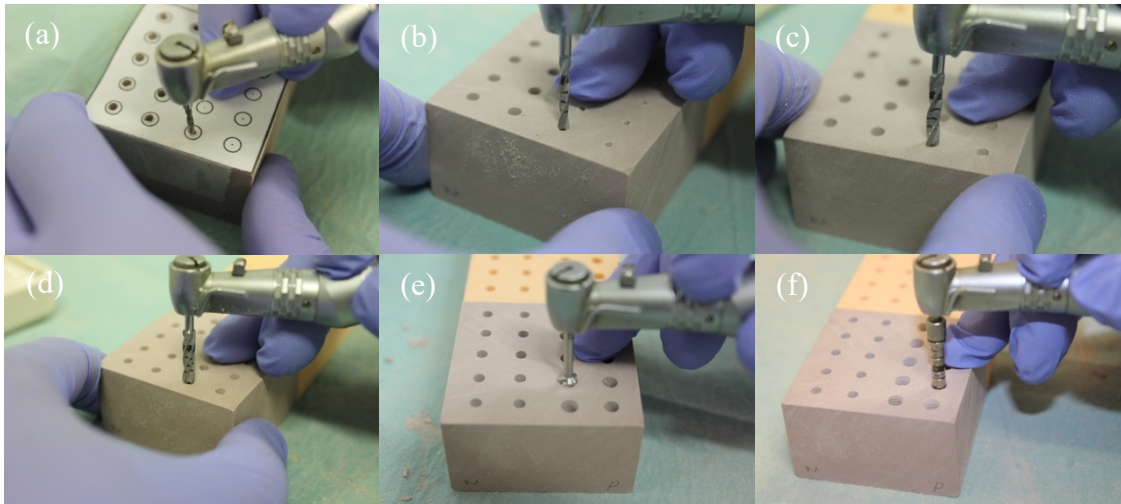


Figura 7 – Sequência de preparação do leito implantar: (a) Broca em lança 1.6, (b) Broca piloto curta 2.2, (c) Broca piloto curta 2.8, (d) Broca helicoidal (Twist Drill PRO) 3.5, (e) Broca de perfil BL (BL Profile Drill) 4.1, (f) Macho de rosca no osso tipo I (BL Tap for Adapter).



Figura 8 – Sequência de brocas utilizadas, segundo o protocolo da Straumann®.

O corpo de prova, representado na Figura 9, apresenta a disposição do leito implantares, correspondendo a primeira e segunda filas às osteotomias para o implante Neodent® Zi Ceramic Implant (Neodent, Curitiba, Brazil) (40 osteotomias) e a terceira e quarta filas às osteotomias para o implante Straumann® Pure Ceramic (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) (50 osteotomias).



Figura 9 – Corpo de prova após preparação dos leitos implantares.

3.7.3. Colocação dos implantes e medição da estabilidade primária.

Após preparação dos leitos implantares, procedeu-se à colocação dos implantes com recurso à conexão para contra-ângulo e peça de transferência correspondente. O implante Neodent® Zi Ceramic Implant (Neodent, Curitiba, Brazil) foi colocado com uma velocidade de inserção de 30 rpm e torque de 35 N/cm (Figura 10a). O implante Straumann® Pure Ceramic (Institut

Straumann AG, Basel, Switzerland) foi colocado com uma velocidade de inserção de 15 rpm e torque de inserção de 35 N/cm (Figura 10b). Todos os implantes foram retirados com um torque inverso ao torque de inserção correspondente.

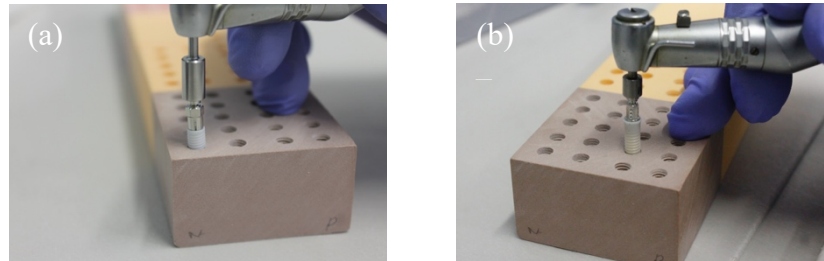


Figura 10 – (a) Colocação do implante Neodent® Zi Ceramic Implant (Neodent, Curitiba, Brazil); (b) Colocação do implante Straumann® Pure Ceramic (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland).

A EP foi medida através da análise da frequência de ressonância, com recurso ao Osstell® Beacon (Osstell® ISQ, Gotemburgo, Suécia) (Figura 11) e à SmartPeg™ específica para cada implante:

- Straumann® Pure Ceramic (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland): Smartpeg™ tipo 81 (referência 100671) (Figura 12a);
- Neodent® Zi Ceramic Implant (Neodent, Curitiba, Brazil): Smartpeg™ tipo 99 (referência 100764) (Figura 12b);



Figura 11 - Osstell® Beacon.

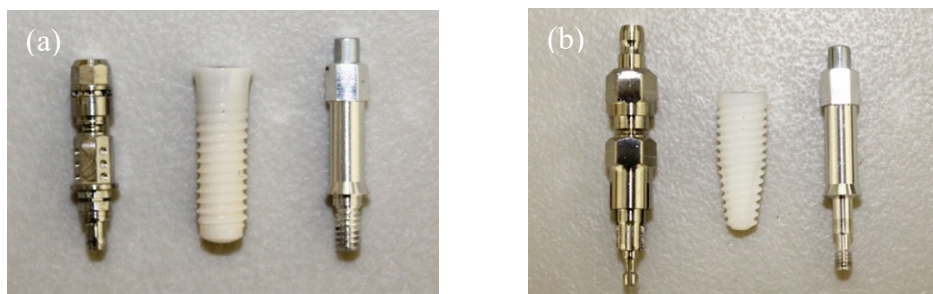


Figura 12 – (a) Peça de transferência, Implante Straumann® Pure Ceramic (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) e SmartPeg™ tipo 81; (b) Peça de transferência, Implante Neodent® Zi Ceramic Implant (Neodent, Curitiba, Brazil) e SmartPeg™ tipo 99.

Enroscou-se manualmente o SmartPeg™ ao implante correspondente, colocou-se a sonda do Osstell® Beacon a uma distância de 2-4 mm do SmartPeg™ (Figura 13), sem tocá-lo, num ângulo aproximado de 45° (Anexo 3 e 4). Foram realizados 3 momentos de 2 medições cada, de acordo com a direção (mesio-distal e vestibulo-lingual).

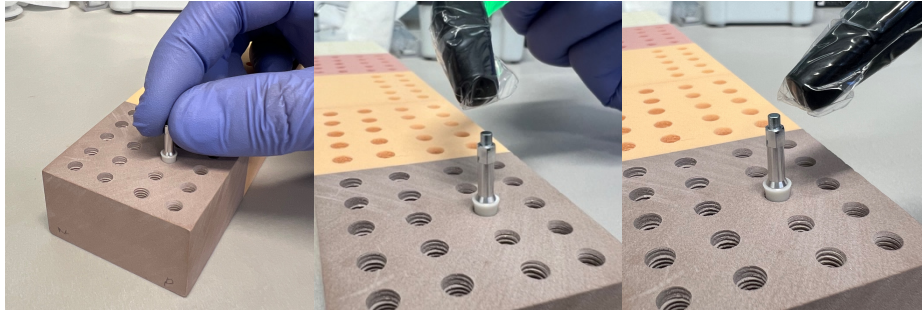


Figura 13 – SmartPeg™ enroscada manualmente ao implante e registo da estabilidade primária com o Osstell® Beacon em 2 direções distintas.

3.8. Análise Estatística

A análise estatística dos resultados obtidos utilizando o Osstell® foi realizada pelo software SPSS (Statistical Package for the Social Science v.28, SPSS Inc., Chicago, Estados Unidos da América). O objetivo da análise foi comparar os implantes entre si e dentro de cada uma das 5 densidades, a fim de determinar se a sua macrogeometria e o tipo de densidade óssea tem um impacto significativo nos valores de ISQ.

Foram utilizados o teste de Shapiro-Wilk, o Teste-t, o teste U de Mann-Whitney ou o teste de Kruskal-Wallis de acordo com grupos de variáveis, normalidade da distribuição e homogeneidade da variância. O Teste-t foi utilizado para grupos de duas variáveis qualitativas com distribuição normal, e o teste U de Mann-Whitney foi aplicado se tivessem distribuição não normal. O teste de Kruskal-Wallis foi utilizado para grupos de três ou mais variáveis se a distribuição fosse normal e a variância não homogénea.

O nível de significância estabelecido foi de 5% ($p < 0,05$) para todos os testes realizados.

4. RESULTADOS

Todos os valores de ISQ obtidos através do Osstell® Beacon para os diferentes grupos de estudo estão apresentados no Apêndice 1 e Apêndice 2.

4.1. Avaliação da influência da macrogeometria na estabilidade primária

Realizou-se o teste de normalidade de Shapiro-Wilk para o Grupo 1 e Grupo 2 ($p < 0,05$) (Figura 14). Apesar de não se verificar a normalidade das amostras e atendendo que o estudo possui uma amostra grande ($n \geq 30$), aplicou-se um Teste-t para igualdade de médias (Figura 15). O intervalo de confiança de 95% do inclui zero (-3,319352 a 8,086952), o que sugere que, embora a diferença média seja positiva, o intervalo de confiança não é totalmente conclusivo por si só. No entanto, com base na diferença de médias ($3,877500 > 0$) e no p-valor significativo ($p = 0,035$), podemos concluir que o Grupo 1 (Neodent® Zi Ceramic Implant) apresenta valores médios de ISQ superiores ao Grupo 2. A Tabela 1 e a Figura 16 apresentam os valores médios e o desvio padrão dos valores de ISQ de cada grupo.

Média	Grupo	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estatística	gl	Sig.	Estatística	gl	Sig.
	Grupo 1	,156	40	,015	,903	40	,002
	Grupo 2	,157	50	,004	,908	50	<,001

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Figura 14 – Teste de normalidade de Shapiro-Wilk para o Grupo 1 e Grupo 2.

Média	Teste de Levene	Teste-t para Igualdade de Médias									
		Z	Sig.	t	df	Significância		Diferença média	Erro de diferença padrão	95% Intervalo de Confiança da Diferença	
						Unilateral p	Bilateral p			Inferior	Superior
	Variâncias iguais assumidas	,076	,783	1,831	88	,035	,071	3,877500	2,118187	-,331952	8,086952
	Variâncias iguais não assumidas			1,862	87,527	,033	,066	3,877500	2,082546	-,261433	8,016433

Figura 15 – Teste-t para igualdade de médias para o Grupo 1 e Grupo 2.

Tabela 1 – Frequência absoluta (n), valores da média de ISQ e respetivo desvio padrão, mediana e intervalo de confiança para cada grupo.

	n	Média ± Desvio Padrão	Mediana	Intervalo de confiança (95%)	
				Limite inferior	Limite superior
Grupo 1	40	65,54 ± 9,12	67,17	62,62	68,45
Grupo 2	50	61,66 ± 10,62	63,75	58,64	64,68

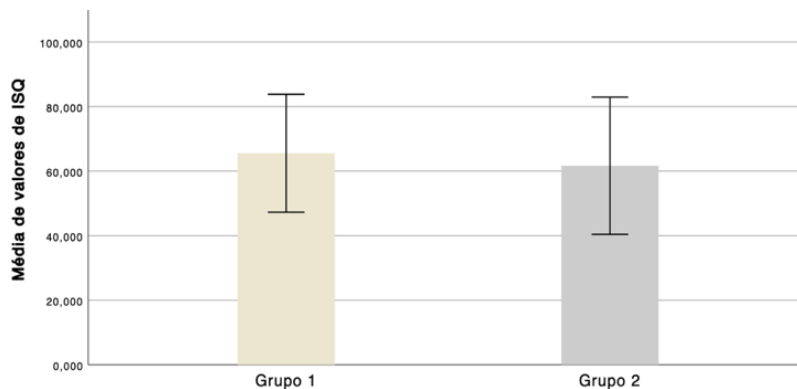


Figura 16 – Distribuição das médias dos valores de ISQ e respetivo desvio padrão dos Grupos 1 e 2.

4.1.1. Densidade 10PCF

Através do teste de Shapiro-Wilk verificou-se uma distribuição normal das duas amostras ($p < 0,05$) (Figura 17), pelo que se aplicou o Teste-t para comparação de duas médias (Figura 18) e o teste de Mann-whitney para amostras independentes (Figura 19). Os resultados mostram que existem diferenças estatisticamente significativas nos valores de ISQ entre o Grupo 1 e Grupo 2, nesta densidade óssea ($p < 0,05$), pelo que é possível concluir que para o Grupo-teste 1 a estabilidade do Grupo 1 (Neodent® Zi Ceramic Implant) é mais elevada. A Figura 20 apresenta a distribuição das médias de valores de ISQ e respetivo desvio padrão para cada grupo e grupo-teste.

		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estatística	gl	Sig.	Estatística	gl	Sig.
Média	Grupo 1	,204	10	,200*	,920	10	,354
	Grupo 2	,182	10	,200*	,943	10	,586

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Figura 17 – Teste de normalidade de Shapiro-Wilk para o Grupo 1 e Grupo 2 na densidade de 10PCF.

		Teste de Levene		Teste-t para Igualdade de Médias							
		Z	Sig.	t	df	Significância		Diferença média	Erro de diferença padrão	95% Intervalo de Confiança da Diferença	
						Unilateral p	Bilateral p			Inferior	Superior
Média	Variâncias iguais assumidas	10,279	,005	5,690	18	<,001	<,001	8,683333	1,526201	5,476904	11,889763
	Variâncias iguais não assumidas			5,690	10,965	<,001	<,001	8,683333	1,526201	5,322873	12,043793

Figura 18 – Teste-t para igualdade de médias para o Grupo 1 e Grupo 2 na densidade de 10PCF.

(a)

N total	20
U de Mann-Whitney	1,000
Wilcoxon W	56,000
Estatística de teste	1,000
Erro padrão	13,214
Estatística de Teste Padronizado	-3,708
Sinal assintótico (teste de dois lados)	<,001
Exact Sig.(teste de dois lados)	,000

(b)

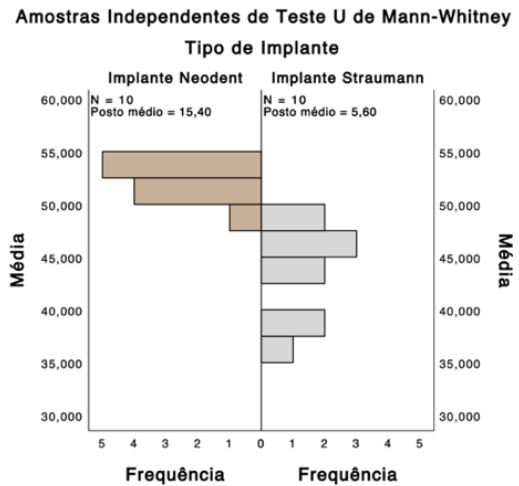


Figura 19 – (a) Teste U de Mann-Whitney na densidade de 10PCF; (b) Comparação de Médias entre o Grupo 1 e Grupo 2 na densidade de 10PCF, utilizando o Teste U de Mann-Whitney.

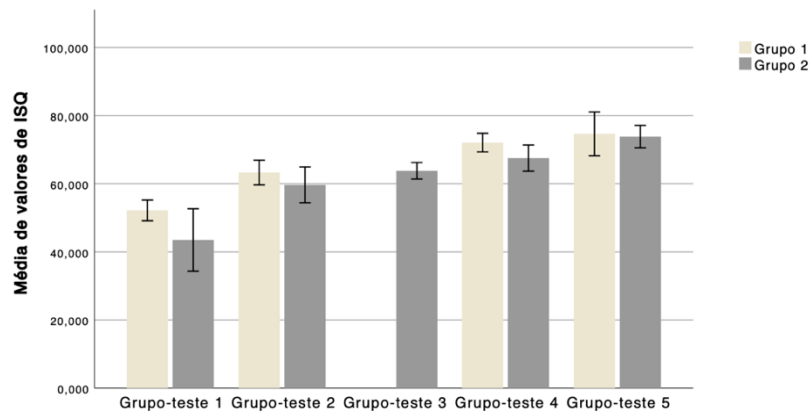


Figura 20 – Distribuição das médias de valores de ISQ e respectivo desvio padrão dos Grupos e Grupos-teste.

4.1.2. Densidade 15PCF e 30PCF

Nestas duas densidades, os resultados mostram que, aplicando o Teste de Shapiro-Wilk ($p > 0,05$) (Figura 21 e 22) e o Teste-t (Figura 23 e Figura 24) para comparação de duas médias, existem diferenças estatisticamente significativas nos valores de ISQ entre os dois grupos, tanto no Grupo-teste 2 como no Grupo-teste 4 ($p = 0,001$ e $p < 0,05$, respetivamente). Analisando os intervalos de confiança, estes não incluem o 0, pelo que é possível concluir que em ambos os Grupos-teste 2 e 4, os valores de ISQ do Grupo 1 (Neodent® Zi Ceramic Implant) são mais elevados do que os do Grupo 2 (Tabela 2).

Média	Grupo	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estatística	gl	Sig.	Estatística	gl	Sig.
	Grupo 1	,149	10	,200*	,973	10	,917
	Grupo 2	,127	10	,200*	,959	10	,779

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Figura 21 – Teste de normalidade de Shapiro-Wilk para o Grupo 1 e Grupo 2 na densidade de 15PCF.

Média	Grupo	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estatística	gl	Sig.	Estatística	gl	Sig.
		Grupo 1	,134	10	,200*	,963	10
Grupo 2	,205	10	,200*	,925	10	,400	

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Figura 22 – Teste de normalidade de Shapiro-Wilk para o Grupo 1 e Grupo 2 na densidade de 30PCF.

Média	Variâncias iguais assumidas	Teste de Levene		t	df	Significância		Diferença média	Erro de diferença padrão	95% Intervalo de Confiança da Diferença	
		Z	Sig.			Unilateral p	Bilateral p			Inferior	Superior
	Variâncias iguais não assumidas	1,118	,304	3,593	18	,001	,002	3,633333	1,011203	1,508875	5,757791
	Variâncias iguais não assumidas			3,593	15,947	,001	,002	3,633333	1,011203	1,489097	5,777569

Figura 23 – Teste-t para igualdade de médias para o Grupo 1 e Grupo 2 na densidade de 15PCF.

Média	Variâncias iguais assumidas	Teste de Levene		t	df	Significância		Diferença média	Erro de diferença padrão	95% Intervalo de Confiança da Diferença	
		Z	Sig.			Unilateral p	Bilateral p			Inferior	Superior
	Variâncias iguais assumidas	3,075	,097	6,084	18	<,001	<,001	4,516667	,742389	2,956964	6,076369
	Variâncias iguais não assumidas			6,084	16,231	<,001	<,001	4,516667	,742389	2,944691	6,088643

Figura 24 – Teste-t para igualdade de médias para o Grupo 1 e Grupo 2 na densidade de 30PCF.

Tabela 2 – Valores da média de ISQ e respectivo desvio padrão, valor mínimo, valor máximo e valor de p para cada grupo e grupo-teste.

	Média ± Desvio padrão		Mínimo		Máximo		Valor de p
	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 1	Grupo 2	
Grupo-teste 1	52,18±1,52	43,5±4,58	49,00	36,00	54,00	49,50	<0,001
Grupo-teste 2	63,28±1,81	59,65±2,64	60,33	54,50	66,00	63,17	0,001
Grupo-teste 3		63,80±1,21		62,00		65,83	
Grupo-teste 4	72,05±1,36	67,53±1,91	69,83	64,50	74,17	70,00	<0,001
Grupo-teste 5	74,63±3,21	73,82±1,64	68,33	71,67	78,00	74,50	0,048

4.1.3. Densidade 40PCF

Através do Teste de Shapiro-Wilk, verificou-se uma distribuição não normal das duas amostras ($p < 0,05$) (Figura 25), pelo que se realizou um teste U de Mann-Whitney (Figura 26). Pela análise da Figura 26b, o posto médio mais alto para o Grupo 1 sugere que a estabilidade deste grupo é significativamente mais elevada. Se considerarmos um teste unilateral à direita ($\mu_{\text{Grupo1}} > \mu_{\text{Grupo2}}$), existe evidência estatística a favor do Grupo 1 (Neodent® Zi Ceramic Implant), com $p = 0,096/2 = 0,048$ ($p < 0,05$), indicando uma diferença significativa a um nível de significância de 5%.

		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estatística	gl	Sig.	Estatística	gl	Sig.
Média	Grupo 1	,286	10	,020	,824	10	,028
	Grupo 2	,265	10	,045	,824	10	,029

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Figura 25 – Teste de normalidade de Shapiro-Wilk para o Grupo 1 e Grupo 2 na densidade de 40PCF.

(a)

N total	20
U de Mann-Whitney	28,000
Wilcoxon W	83,000
Estatística de teste	28,000
Erro padrão	13,209
Estatística de Teste Padronizado	-1,666
Sinal assintótico (teste de dois lados)	,096
Exact Sig.(teste de dois lados)	,105

(b)

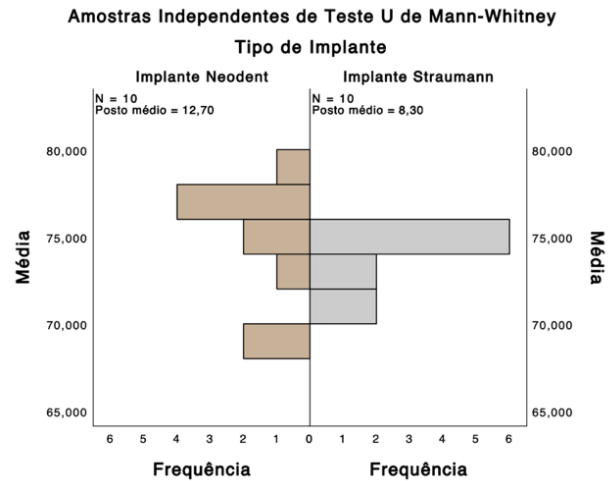


Figura 26 – (a) Teste U de Mann-Whitney na densidade de 40PCF; (b) Comparação de Médias entre o Grupo 1 Grupo 2 na densidade de 40PCF, utilizando o Teste U de Mann-Whitney.

4.2. Avaliação da influência da densidade óssea na estabilidade primária

4.2.1. Avaliação da EP do implante Straumann® Pure Ceramic (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) nas diferentes densidades ósseas

Após realização do Teste de Shapiro-Wilk (Figura 27) e do Teste de homogeneidade de variância (Figura 28), verificou-se que a variância é não homogênea, pelo que se aplicou o Teste de Kruskal-Wallis, uma ANOVA não paramétrica em amostras independentes (Figura 29).

Os resultados mostram que existem diferenças estatisticamente significativas nos valores da ISQ os diferentes Grupos-teste ($p < 0,05$). De forma a verificar onde existem diferenças, foi feita a comparação através do Método de Pairwise, com a significância estatística ajustada pela correção Bonferroni, pelo que se pode concluir que existem diferenças estatisticamente significativas para todas as comparações par-a-par, exceto entre os grupos 10PCF-15PCF ($p = 1,000$), 15PCF-20PCF ($p = 1,000$), 20PCF-30PCF ($p = 1,000$) e 30PCF-40PCF ($p = 1,000$) (Figuras 30 e 31).

Assim, é possível concluir que a EP na densidade 10PCF é inferior à 20PCF ($p < 0,05$), a EP na densidade 10PCF é inferior à 30PCF ($p < 0,05$), a EP na densidade 10PCF é inferior à 40PCF ($p < 0,05$), a EP na densidade 15PCF é inferior à 30PCF ($p < 0,05$), a EP na densidade 15PCF é inferior à 40PCF ($p < 0,05$) e a EP na densidade 20PCF é inferior à 40PCF ($p < 0,05$).

		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estatística	gl	Sig.	Estatística	gl	Sig.
Média	Grupo-teste 1	,182	10	,200*	,943	10	,586
	Grupo-teste 2	,127	10	,200*	,959	10	,779
	Grupo-teste 3	,146	10	,200*	,977	10	,947
	Grupo-teste 4	,205	10	,200*	,925	10	,400
	Grupo-teste 5	,265	10	,045	,824	10	,029

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Figura 27 – Teste de normalidade de Shapiro-Wilk para avaliação da EP do Grupo 2 nas diferentes densidades.

		Estatística de Levene		Sig.
		gl1	gl2	
Média	Com base em média	6,149	4	<,001
	Com base em mediana	5,159	4	,002
	Com base em mediana e com gl ajustado	5,159	4	21,341
	Com base em média aparada	6,132	4	<,001

Figura 28 – Teste de homogeneidade de variância para avaliação da EP do Grupo 2 nas diferentes densidades.

(a)

N total	50
Estatística de teste	46,160 ^a
Grau de Liberdade	4
Sinal assintótico (teste de dois lados)	<,001

a. A estatística do teste está ajustada para empates.

(b)

Amostras Independentes de Teste de Kruskal-Wallis

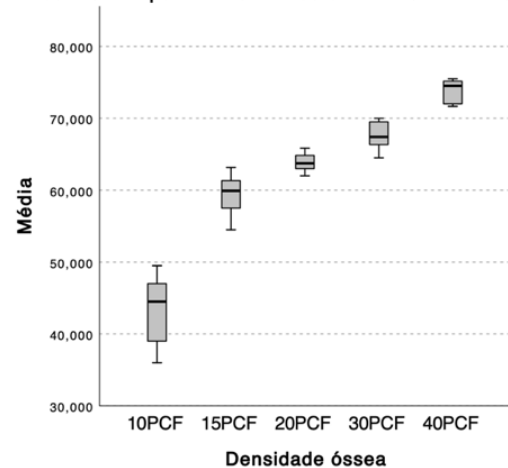


Figura 29 – (a) Teste de Kruskal-Wallis para avaliação da EP do Grupo 2 nas diferentes densidades ósseas; (b) Comparação de médias de valores de ISQ, utilizando o Teste de Kruskal-Wallis.

	Estatística de teste	Erro padrão	Estatística de Teste Padrão	Sig.	Adj. Sig ^a
10PCF-15PCF	-10,600	6,518	-1,626	,104	1,000
10PCF-20PCF	-19,800	6,518	-3,038	,002	,024
10PCF-30PCF	-29,600	6,518	-4,541	<,001	,000
10PCF-40PCF	-40,000	6,518	-6,137	<,001	,000
15PCF-20PCF	-9,200	6,518	-1,411	,158	1,000
15PCF-30PCF	-19,000	6,518	-2,915	,004	,036
15PCF-40PCF	-29,400	6,518	-4,511	<,001	,000
20PCF-30PCF	-9,800	6,518	-1,504	,133	1,000
20PCF-40PCF	-20,200	6,518	-3,099	,002	,019
30PCF-40PCF	-10,400	6,518	-1,596	,111	1,000

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 ,050.

a. Os valores de significância foram ajustados pela correção Bonferroni para vários testes.

Figura 30 – Comparações pelo Método de Pairwise para avaliação da EP do Grupo 2 nas diferentes densidades ósseas.

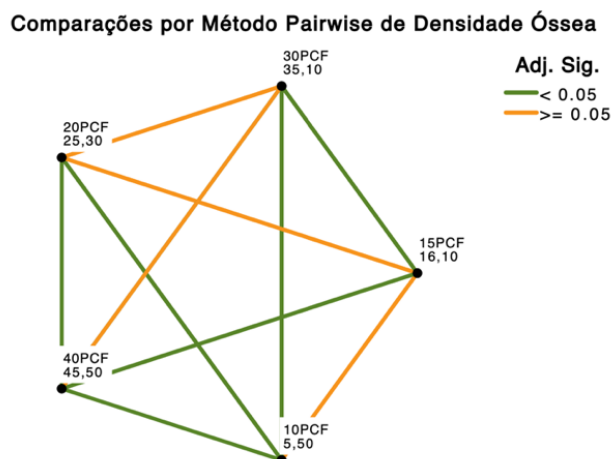


Figura 31 – Comparações pelo Método de Pairwise de Densidade Óssea do Grupo 2.

4.2.2. Avaliação da EP do implante Neodent® Zi Ceramic Implant (Neodent, Curitiba, Brazil) nas diferentes densidades ósseas

Através do Teste de normalidade de Shapiro-Wilk (Figura 32) e do Teste de homogeneidade de variância (Figura 33), verificou-se que a variância é não homogênea. Os resultados mostram que, aplicando o Teste de Kruskal-Wallis, existem diferenças estatisticamente significativas nos valores da ISQ entre os Grupos-teste ($p < 0,05$) (Figura 34). Através do Método de Pairwise, com a significância estatística ajustada pela correção Bonferroni, é possível concluir que existem diferenças estatisticamente significativas para todas as comparações par-a-par, exceto entre os grupos 10PCF-15PCF ($p = 0,334$), 15PCF-30PCF ($p = 0,118$) e 30PCF-40PCF ($p = 1,000$) (Figuras 35 e 36).

Assim, é possível concluir que a EP na densidade 10PCF é inferior à de 30PCF ($p < 0,05$), a EP na densidade 10PCF é inferior à de 40PCF ($p < 0,05$) e a EP na densidade 15PCF é inferior à de 40PCF ($p < 0,05$).

		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estatística	gl	Sig.	Estatística	gl	Sig.
Média	Grupo-teste 1	,204	10	,200*	,920	10	,354
	Grupo-teste 2	,149	10	,200*	,973	10	,917
	Grupo-teste 4	,134	10	,200*	,963	10	,823
	Grupo-teste 5	,286	10	,020	,824	10	,028

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Figura 32 – Teste de normalidade de Shapiro-Wilk para avaliação da EP do Grupo 1 nas diferentes densidades ósseas.

		Estadística de Levene	gl1	gl2	Sig.
Média	Com base em média	3,370	3	36	,029
	Com base em mediana	1,094	3	36	,364
	Com base em mediana e com gl ajustado	1,094	3	15,601	,381
	Com base em média aparada	2,845	3	36	,051

Figura 33 – Teste de homogeneidade de variância para avaliação da EP do Grupo 1 nas diferentes densidades ósseas.

(a)

N total	40
Estadística de teste	34,090 ^a
Grau de Liberdade	3
Sinal assintótico (teste de dois lados)	<,001

a. A estatística do teste está ajustada para empates.

(b)

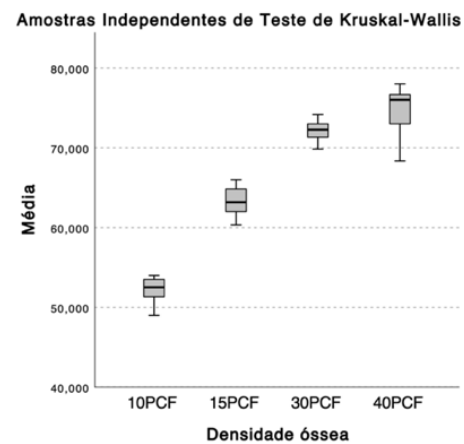


Figura 34 – (a) Teste de Kruskal-Wallis para avaliação da EP do Grupo 1 nas diferentes densidades ósseas; (b) Comparação de médias de valores de ISQ do Grupo 1, utilizando o Teste de Kruskal-Wallis.

	Estadística de teste	Erro padrão	Estadística de Teste Padrão	Sig.	Adj. Sig ^a
10PCF-15PCF	-10,000	5,227	-1,913	,056	,334
10PCF-30PCF	-22,200	5,227	-4,247	<,001	,000
10PCF-40PCF	-27,800	5,227	-5,319	<,001	,000
15PCF-30PCF	-12,200	5,227	-2,334	,020	,118
15PCF-40PCF	-17,800	5,227	-3,405	<,001	,004
30PCF-40PCF	-5,600	5,227	-1,071	,284	1,000

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 ,050.
a. Os valores de significância foram ajustados pela correção Bonferroni para vários testes.

Figura 35 – Comparações pelo Método de Pairwise para avaliação da EP do Grupo 1 nas diferentes densidades.

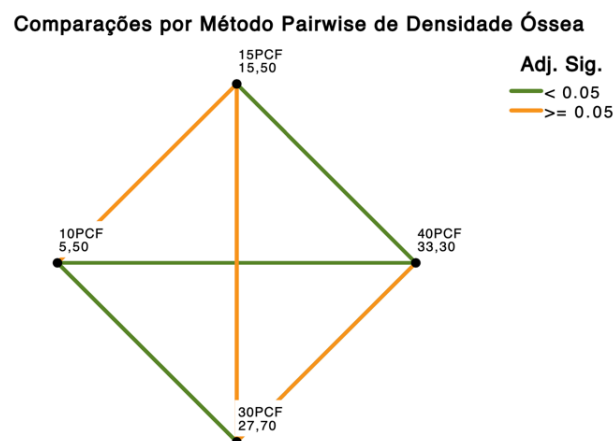


Figura 36 – Comparações pelo Método de Pairwise de Densidade Óssea do Grupo 1.

5. DISCUSSÃO

O presente estudo surge como tentativa de perceber a concreta influência de duas macrogeometrias diferentes de implantes, cilíndrica e cônica, e da densidade óssea na qual estes são colocados, com o objetivo de suportar decisões clínicas na escolha de determinado macrogeometria consoante a densidade óssea.

No protocolo laboratorial foi utilizado um bloco de espuma de poliuretano, um material frequentemente utilizado em estudos biomecânicos *in vitro* na área da Implantologia. De acordo com a ASTM, este material revela-se um padrão ideal substituto do osso humano para a realização de testes mecânicos em instrumentos e dispositivos ortopédicos, conforme relatado pela ASTM ⁽³⁹⁾

Dadas as dificuldades inerentes ao uso de ossos de cadáveres humanos e ossos de animais, a espuma sintética de poliuretano permite a sua utilização em testes comparativos de implantes ósseos com o objetivo de fornecer uniformidade e propriedades consistentes semelhantes ao osso esponjoso humano, permitindo avaliar a EP de implantes. ⁽⁴⁰⁾ Além disso, são capazes de evitar a variabilidade local e anatômica dos tecidos ósseos, sem alterações mecânicas relacionadas à condição ambiental, e produzem um modelo padronizado para testes de implantes dentários. ^(39,41) Pelo contrário, uma limitação da espuma de poliuretano é não permitir uma avaliação de outros parâmetros, como a temperatura de perfuração ou de achados histológicos.

A medição da estabilidade foi realizada através de AFR, um método de diagnóstico simples, prático e objetivo e reprodutível, que permite medições confiáveis e repetíveis da estabilidade do implante, com recurso à versão mais atual da marca, Osstell® Beacon. ⁽³⁴⁾ Segundo Kittur N *et al.*, a AFR é o método mais confiável para a medição e quantificação *in vivo* da EP de um implante. ⁽³⁵⁾ Neste estudo, o Smartpeg™ foi apertado manualmente. Embora diferentes clínicos apliquem forças variadas ao apertar o transdutor, a literatura indica que a colocação manual do transdutor permite uma medição objetiva e confiável da AFR. ⁽⁴²⁾

A macrogeometria e o efeito dos implantes cônicos na EP tem sido amplamente discutido. Em comparação com implantes com paredes paralelas, a forma cônica pode levar a forças de compressão laterais e verticais favoráveis durante a colocação e a distribuição mais uniforme das forças, resultando numa maior EP do implante. ^(32,33)

De acordo com resultados do presente estudo, existem diferenças estatisticamente significativas nos valores de ISQ entre as macrogeometrias distintas, sendo o desenho cônico o que exibiu valores mais elevados de ISQ e, conseqüentemente, melhor EP, em comparação com

o desenho cilíndrico. Assim, a hipótese nula H_0 formulada para este estudo “Não existem diferenças significativas entre os valores de EP e as diferentes geometrias dos implantes” é rejeitada.

É de referir que o implante cónico Neodent® Zi Ceramic Implant (Neodent, Curitiba, Brazil) atingiu valores de ISQ acima de 70 nas duas densidades mais elevadas, 30 PCF e 40 PCF, e valores acima de 60 na densidade 15PCF, o que, segundo a Osstel, significa que estamos perante uma estabilidade implantar elevada e uma estabilidade média, respetivamente. ⁽³⁸⁾ Os valores inferiores a 60 são considerados de baixa estabilidade implantar, e observou-se principalmente nas densidades de 10PCF do implante Neodent® Zi Ceramic Implant (Neodent, Curitiba, Brazil) e nas densidades de 10 PCF e 15PCF do implante cilíndrico Straumann® Pure Ceramic (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland).

A literatura existente oferece poucas comparações entre as macrogeometrias de implantes de zircónia. As pesquisas disponíveis ainda são limitadas, o que dificulta a avaliação abrangente das características e desempenho desses implantes em comparação com os de outros materiais. No entanto, os dados do presente estudo são consistentes com os resultados de Barikani H *et al*, que avaliou o efeito da geometria cónica e cilíndrica, diâmetro e comprimento de implantes de titânio na sua EP com base na AFR, em blocos de osso artificial. Os resultados de ISQ permitiram averiguar que a EP dos implantes cónicos é superior à dos implantes paralelos, independentemente do seu comprimento e do diâmetro. ⁽⁴³⁾

Num estudo *in vitro* de Comuzzi L *et al.*, pretendeu-se avaliar a EP de implantes cilíndricos e cónicos de titânio posicionados em blocos de espuma de poliuretano de baixa densidade (10PCF e 20PCF) e verificou-se que os implantes cónicos apresentaram um EP melhorada em densidade de 10PCF em comparação com a macrogeometria cilíndrica. ⁽⁴⁴⁾ Noutro estudo destes autores, pretendeu-se ainda simular um modelo de pós-extração realizado em blocos de espuma de poliuretano de 10 e 20 PCF, e observou-se que implantes de titânio cónicos apresentaram valores consistentemente mais elevados em todas as condições experimentais e pode ser considerada a forma com melhor desempenho em condições artificiais de pós-extração. ⁽⁴⁰⁾

Estes últimos resultados estão de acordo com um estudo *in vivo* em alvéolos pós-extracionais de cães, em que foi possível observar um valor médio de ISQ significativamente maior para implantes de titânio apicalmente cónicos em comparação com implantes de titânio cilíndricos, imediatamente após a colocação. ⁽⁴⁵⁾

Adicionalmente, os estudos em modelo animal de García-Vives *et al.* compararam a estabilidade de implantes de zircónia cónicos e cilíndricos com 10 mm de comprimento em osso de vaca tipo IV e concluíram que a forma cónica fornece mais EP. ⁽⁴⁶⁾

De igual forma, no estudo clínico prospetivo de Lozano-Carrascal *et al.*, avaliaram o torque de inserção e os valores de ISQ de 25 implantes de titânio cilíndricos e 22 cónicos colocados em pacientes, e foi observado que os implantes de desenho cónico alcançaram maiores valores de ISQ tanto na mandíbula como na maxila, 71.67 ± 5.16 e 67.2 ± 4.42 , respetivamente. ⁽⁴⁷⁾

Esta diferença de valores de ISQ foi atribuída por Rohn A *et al.*, ao facto dos implantes cónicos exercerem mais força de compressão lateral nas paredes ósseas ao redor do implante durante a sua colocação e, assim, em áreas com qualidade e quantidade óssea inadequadas, recomenda-se o uso de implantes cónicos para obter melhor EP. ⁽⁴⁸⁾

Por outro lado, alguma literatura tem relatado resultados contrários aos resultados do presente estudo. Num estudo de Heitzer M *et al.*, foram comparados implantes de titânio cónicos e implantes de zircónia cilíndricos (Straumann® Pure Ceramic) colocados no osso maxilar anterior de cadáveres, atendendo aos critérios de osso de baixa densidade, e em blocos de esponja de poliuretano de densidade 10PCF e 20PCF. Observou-se que os valores médios de ISQ, foram significativamente maiores nos implantes cilíndricos quando comparados aos implantes cónicos de titânio, tanto no cadáver como nos blocos de esponja de poliuretano. Para além disso os autores indicam que os implantes cilíndricos de zircónia representam uma opção de tratamento viável comparável aos implantes cónicos de titânio em termos de EP em osso humano de baixa densidade. ⁽⁴⁹⁾

Os resultados revelam-se igualmente distintos do estudo apresentado por Bilhan *et al.*, realizado em modelo animal, no qual os implantes de titânio cilíndricos exibiram maiores valores de ISQ em comparação com os implantes de titânio cónicos. Os autores explicam estas diferenças com o facto de terem sido colocados em osso esponjoso e a EP obtida dos implantes cónicos ser totalmente obtida da parte cervical, o que pode constituir um risco de se perder a estabilidade possivelmente obtida pela metade apical, o que se apresenta, portanto, como uma desvantagem dos implantes cónicos. ⁽⁵⁰⁾

Todavia, uma meta-análise mostrou que, com a literatura disponível, os valores de ISQ de implantes de titânio cónicos medidos imediatamente após a sua colocação não apresentaram diferenças estatisticamente significativas dos implantes cilíndricos, pelo que são necessários RCTs para validar o uso de implantes cónicos em protocolos de carga imediata e outros cenários clínicos complexos. ⁽⁵¹⁾

Atendendo ao segundo objetivo primário que visa avaliar a influência da densidade óssea na EP implantar através dos valores de ISQ, quando comparados entre si todos os valores de ISQ obtidos nas diferentes densidades ósseas com os diferentes implantes, existem diferenças estatisticamente significativas, pelo que permite rejeitar a hipótese nula (H0), inferindo que há uma influência da densidade óssea na EP das duas macrogeometrias de implantes. Os resultados sugerem que na densidade de 40PCF foram alcançados os valores mais elevados de ISQ, correspondendo à maior densidade estudada, tanto no implante Neodent® Zi Ceramic Implant (Neodent, Curitiba, Brazil) como no Straumann® Pure Ceramic (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland). Verificou-se ainda que, em média, os valores de ISQ obtidos foram consecutivamente crescentes à medida que a densidade aumentava, e assim, é possível concluir que o aumento da densidade leva a um aumento da EP, independentemente da macrogeometria do implante.

Ivanova *et al.* conduziram um estudo *in vivo* para avaliar a influência de vários fatores na EP dos implantes, incluindo a densidade óssea. No estudo, 90 implantes foram inseridos na maxila e na mandíbula de pacientes diferentes e os resultados mostraram que os valores de EP aumentaram proporcionalmente com a densidade óssea, concluindo que a densidade óssea tem uma influência positiva na aquisição da EP. ⁽⁵²⁾

O presente estudo possui algumas limitações, nomeadamente o elevado número de inserções e remoções consecutivas dos implantes, o que pode causar distorções da macrogeometria das espiras, afetando de forma incerta os resultados dos valores de ISQ. Tal escolha pode ser justificada pelas restrições financeiras e logísticas associadas a um estudo na área da Implantologia Oral e, desta forma, para futuros estudos, é recomendável utilizar implantes diferentes em cada medição para eliminar esse viés.

Para além disso, foi utilizado um SmartPeg™ por implante, pelo que a sua reutilização pode levar a um desgaste gradual da estrutura de alumínio ou a um ajuste menos preciso ao implante, e consequentemente registar medições imprecisas de ISQ. Em ambiente clínico, poderá levar a complicações protéticas devido à libertação de partículas de alumínio que podem impedir uma adaptação precisa e estabilidade do pilar ao implante. ⁽⁵³⁾

Adicionalmente, as osteotomias deste estudo foram realizadas sem irrigação, mas, de acordo com Di Stefano *et al.*, a irrigação em blocos de espuma de poliuretano não tem repercussões nos parâmetros de EP, usando a AFR. ⁽⁵⁴⁾

No estudo *in vitro* de Chávarri-Prado *et al.*, investigou-se a influência da cortical óssea na EP. Utilizaram dois blocos de poliuretano, um com lâmina cortical e outro sem, concluindo

que a presença da cortical afeta significativamente os valores de EP medidos em ISQ. Portanto, no presente estudo, teria sido benéfico usar, além do corpo de prova sem cortical, um corpo de prova que imitasse a cortical óssea, permitindo uma simulação ainda mais precisa da cavidade oral. ⁽⁵⁵⁾

Outro aspecto a ter em consideração, que poderá ter provocado modificações nos resultados, é a inexperiência do clínico. Com base na literatura, é possível averiguar à medida que os clínicos ganham experiência e prática, eles tendem a melhorar as suas técnicas e abordagem, o que contribui para resultados clínicos superiores, um aumento na taxa de sucesso e uma redução na ocorrência de complicações. ⁽⁵⁶⁾

Por fim, as diferenças no comprimento e no diâmetro dos implantes utilizados neste estudo podem alterar os resultados. A literatura publicada sobre esta relação é controversa. Investigações anteriores mostraram que uma menor EP foi obtida com comprimentos de implante mais longos ⁽⁵⁷⁾, outras sugerem que a EP aumenta com o aumento do comprimento⁽⁵⁸⁾, ou até mesmo que o comprimento e o diâmetro dos implantes não influenciam a sua EP. ^(48,59) A percepção de que implantes maiores e mais longos têm maior estabilidade pode não ser precisa. O desenho do implante, a geometria das espiras e o osso circundante podem ter um efeito mais significativo na estabilidade mecânica do implante. Portanto, dada a diversidade de resultados atuais, em estudos futuros é importante padronizar estas variáveis ou considerar as influências ao interpretar os dados, garantindo que as conclusões sejam precisas e comparáveis.

6. CONCLUSÕES

Considerando as limitações deste estudo *in vitro*, os resultados sugerem que a macrogeometria influencia os valores de EP, sendo o desenho cônico o que apresentou melhores resultados de ISQ, comparativamente ao desenho cilíndrico, em implantes de zircónia. Verificou-se, ainda, que existem diferenças significativas entre os resultados de EP comparando as diferentes densidades ósseas, pelo que existem maiores valores de EP com o aumento da densidade óssea. Assim sendo, as hipóteses H1 dos objetivos primário e secundário são confirmadas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Fernandes PRE, Otero AIP, Fernandes JCH, Nassani LM, Castilho RM, de Oliveira Fernandes GV. Clinical Performance Comparing Titanium and Titanium-Zirconium or Zirconia Dental Implants: A Systematic Review of Randomized Controlled Trials. *Dent J (Basel)*. 2022 May 12;10(5):83. doi: 10.3390/dj10050083. PMID: 35621536; PMCID: PMC9140125.
2. Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol 2000*. 2017 Feb;73(1):7-21. doi: 10.1111/prd.12185. PMID: 28000280.
3. Howe MS, Keys W, Richards D. Long-term (10-year) dental implant survival: A systematic review and sensitivity meta-analysis. *J Dent*. 2019 May;84:9-21. doi: 10.1016/j.jdent.2019.03.008. Epub 2019 Mar 20. PMID: 30904559.
4. Manzano G, Herrero LR, Montero J. Comparison of clinical performance of zirconia implants and titanium implants in animal models: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 Mar-Apr;29(2):311-20. doi: 10.11607/jomi.2817. PMID: 24683556.
5. Silva RCS, Agrelli A, Andrade AN, Mendes-Marques CL, Arruda IRS, Santos LRL, Vasconcelos NF, Machado G. Titanium Dental Implants: An Overview of Applied Nanobiotechnology to Improve Biocompatibility and Prevent Infections. *Materials (Basel)*. 2022 Apr 27;15(9):3150. doi: 10.3390/ma15093150. PMID: 35591484; PMCID: PMC9104688.
6. Nicholson J. Titanium Alloys for Dental Implants: A Review. *Prosthesis [Internet]*. 2020 Jun 15;2(2):100–16. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/prosthesis2020011>
7. Hanawa T. Zirconia versus titanium in dentistry: A review. *Dent Mater J*. 2020 Jan 31;39(1):24-36. doi: 10.4012/dmj.2019-172. Epub 2019 Oct 30. PMID: 31666488.
8. Safioti LM, Kotsakis GA, Pozhitkov AE, Chung WO, Daubert DM. Increased Levels of Dissolved Titanium Are Associated With Peri-Implantitis - A Cross-Sectional Study. *J Periodontol*. 2017 May;88(5):436-442. doi: 10.1902/jop.2016.160524. Epub 2016 Nov 18. PMID: 27858551.
9. Prakash M, Audi K, Vaderhobli RM. Long-Term Success of All-Ceramic Dental Implants Compared with Titanium Implants. *J Long Term Eff Med Implants*. 2021;31(1):73-89. doi: 10.1615/JLongTermEffMedImplants.2021037400. PMID: 33822537.
10. Elnayef B, Lázaro A, Suárez-López Del Amo F, Galindo-Moreno P, Wang HL, Gargallo-Albiol J, Hernández-Alfaro F. Zirconia Implants as an Alternative to Titanium: A Systematic

- Review and Meta-Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017 May/June;32(3):e125–e134. doi: 10.11607/jomi.5223. Epub 2017 Feb 7. PMID: 28170450.
11. Gargallo-Albiol J, Böhm K, Wang HL. Clinical and Radiographic Outcomes of Zirconia Dental Implants-A Clinical Case Series Study. *Materials (Basel)*. 2022 Mar 25;15(7):2437. doi: 10.3390/ma15072437. PMID: 35407772; PMCID: PMC8999721.
 12. Roehling S, Gahlert M, Bacevic M, Woelfler H, Laleman I. Clinical and radiographic outcomes of zirconia dental implants-A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2023 Sep;34 Suppl 26:112-124. doi: 10.1111/clr.14133. PMID: 37750521.
 13. Borgonovo A, Luca A, Ferrario S, Noubissi S, Vavassori V, Re D. The evolution in ceramic implantology: A review of the literature and report of two cases with two-piece zirconia implants. *Italian Journal of Dental Medicine*. 2019;4(1).
 14. Cionca N, Hashim D, Mombelli A. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? *Periodontol 2000*. 2017 Feb;73(1):241-258. doi: 10.1111/prd.12180. PMID: 28000266.
 15. Kunrath MF, Gupta S, Lorusso F, Scarano A, Noubissi S. Oral Tissue Interactions and Cellular Response to Zirconia Implant-Prosthetic Components: A Critical Review. *Materials (Basel)*. 2021 May 25;14(11):2825. doi: 10.3390/ma14112825. PMID: 34070589; PMCID: PMC8198172
 16. Siddiqi A, Khan AS, Zafar S. Thirty Years of Translational Research in Zirconia Dental Implants: A Systematic Review of the Literature. *J Oral Implantol*. 2017 Aug;43(4):314-325. doi: 10.1563/aaid-joi-D-17-00016. Epub 2017 Jun 8. PMID: 28594591.
 17. Lorusso F, Noubissi S, Francesco I, Rapone B, Khater AGA, Scarano A. Scientific Trends in Clinical Research on Zirconia Dental Implants: A Bibliometric Review. *Materials (Basel)*. 2020 Dec 4;13(23):5534. doi: 10.3390/ma13235534. PMID: 33291827; PMCID: PMC7730252.
 18. Cai H, Chen J, Li C, Wang J, Wan Q, Liang X. Quantitative discoloration assessment of peri-implant soft tissue around zirconia and other abutments with different colours: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2018 Mar;70:110-117. doi: 10.1016/j.jdent.2018.01.003. Epub 2018 Jan 19. PMID: 29371043.
 19. Kniha K, Kniha H, Grunert I, Edelhoff D, Hölzle F, Modabber A. Esthetic Evaluation of Maxillary Single-Tooth Zirconia Implants in the Esthetic Zone. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2019 September/October;39(5):e195–e201. doi: 10.11607/prd.3282. Epub 2018 Jun 12. PMID: 29897352.

20. Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Ammann P, Jobin M, Wiskott HW. Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. *Acta Biomater.* 2011 Feb;7(2):858-65. doi: 10.1016/j.actbio.2010.09.020. Epub 2010 Sep 18. PMID: 20854937.
21. Arlucea N, Brizuela-Velasco A, Dieguez-Pereira M, Punset M, Molmeneu M, Sánchez Lasheras F, deLlanos-Lanchares H, Álvarez-Arenal Á. Zirconia vs. Titanium Dental Implants: Primary Stability In-Vitro Analysis. *Materials (Basel).* 2021 Dec 20;14(24):7886. doi: 10.3390/ma14247886. PMID: 34947480; PMCID: PMC8705369.
22. Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Performance and outcome of zirconia dental implants in clinical studies: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2018 Oct;29 Suppl 16:135-153. doi: 10.1111/clr.13352. PMID: 30328200
23. Bormann KH, Gellrich NC, Kniha H, Schild S, Weingart D, Gahlert M. A prospective clinical study to evaluate the performance of zirconium dioxide dental implants in single-tooth edentulous area: 3-year follow-up. *BMC Oral Health.* 2018 Nov 1;18(1):181. doi: 10.1186/s12903-018-0636-x. PMID: 30382850; PMCID: PMC6211599.
24. Balmer M, Spies BC, Vach K, Kohal RJ, Hämmerle CHF, Jung RE. Three-year analysis of zirconia implants used for single-tooth replacement and three-unit fixed dental prostheses: A prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res.* 2018 Mar;29(3):290-299. doi: 10.1111/clr.13115. Epub 2018 Jan 12. PMID: 29330869.
25. Balmer M, Spies BC, Kohal RJ, Hämmerle CH, Vach K, Jung RE. Zirconia implants restored with single crowns or fixed dental prostheses: 5-year results of a prospective cohort investigation. *Clin Oral Implants Res.* 2020 May;31(5):452-462. doi: 10.1111/clr.13581. Epub 2020 Feb 5. PMID: 31981374.
26. 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.
27. Berglundh T, Giannobile WV, Lang NP, Sanz M. Lindhe's Clinical Periodontology and Implant Dentistry. Vol. 1. Hoboken: John Wiley & Sons, Inc.; 2022.
28. Bosshardt DD, Chappuis V, Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontol 2000.* 2017 Feb;73(1):22-40. doi: 10.1111/prd.12179. PMID: 28000277.
29. Terheyden H, Lang NP, Bierbaum S, Stadlinger B. Osseointegration--communication of cells. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct;23(10):1127-35. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02327.x. Epub 2011 Nov 10. PMID: 22092345.

30. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*. 1981;52(2):155-70. doi: 10.3109/17453678108991776. PMID: 7246093.
31. Resnik RR, Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. St. Louis: Elsevier; 2021.
32. 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.
33. 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*. 2022 Sep 29. doi: 10.1007/s10006-022-01116-4. Epub ahead of print. PMID: 36171302.
34. Herrero-Climent M, Falcão A, López-Jarana P, Díaz-Castro CM, Ríos-Carrasco B, Ríos-Santos JV. In vitro comparative analysis of two resonance frequency measurement devices: Osstell implant stability coefficient and Penguin resonance frequency analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019 Dec;21(6):1124-1131. doi: 10.1111/cid.12868. Epub 2019 Nov 12. PMID: 31715656.
35. Kittur N, Oak R, Dekate D, Jadhav S, Dhattrak P. Dental implant stability and its measurements to improve osseointegration at the bone-implant interface: A Review. *Materials Today: Proceedings*. 2021;43:1064–70. doi:10.1016/j.matpr.2020.08.243
36. 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.
37. Osstell® Beacon- Instruções de utilização [Internet]. [cited 2024 Abr 11]. Available from: <https://www.osstell.com/app/uploads/25087-05-PT-Osstell-Beacon-IFU-FINAL.pdf>
38. The Osstell ISQ Scale: Evidence-based [Internet]. 2023 [cited 2023 Nov 27]. Available from: <https://www.osstell.com/clinical-guidelines/the-osstell-isq-scale/>
39. ASTM F-1839-08(2021); Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopedic Devices and Instruments. ASTM International: West Conshohocken, PA, USA, 2021.
40. Comuzzi L, Tumedei M, Di Pietro N, Romasco T, Heydari Sheikh Hossein H, Montesani L, Inchingolo F, Piattelli A, Covani U. A Comparison of Conical and Cylindrical Implants Inserted in an In Vitro Post-Extraction Model Using Low-Density Polyurethane Foam

- Blocks. *Materials* (Basel). 2023 Jul 18;16(14):5064. doi: 10.3390/ma16145064. PMID: 37512339; PMCID: PMC10384017.
41. Calvert KL, Trumble KP, Webster TJ, Kirkpatrick LA. Characterization of commercial rigid polyurethane foams used as bone analogs for implant testing. *J Mater Sci Mater Med*. 2010 May;21(5):1453-61. doi: 10.1007/s10856-010-4024-6. Epub 2010 Feb 17. PMID: 20162325.
 42. Kästel I, de Quincey G, Neugebauer J, Sader R, Gehrke P. Does the manual insertion torque of smartpegs affect the outcome of implant stability quotients (ISQ) during resonance frequency analysis (RFA)? *Int J Implant Dent*. 2019 Dec 12;5(1):42. doi: 10.1186/s40729-019-0195-1. PMID: 31828457; PMCID: PMC6906278.
 43. Barikani H, Rashtak S, Akbari S, Fard MK, Rokn A. The effect of shape, length and diameter of implants on primary stability based on resonance frequency analysis. *Dent Res J (Isfahan)*. 2014 Jan;11(1):87-91. PMID: 24688566; PMCID: PMC3955321.
 44. Comuzzi L, Tumedei M, D'Arcangelo C, Piattelli A, Iezzi G. An In Vitro Analysis on Polyurethane Foam Blocks of the Insertion Torque (IT) Values, Removal Torque Values (RTVs), and Resonance Frequency Analysis (RFA) Values in Tapered and Cylindrical Implants. *Int J Environ Res Public Health*. 2021 Sep 1;18(17):9238. doi: 10.3390/ijerph18179238. PMID: 34501824; PMCID: PMC8431239.
 45. Ellis R, Chen S, Davies H, Fitzgerald W, Xu J, Darby I. Primary stability and healing outcomes of apically tapered and straight implants placed into fresh extraction sockets. A pre-clinical in vivo study. *Clin Oral Implants Res*. 2020 Aug;31(8):705-714. doi: 10.1111/clr.13618. Epub 2020 Jun 17. PMID: 32455469.
 46. García-Vives N, Andrés-García R, Rios-Santos V, Fernández-Palacín A, Bullón-Fernández P, Herrero-Climent M, Herrero-Climent F. In vitro evaluation of the type of implant bed preparation with osteotomes in bone type IV and its influence on the stability of two implant systems. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2009 Sep 1;14(9):e455-60. PMID: 19718009.
 47. Lozano-Carrascal N, Salomó-Coll O, Gilabert-Cerdà M, Farré-Pagés N, Gargallo-Albiol J, Hernández-Alfaro F. Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2016 Mar 1;21(2):e214-21. doi: 10.4317/medoral.21024. PMID: 26827067; PMCID: PMC4788802
 48. Rokn A, Ghahroudi AR, Mesgarzadeh A, Miremadi A, Yaghoobi S. Evaluation of stability changes in tapered and parallel wall implants: a human clinical trial. *J Dent (Tehran)*. 2011 Fall;8(4):186-200. Epub 2011 Dec 20. PMID: 22509458; PMCID: PMC3320754.

49. Heitzer M, Kniha K, Katz MS, Winnand P, Peters F, Möhlhenrich SC, Hölzle F, Modabber A. The primary stability of two dental implant systems in low-density bone. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2022 Aug;51(8):1093-1100. doi: 10.1016/j.ijom.2022.02.012. Epub 2022 Mar 23. PMID: 35339332.
50. Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bozdog E, Sünbülüoğlu E, Kutay O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J Oral Rehabil.* 2010 Dec;37(12):900-7. doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02117.x. PMID: 20529176.
51. Atieh MA, Alsabeeha N, Duncan WJ. Stability of tapered and parallel-walled dental implants: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018 Aug;20(4):634-645. doi: 10.1111/cid.12623. Epub 2018 May 15. PMID: 29761846.
52. Ivanova V, Chenchev I, Zlatev S, Mijiritsky E. Correlation between Primary, Secondary Stability, Bone Density, Percentage of Vital Bone Formation and Implant Size. *Int J Environ Res Public Health.* 2021 Jun 30;18(13):6994. doi: 10.3390/ijerph18136994. PMID: 34208849; PMCID: PMC8297224.
53. Duddeck D, Faber F. Effects of multiple reuse, remounting and consecutive autoclave sterilization on Osstell SmartPegs. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(Suppl 12):79. Available from:https://www.physicsforceps.com/pdf/duddeck2015clinical_oral_implants_research.pdf.
54. Di Stefano DA, Arosio P, Gastaldi G, Gherlone E. The insertion torque-depth curve integral as a measure of implant primary stability: An in vitro study on polyurethane foam blocks. *J Prosthet Dent.* 2018 Nov;120(5):706-714. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.04.012. Epub 2017 Jul 8. PMID: 28689908.
55. Chávarri-Prado, D., Brizuela-Velasco, A., Diéguez-Pereira, M., Pérez-Pevida, E., Jiménez Garrudo, A., Viteri-Agustín, I., Estrada-Martínez, A., & Montalbán-Vadillo, O. (2020). Influence of cortical bone and implant design in the primary stability of dental implants measured by two different devices of resonance frequency analysis: An in vitro study. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 12(3), e242–e248. <https://doi.org/10.4317/jced.56014>
56. Geckili O, Bilhan H, Geckili E, Barca-Dayan E, Dayan C, Bural C. Is clinical experience important for obtaining the primary stability of dental implants with aggressive threads? Na 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

57. Ostman PO, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont*. 2006 Jan-Feb;19(1):77-83; discussion 84. PMID: 16479765.
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. Moreira A, Rosa J, Freitas F, Francisco H, Luís H, Caramês J. Influence of implant design, length, diameter, and anatomic region on implant stability: a randomized clinical trial. *Rev Port Estomatol Medicina Dent Cir Maxilofac*. 2021 mar 11;62(1). doi: <https://doi.org/10.24873/j.rpemd.2021.03.822>

APÊNDICES E ANEXOS

ANEXOS












Anexo 1 – Protocolo de perfuração para o implante Neodent® Zi Ceramic Implant (Neodent, Curitiba, Brazil)



PROTOCOLO DE PERFURAÇÃO PARA O IMPLANTE NEODENT® ZI Ø 4.3

Protocolo cirúrgico – instrumentos a serem usados no implante Neodent® Zi 4.3

Para demonstrar a preparação do alvéolo, use como exemplo a apresentação de Ø 3,75 aplicando a sequência de brocas indicada para Ø 4,3.

ETAPA	CÓDIGO	MÁX. rpm OSSOS Tipos I e II	MÁX. rpm OSSO Tipo III	MÁX. rpm OSSO Tipo IV	IMAGEM
1 Prepare o leito do implante e a perfuração inicial (opcional)	103.170	1200	800	800	
2 Broca cônica 2.0*	103.425	1200	800	800	
3 Verifique o eixo longo do implante com o paralelizador 3.6/4.3	128.022	-	-	-	
4 Cônico 3.5	103.561	1200	800	800	
5 Cônico 4.3	103.570	1200	800	800	
6 Verifique o eixo longo do implante com o paralelizador 3.6/4.3	128.022	-	-	-	
7 Posicionador radiográfico cônico 4.3	129.013	-	-	-	
8 Countersink 4.3	103.610	300	300	N/A	
9 Macho de rosca 4.3	111.050	30	N/A	N/A	
Conexão para Contra-ângulo	105.002	30	30	30	
Conexão para Catraca [curta]	105.001	-	-	-	

*A sequência pode ser iniciada diretamente com a broca 2.0 se o leito ósseo estiver plano.
















Nota: Para ossos tipos I e II, é necessário seguir as etapas 1 a 9.

Para osso tipo III, é necessário seguir as etapas 1 a 8.

Para osso tipo IV, é necessário seguir as etapas 1 a 7.

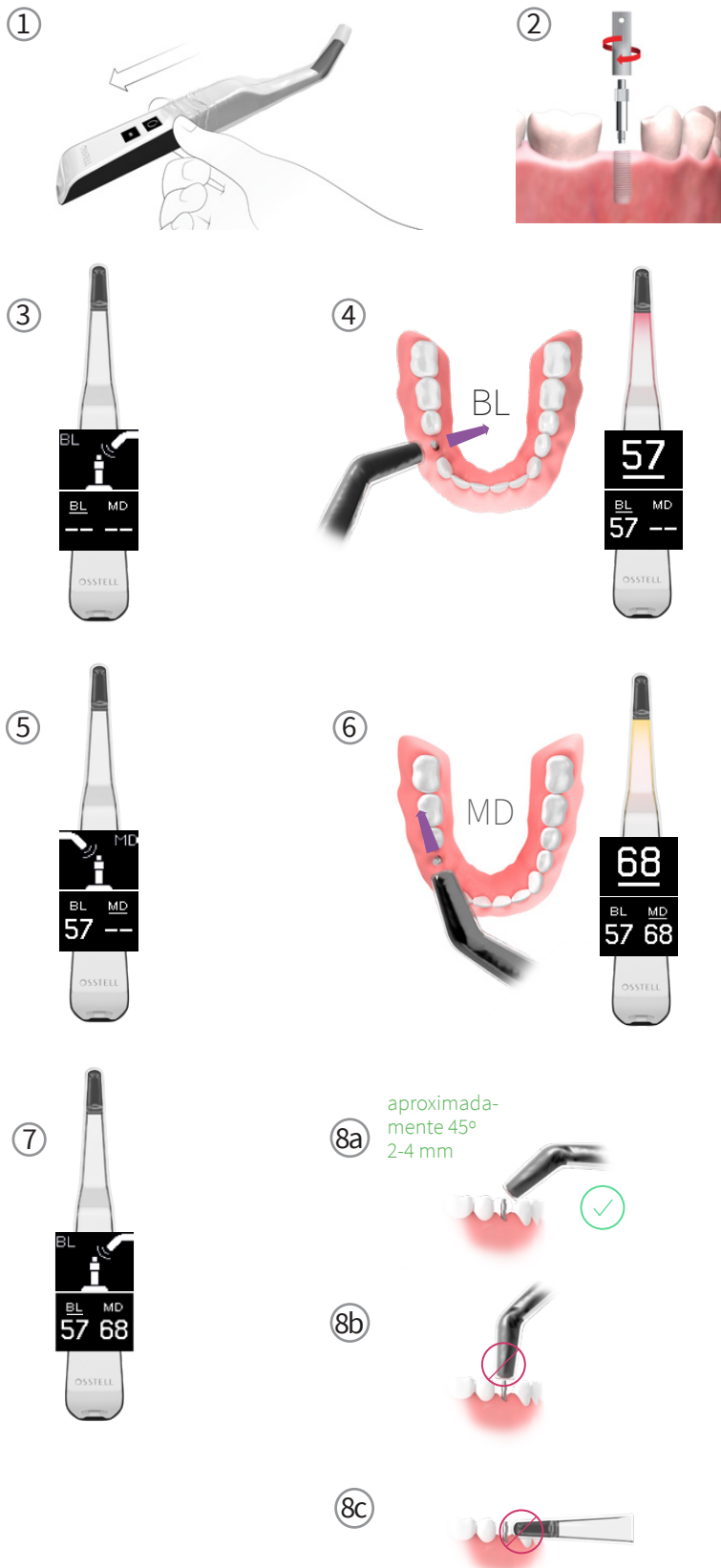
Nota: Para preparar o alvéolo cirúrgico após a extração, use sequências das brocas utilizadas no osso do tipo I. Para mandíbula, use o macho de rosca.

Anexo 2 – Protocolo de perfuração para o implante Straumann® Pure Ceramic (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland)

Instrumentation for basic implant bed preparation					Endosteal Ø (mm)
Step	Art. No.	Product	max. rpm		Ø 4.1
1 Ridge preparation	044.004	Round Bur, Ø 3.1 mm	800		
2 Mark implant position	026.0054	Needle drill, Ø 1.6 mm	800		
	044.022	Round Bur, Ø 1.4 mm			
	044.003	Round Bur, Ø 2.3 mm			
	044.004	Round Bur, Ø 3.1 mm			
3 Mark implant axis	044.210	Pilot Drill 1, short, Ø 2.2 mm	800		
	046.455	Depth Gauge, with Implant Distance Indicator, Ø 2.2/2.8 mm			
4 Prepare implant bed to Ø 2.2 mm	044.210	Pilot Drill 1, short, Ø 2.2 mm	800		
	046.703	Alignment Pin, Ø 2.2 mm, straight			
	031.123 031.143	RD Position Indicator Ø 2.2 mm, abutment height 4.0 or 5.5 mm			
5 Prepare implant bed to Ø 2.8 mm	044.214	Pilot Drill 2, short, Ø 2.8 mm	600		
	046.455	Depth Gauge, with Implant Distance Indicator, Ø 2.2/2.8 mm			
6 Prepare implant bed to Ø 3.5 mm	044.250	Twist Drill PRO, short, Ø 3.5 mm	500		
	046.450	Depth Gauge Ø 3.5 mm			
	031.125 031.145	RD PURE Position Indicator Ø 3.5 mm, abutment height 4.0 or 5.5 mm			

Instrumentation for fine implant bed preparation					Endosteal Ø (mm)
Step	Art. No.	Product	max. rpm		Ø 4.1
1 Profiling	026.4303	BL Profile Drill Ø 4.1 mm	300		
2 Tapping	026.4310	BL Tap for Adapter Ø 4.1 mm	300		

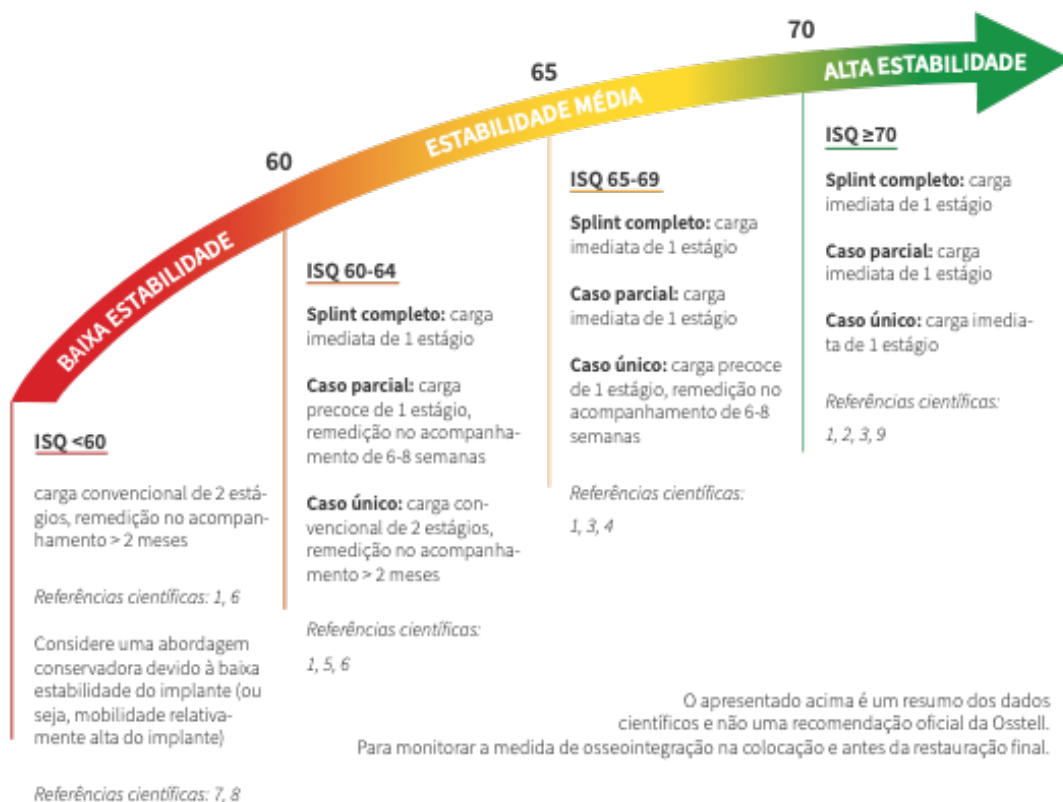
Anexo 3 – Técnica para utilização do Osstell® Beacon



Anexo 4 – Escala de valores de ISQ do Osstell® Beacon



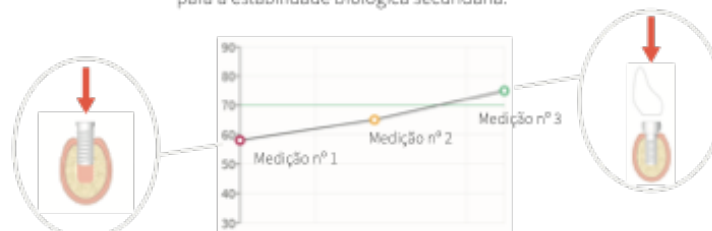
A escala Osstell ISQ baseada em evidências
Uma seleção de >1.400 artigos



A importância da tendência

Meça o ISQ na colocação do implante como um valor inicial para as medições de acompanhamento.

Uma tendência crescente do ISQ (ou estável alto) indica a transição da estabilidade mecânica inicial para a estabilidade biológica secundária.



Recomenda-se repetir a medição do ISQ antes de decidir quanto a restauração final.

APÊNDICES

Apêndice 1 – Valores de ISQ do implante Neodent® Zi Ceramic Implant (Neodent, Curitiba, Brazil) (Grupo 1)

DENSIDADE 10 PCF - 1º medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	55	51
2	53	49
3	53	51
4	52	51
5	49	49
6	52	55
7	56	52
8	53	53
9	52	55
10	49	53

DENSIDADE 10 PCF - 2º medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	55	51
2	53	49
3	53	51
4	52	51
5	49	49
6	52	55
7	52	56
8	53	53
9	52	55
10	49	53

DENSIDADE 10 PCF - 3º medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	55	51
2	55	49
3	53	51
4	52	51
5	49	49
6	52	55
7	52	56
8	53	53
9	52	55
10	49	53

DENSIDADE 15 PCF - 1º medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	64	62
2	64	61
3	60	62
4	62	60
5	61	63
6	65	65
7	62	66
8	66	63
9	63	63
10	65	67

DENSIDADE 15 PCF - 2º medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	64	62
2	61	65
3	60	60
4	62	60
5	61	63
6	65	65
7	68	66
8	66	63
9	62	64
10	65	67

DENSIDADE 15 PCF - 3º medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	64	64
2	64	61
3	60	60
4	63	60
5	63	61
6	65	65
7	62	65
8	66	63
9	63	63
10	65	67

DENSIDADE 30 PCF - 1º medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	70	69
2	70	72
3	70	70
4	72	70
5	75	70
6	70	74
7	74	75
8	72	72
9	74	74
10	69	74

DENSIDADE 30 PCF - 2º medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	70	71
2	72	70
3	70	70
4	72	72
5	75	71
6	71	73
7	70	75
8	72	74
9	74	74
10	70	75

DENSIDADE 30 PCF - 3º medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	70	71
2	73	72
3	69	70
4	72	70
5	75	72
6	74	75
7	70	75
8	72	72
9	75	74
10	70	75

DENSIDADE 40 PCF - 1º medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	65	70
2	70	76
3	69	70
4	77	73
5	77	77
6	75	77
7	76	80
8	80	75
9	78	73
10	78	75

DENSIDADE 40 PCF - 2º medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	70	70
2	70	76
3	70	70
4	77	74
5	77	75
6	75	77
7	76	80
8	75	75
9	78	74
10	78	75

DENSIDADE 40 PCF - 3º medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	65	70
2	76	70
3	70	70
4	74	77
5	75	77
6	75	75
7	76	80
8	75	80
9	79	78
10	78	75

Apêndice 2 – Valores de ISQ do implante Straumann® Pure Ceramic (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) (Grupo 2)

DENSIDADE 10 PCF - 1ª medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	48	48
2	51	48
3	46	44
4	46	44
5	46	48
6	46	40
7	41	37
8	48	37
9	39	37
10	37	35

DENSIDADE 10 PCF - 2ª medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	49	48
2	51	48
3	48	44
4	46	46
5	44	48
6	48	39
7	41	37
8	48	37
9	39	37
10	37	35

DENSIDADE 10 PCF - 3ª medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	49	48
2	51	48
3	48	44
4	46	46
5	48	48
6	48	39
7	41	37
8	48	37
9	39	37
10	37	35

DENSIDADE 15 PCF - 1ª medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	63	62
2	64	63
3	60	61
4	60	61
5	61	62
6	56	59
7	60	59
8	59	55
9	56	53
10	58	60

DENSIDADE 15 PCF - 2ª medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	63	62
2	64	62
3	61	61
4	60	61
5	60	62
6	56	59
7	61	57
8	60	56
9	56	53
10	60	60

DENSIDADE 15 PCF - 3ª medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	63	63
2	64	62
3	61	61
4	60	61
5	61	62
6	56	59
7	61	57
8	60	55
9	56	53
10	58	60

DENSIDADE 20 PCF - 1ª medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	65	67
2	65	64
3	63	65
4	64	64
5	64	66
6	65	63
7	65	61
8	64	62
9	63	61
10	63	62

DENSIDADE 20 PCF - 2ª medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	66	66
2	65	65
3	64	65
4	63	64
5	64	66
6	65	63
7	65	61
8	64	62
9	63	61
10	63	62

DENSIDADE 20 PCF - 3ª medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	66	65
2	65	65
3	64	65
4	63	64
5	64	66
6	65	62
7	65	61
8	64	62
9	63	61
10	63	62

DENSIDADE 30 PCF - 1ª medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	68	70
2	69	71
3	69	72
4	65	68
5	66	63
6	67	65
7	68	69
8	66	65
9	65	67
10	66	68

DENSIDADE 30 PCF - 2ª medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	68	72
2	69	70
3	69	72
4	65	68
5	66	63
6	67	66
7	68	69
8	66	65
9	67	67
10	66	68

DENSIDADE 30 PCF - 3ª medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	69	70
2	69	70
3	69	69
4	65	68
5	66	63
6	67	67
7	68	69
8	66	65
9	65	67
10	73	69

DENSIDADE 40 PCF - 1ª medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	72	70
2	74	71
3	76	76
4	74	74
5	75	75
6	72	70
7	70	72
8	77	74
9	76	74
10	76	74

DENSIDADE 40 PCF - 2ª medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	70	75
2	74	71
3	74	76
4	74	74
5	75	75
6	70	75
7	72	72
8	77	74
9	77	74
10	76	74

DENSIDADE 40 PCF - 3ª medição		
AMOSTRA	ISQ 1	ISQ 2
1	70	73
2	74	72
3	75	76
4	74	74
5	75	75
6	70	73
7	73	73
8	77	74
9	76	74
10	76	74