



CATÓLICA
FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA

VISEU

A INFLUÊNCIA DA BROCA PLANA EM CIRURGIA DE IMPLANTES PARCIALMENTE GUIADA

Dissertação apresentada à Universidade Católica Portuguesa
para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Ana Raquel Veloso Nogueira Ferreira

Viseu, 2025



CATÓLICA
FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA

VISEU

A INFLUÊNCIA DA BROCA PLANA EM CIRURGIA DE IMPLANTES PARCIALMENTE GUIADA

Dissertação apresentada à Universidade Católica Portuguesa
para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Ana Raquel Veloso Nogueira Ferreira

Orientadora: Prof.^a Doutora Patrícia Fonseca
Co-orientadora: Prof.^a Doutora Catarina Fonseca

Viseu, 2025

Membros do Júri das Provas Públicas

Presidente: Doutor Nuno Ricardo das Neves Rosa, Professor Associado da Faculdade de Medicina Dentária do Centro Regional de Viseu da Universidade Católica Portuguesa.

Arguente: Doutor André Ricardo Maia Correia, Professor Associado da Faculdade de Medicina Dentária do Centro Regional de Viseu da Universidade Católica Portuguesa.

Orientador: Doutora Patrícia Alexandra Barroso da Fonseca, Professora Auxiliar da Faculdade de Medicina Dentária do Centro Regional de Viseu da Universidade Católica Portuguesa.

Data das provas públicas: 18/07/2025

Classificação: 18 valores

A VIDA

*A vida é o dia de hoje,
a vida é ai que mal soa,
a vida é sombra que foge,
a vida é nuvem que voa,
a vida é sonho tão leve
que se desfaz como a neve
e como o fumo se esvai:
a vida dura um momento,
mais leve que o pensamento,
a vida leva-a o vento,
a vida é folha que cai!*

*A vida é flor na corrente,
a vida é sopro suave,
a vida é estrela cadente,
voa mais leve que a ave:
Nuvem que o vento nos ares,
onda que o vento nos mares
uma após outra lançou,
a vida - pena caída
da asa de ave ferida -
de vale em vale impelida,
a vida o vento a levou...*

João de Deus Ramos

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, Professora Doutora Patrícia Fonseca, agradeço sinceramente toda a dedicação, disponibilidade e exigência construtiva ao longo de todo o percurso. A sua orientação foi essencial para o desenvolvimento deste trabalho e para o meu crescimento académico e pessoal.

À minha co-orientadora, Professora Doutora Catarina Fonseca, agradeço o acompanhamento atento, os conselhos pertinentes e a partilha de conhecimentos que enriqueceram este projeto.

À plataforma Precision Dental Medicine do Centro de Investigação Interdisciplinar em Saúde (CIIS), deixo um sincero reconhecimento pelo apoio concedido, que permitiu viabilizar este projeto de forma efetiva. *This work is financially supported by National Funds through FCT – Fundação para a Ciência e a Tecnologia, I.P., under the projects UIDB/04279/2023 and UIDP/04279/2023.*

À marca comercial Straumann®, o meu agradecimento, cuja colaboração foi indispensável para a componente experimental deste estudo.

Ao Laboratório Dental LN, nomeadamente à Dr.^a Lúgia e ao Dr. Luís, agradeço toda a colaboração na digitalização dos blocos ósseos, realizada com profissionalismo, simpatia e prontidão.

A todos os docentes da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade Católica Portuguesa de Viseu, o meu profundo agradecimento por todo o conhecimento transmitido, pela dedicação ao ensino e pelo contributo valioso na construção da minha formação académica e profissional.

Aos funcionários da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade Católica Portuguesa, o meu reconhecimento pela constante disponibilidade e apoio logístico, sempre demonstrados com amabilidade.

À minha mãe, é impossível colocar em palavras toda a gratidão que sinto. Obrigada por seres o meu pilar, o meu maior apoio e por nunca deixares de caminhar ao meu lado. És um exemplo de amor, generosidade, força e dedicação. Tudo o que sou deve-se, em grande parte, a ti.

À minha irmã, obrigada por estares sempre presente, com palavras de encorajamento, apoio incondicional e orgulho sincero. A tua força e determinação inspiram-me todos os dias, e a tua presença ao longo deste percurso foi inestimável.

Aos meus avós maternos e paternos, que já partiram, mas continuam presentes em mim, deixo uma homenagem sentida. Foram exemplo de valores, simplicidade e força, e deixaram-me ensinamentos que carrego com orgulho. A memória e o amor que me transmitiram são fonte de inspiração constante. Espero continuar a honrar o vosso legado em tudo o que faço.

Por fim, um agradecimento a todos aqueles que, de forma direta ou indireta, contribuíram para a realização desta tese. A vossa ajuda e incentivo foram fundamentais ao longo deste percurso exigente, mas profundamente enriquecedor.

RESUMO

Introdução: A cirurgia de implantes parcialmente guiada visa aumentar a precisão clínica do ato cirúrgico. Este estudo, tem como principal objetivo analisar o impacto da broca plana na precisão espacial da colocação de implantes *Bone Level* (BL) no protocolo cirúrgico parcialmente guiado. Secundariamente, pretende-se avaliar a influência da densidade óssea e da macrogeometria do implante nessa precisão.

Materiais e Métodos: Após cálculo amostral, foram colocados 120 implantes (Straumann® BL, BLT e BLX) em blocos homogêneos de poliuretano simulando quatro níveis de densidade óssea (D1–D4). A preparação do leito implantar foi realizada com recurso a guias cirúrgicas seguindo um protocolo cirúrgico guiado, com ou sem o auxílio da broca plana. Já a colocação dos implantes foi feita sem recurso a guia cirúrgica. As discrepâncias entre as posições planeadas virtualmente no *software coDiagnostiX®* e as posições finais obtidas foram avaliadas com a ferramenta “*Treatment Evaluation*” do referido *software*, analisando desvios tridimensionais e angulares ao nível do colo e do ápice do implante. A análise estatística recorreu ao *software IBM® SPSS® Statistics v. 24.*, para um nível de significância de $p < 0,05$.

Resultados: Numa análise geral, os maiores desvios tridimensionais foram observados a nível do ápice (0,88mm) comparativamente com o colo do implante (0,56mm), sem utilização da broca plana. A utilização da broca plana diminuiu, de forma estatisticamente significativa ($p = 0,007$), o desvio angular na colocação dos implantes (de $3,40^\circ$ para $2,45^\circ$). No que concerne à densidade óssea, apesar de não identificarmos diferenças significativas no desvio angular, este foi maior para o osso D4 ($3,60^\circ$). Registamos diferenças significativas ao nível do colo do implante quer tridimensionalmente ($p = 0,027$; osso D3=0,40mm; osso D1=0,99mm), quer linearmente nos sentidos mesio-distal ($p = 0,036$; osso D2/D3=0,08mm; osso D1=0,12mm) e buco-lingual ($p < 0,001$; osso D3=0,06mm; osso D1=0,58mm). Quando analisado o ápice do implante, apenas encontramos

significância para os desvios lineares no sentido apico-coronal ($p=0,005$), sendo maiores no osso D1 e menores no osso D3 (0,84mm e 0,46mm, respectivamente). Em termos de macrogeometria dos implantes, não encontramos diferenças nos desvios angulares dos implantes em estudo. Quanto aos desvios obtidos a nível do colo, os implantes BLX registaram valores significativamente mais elevados, tridimensionalmente ($p=0,001$; 0,91 mm), buco-lingual ($p=0,02$; 0,25mm) e apico-coronal ($p=0,032$; 0,70mm). Analisados os desvios a nível apical, os implantes BLT apresentaram maiores desvios em todos os parâmetros, mas com significância apenas na direção buco-lingual ($p=0,045$; 0,49mm).

Conclusão: A broca plana melhora a precisão angular da colocação de implantes em protocolos parcialmente guiados, mantendo níveis de precisão linear comparáveis aos procedimentos convencionais. A densidade óssea e a macrogeometria do implante não influenciam significativamente os desvios angulares, mas mostram ser variáveis a considerar no planeamento de cirurgia implantar uma vez que podem potenciar desvios tridimensionais e lineares quer a nível do colo quer no ápice do implante.

Palavras-chave: Implantes Dentários; Cirurgia Assistida por Computador; Tomografia Computorizada de Feixe Cónico; Informática Médica Dentária; Prostodontia.

ABSTRACT

Introduction: Partially guided implant surgery aims to increase the clinical accuracy of surgical procedures. The main objective of this study was to evaluate the impact of the milling cutter drill on the spatial accuracy of Bone Level (BL) implant placement within a partially guided surgical protocol. Secondly, the study aimed to assess the influence of bone density and implant macrogeometry on the primary stability of implants.

Materials & Methods: A total of 120 implants (Straumann® BL, BLT, and BLX) were placed into homogeneous polyurethane blocks simulating four bone density levels (D1–D4). Implant placement was carried out using 3D-printed surgical guides following a partially guided protocol, with or without the use of the milling cutter drill. Deviations between the virtually planned positions on coDiagnostiX® software and the final implant positions were evaluated using the "Treatment Evaluation" tool, measuring three-dimensional and angular deviations at the implant's coronal and apical levels. Statistical analysis was performed with the software IBM® SPSS® *Statistics* v. 24., with significance set at $p < 0,05$.

Results: In a general analysis, the greatest three-dimensional deviations were observed at the apex (0.88mm) compared to the implant neck (0.56mm), in the absence of the milling cutter drill. The use of the milling cutter drill significantly reduced the angular deviation in implant placement (from 3.40° to 2.45° ; $p=0.007$). Regarding bone density, although no significant differences were found in angular deviation, it was higher in D4 bone (3.60°). Significant differences were recorded at the implant neck both three-dimensionally ($p=0.027$; D3 bone=0.40 mm; D1 bone=0.99 mm) and linearly in the mesio-distal ($p=0.036$; D2/D3 bone=0.08 mm; D1 bone=0.12mm) and bucco-lingual directions ($p<0.001$; D3 bone=0.06 mm; D1 bone=0.58 mm). At the implant apex, significant differences were found only for linear deviations in the apico-coronal direction ($p=0.005$), with higher values in D1 bone and lower values in D3 bone (0.84mm and 0.46mm, respectively).

In terms of implant macrogeometry, no differences were observed in angular deviations between the implant types studied. At the implant neck, BLX implants exhibited significantly greater deviations in three-dimensional ($p=0.001$; 0.91mm), bucco-lingual ($p=0.02$; 0.25mm), and apico-coronal ($p=0.032$; 0.70mm) directions. At the apex, BLT implants showed greater deviations in all parameters, although statistical significance was only reached in the bucco-lingual direction ($p=0.045$; 0.49mm).

Conclusions: The milling cutter drill improves the angular accuracy of implant placement in partially guided protocols, while maintaining linear precision levels comparable to conventional procedures. Although bone density and implant macrogeometry do not significantly affect angular deviations, they are important variables to consider in implant surgery planning, as they may influence both three-dimensional and linear deviations at the neck and apex of the implant.

Keywords: Dental Implants; Computer-Assisted Surgery; Cone-Beam Computed Tomography; Dental informatics; Prosthodontics

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO	1
1.1 Medicina Dentária Digital	3
1.2 O Fluxo Digital em Implantologia Oral	4
1.3 Ferramentas Digitais de Planeamento	7
1.4 Cirurgia Guiada em Implantologia	8
1.4.1 Tipos de cirurgia guiada	9
1.5 Avaliação da Precisão da Cirurgia Guiada	10
1.6 Implantes Dentários de Titânio: Características e Inovações	11
1.7 Justificação e Objetivos	13
2. MATERIAIS E MÉTODOS	15
2.1 Amostra	17
2.2 Protocolo Cirúrgico	18
2.3 Análise Estatística	26
3. RESULTADOS	27
4. DISCUSSÃO	33
4.1 Impacto da broca plana na precisão da cirurgia parcialmente guiada	35
4.2 Influência do tipo de osso na precisão da cirurgia parcialmente guiada	36
4.3 Macrogeometria do implante na precisão de cirurgia parcialmente guiada	37
4.4 Considerações finais	39
5. CONCLUSÃO	41
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	45

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Características dos implantes utilizados no estudo.....	17
Tabela 2 – Desenho geral do estudo.....	19
Tabela 3 – Distribuição dos implantes de acordo com o protocolo cirúrgico e a densidade óssea.....	22
Tabela 4 – Protocolo de fresagem de acordo com o tipo de implante e de densidade óssea.....	24
Tabela 5 – Estatística descritiva.....	29
Tabela 6 – Distribuição dos desvios lineares e angulares de acordo com o uso da broca plana.....	29
Tabela 7 – Comparação dos desvios lineares e angulares entre os tipos de osso.....	30
Tabela 8 – Comparação dos desvios lineares e angulares entre os tipos de implante.....	31

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Planeamento convencional e virtual da colocação de implantes.....	7
Figura 2 – Implantes estudados (BL, BLT, BLX).	17
Figura 3 – Modelos de osso artificial com quatro tipos de densidade óssea (D1, D2, D3, D4).	18
Figura 4 – Mini bloco ósseo (cada mini bloco com duas densidades diferentes).	18
Figura 5 – <i>Software coDiagnostiX®</i>	19
Figura 6 – Impressora 3D e material resinoso usados na impressão das guias cirúrgicas.....	20
Figura 7 – <i>Kits de cirurgia guiada utilizados: a) kit cirúrgico BLT; b) kit cirúrgico BLX; c) kit cirúrgico BL</i>	21
Figura 8 – Motor cirúrgico de implantes.	21
Figura 9 – Broca plana utilizada na cirurgia parcialmente guiada.	22
Figura 10 – Scanner intra-oral.	23
Figura 11 – Imagem 3D do macromodelo ósseo com os scans bodies.	25
Figura 12 – Medições dos desvios angulares, tridimensionais e lineares obtidos com a ferramenta “ <i>Treatment Evaluation</i> ” do software coDiagnostiX®.....	25

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÓNIMOS

3D: Tridimensional

AC: Apico-coronal

AIQ: Amplitude Interquartil

BL: *Bone Level*

BLT: *Bone Level Tapered*

BLX: *Bone Level X*

CAIS: *Computed- Assisted Implant Surgery*

CAD: *Computer-Aided Design*

CAM: *Computer-Aided Manufacturing*

CBCT: *Cone Beam Computed Tomography*

CPG: *Cirurgia Parcialmente Guiada*

DICOM: *Digital Imaging and Communications in Medicine*

d-CAIS: *Dynamic Computer-Assisted Implant Surgery*

FOV: *Field of View*

FSs: *Facial Scanners*

IA: *Inteligência Artificial*

IOSs: *Intraoral Scanners*

MD: *Medicina Dentária*

MDD: *Medicina Dentária Digital*

PEEK: *Polyether Ether Ketone*

RC: *Regular CrossFit™*

RB: *Regular TorcFit™*

s-CAIS: *Static Computer-Assisted Implant Surgery*

SPSS: *Statistical Package for the Social Sciences*

STL: *Standard Tessellation Language*

1. INTRODUÇÃO

Os recentes desenvolvimentos tecnológicos resultaram em avanços notáveis na criação de novos materiais e métodos, e a Medicina Dentária (MD) não ficou indiferente a estes desenvolvimentos. Uma vez que este avanço abriu as portas a ideias revolucionárias, a incorporação de instrumentos e técnicas de última geração é agora uma componente crucial da prática contemporânea. Como resultado, as referências à Medicina Dentária Digital (MDD) estão a tornar-se mais comuns e essenciais no léxico dos profissionais de saúde que se dedicam à Saúde Oral, refletindo a crescente importância e impacto da área em contextos clínicos e de investigação.

1.1 Medicina Dentária Digital

A Medicina Dentária Digital é uma designação abrangente, fundamentalmente baseada em computação e com uma grande variedade de aplicações na prática clínica diária do Médico Dentista e da sua equipa. O recurso ao digital está presente desde a recolha de dados, a comunicação com o paciente e com os técnicos de laboratório, o diagnóstico, o planeamento do tratamento e o acompanhamento de cada caso clínico.⁽¹⁾

Nas últimas décadas, têm sido muitos os avanços na área do desenho assistido por computador (CAD – *Computer-Aided Design*) e do fabrico assistido por computador (CAM – *Computer-Aided Manufacturing*), que levaram ao desenvolvimento de dispositivos de digitalização 3D de alta definição, de *software* de desenho mais simples, céleres e precisos e de fabrico aditivo ou subtrativo de materiais inovadores.⁽¹⁾

De uma forma simplificada, o Fluxo Digital consiste na aquisição de imagens (de Tomografia Computorizada de Feixe Cónico, de *scanners* intraorais, de *scanners* faciais), no seu processamento (CAD) e na produção através de sistemas CAM (aditivos ou subtrativos, como a impressão 3D ou a fresagem, respetivamente).⁽²⁾

A recolha de imagens do paciente constitui a base de todos os fluxos de trabalho digitais em Medicina Dentária. A acumulação de erros em cada etapa do fluxo de trabalho pode influenciar negativamente o planeamento do tratamento e o resultado alcançado. Por conseguinte, é importante avaliar o erro

coletivo induzido e a forma como este pode influenciar a eficácia clínica de um fluxo digital.⁽¹⁾

Os principais desenvolvimentos tecnológicos que permitiram um incremento no fluxo de trabalho digital incluem: a Tomografia Computorizada de Feixe Cónico (CBCT – *Cone Beam Computer Tomography*) de baixa dose de radiação e de alta resolução; os *scanners* intraorais (IOSs), os *scanners* faciais (FSs), os programas informáticos (*softwares*) de planeamento e desenho (CAD); as impressoras 3D e as fresadoras (CAM); e os sistemas de navegação dinâmica (no caso da implantologia). Estes avanços alteraram o trabalho dos Médicos Dentistas, o que desempenhou um papel importante na melhoria da experiência dos pacientes e dos resultados clínicos obtidos.⁽³⁾ Além disso, teve um forte impacto em áreas como a implantologia, a dentisteria, a endodontia e a ortodontia, ao proporcionar tratamentos mais precisos, com melhores resultados, menores taxas de complicações e um melhor acompanhamento do paciente.⁽³⁾

A tecnologia digital é, como se tem vindo a descrever, cada vez mais utilizada no planeamento e tratamento multidisciplinar em Medicina Dentária, permitindo um fluxo cada vez mais preciso, eficiente, minimamente invasivo, reproduzível e com resultados previsíveis, o que constitui, sem dúvida, a tendência dos futuros tratamentos dentários.⁽⁴⁾

1.2 O Fluxo Digital em Implantologia Oral

A introdução de ferramentas de imagiologia tridimensional (3D), como a CBCT e o *scanner* intraoral, tornou possível planejar virtualmente e previamente os tratamentos com implantes dentários.⁽⁵⁾ Estas ferramentas permitem uma análise mais precisa das estruturas anatómicas, facilitam os procedimentos cirúrgicos proteticamente guiados e otimizam a materialização das guias cirúrgicas.⁽⁶⁾

A área da implantologia tem registado avanços notáveis nos últimos anos, revolucionando a forma como os dentes ausentes são substituídos. Os implantes dentários são uma solução fiável e duradoura para os pacientes que procuram restaurar a sua função mastigatória e melhorar a sua aparência estética.⁽⁷⁾ No entanto, a obtenção de resultados bem sucedidos em implantologia requer uma

compreensão abrangente dos vários fatores que influenciam o processo reabilitador.

No tratamento com implantes dentários, a cirurgia guiada permite ao Médico Dentista pensar no futuro e considerar o desenho protético no planeamento da posição do(s) implante(s). Tal é relevante para criar um resultado mais estético, com um perfil de emergência adequado e reduzir possíveis complicações protéticas e peri-implantares.⁽⁷⁾

Em implantologia, o fluxo de trabalho digital tem várias vantagens, como o planeamento preciso e a abordagem cirúrgica simplificada, que resultam numa cirurgia mais rápida e previsível.^(3,8)

Os fluxos de trabalho digitais trouxeram mudanças transformadoras à Prostodontia, melhorando a precisão, a eficiência e a satisfação dos pacientes. Ao utilizar tecnologias como *scanners* intraorais e sistemas CAD/CAM os Médicos Dentistas podem facultar restaurações protéticas altamente precisas, em menos tempo e com menos ajustes pós-operatórios.⁽⁸⁾ Uma revisão sistemática de Bernauer *et al.* (2023)⁽⁹⁾ confirmou que as próteses fabricadas digitalmente, particularmente as fabricadas em zircónia monolítica, resultaram numa maior precisão e em menos ajustes, melhorando o resultado protético.⁽⁹⁾ No seu estudo, Abdelnabi e Swelem (2024)⁽⁸⁾ compararam fluxos de trabalho digitais e convencionais para a produção de próteses totais, mostrando que os métodos digitais reduziram o tempo de tratamento e melhoraram a adaptação e a retenção. O mesmo estudo também concluiu que os fluxos de trabalho digitais levaram a menos ajustes e melhoraram a satisfação do paciente em comparação com os métodos convencionais.⁽⁸⁾

Ainda na fase protética, é possível reproduzir virtualmente a posição do implante, através de um *scanner* intraoral e de um *scan body* (pilar de impressão digital aparafusado diretamente ao implante), evitando as possíveis distorções geradas pelos materiais de impressão convencionais, promovendo maior conforto ao paciente e eliminando a necessidade de impressões/modelos convencionais.⁽⁸⁾

No entanto, as técnicas digitais também apresentam desvantagens, tais como: os custos inerentes, os desvios entre a posição planeada e a posição do implante colocado, as imprecisões da técnica de digitalização intraoral, a

necessidade de uma curva de aprendizagem elevada dada a complexidade das ferramentas digitais e a imprecisão na seleção de cores.⁽³⁾

Apesar do referido, o fluxo de trabalho digital é uma realidade que pode e deve ser integrada na prática diária da Medicina Dentária, resultando em maior segurança, previsibilidade de resultados e facilidade de utilização em todas as etapas clínicas.⁽³⁾

O planeamento de um implante totalmente digital segue um fluxo que integra várias etapas, todas com o foco na garantia da precisão, personalização e a eficiência do procedimento.^(10,11) Inicia-se com a CBCT, para obtenção de imagens tridimensionais das estruturas anatómicas envolvidas, facultando informações detalhadas sobre a qualidade e quantidade do osso disponível para a colocação do implante; o uso do *scanner* intraoral permite obter uma impressão digital das arcadas dentárias.^(10,12)

Este processo origina um modelo 3D da boca do paciente a ser utilizado para o planeamento e desenho da guia cirúrgica. Em seguida, o *software* de planeamento permite a sobreposição (*match*) entre a reconstrução 3D dos ficheiros DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) da CBCT e o modelo 3D do ficheiro STL (*Stereolithography*) da impressão digital. Segue-se o planeamento da posição do(s) implante(s), idealmente proteticamente guiada, desenho e impressão da guia cirúrgica, culminando na cirurgia implantar.⁽¹⁰⁻¹²⁾ Um planeamento virtual não requer um planeamento preliminar convencional, uma vez que todos os passos são efetuados no *software*.⁽¹³⁾ As opções disponíveis para o planeamento pré-operatório de implantes, que vão desde o planeamento convencional a um fluxo digital completo, encontram-se resumidas na Figura 1.

A combinação dos dados radiográficos (DICOM) com a digitalização intraoral (STL) facilita a criação de um modelo 3D completo da anatomia do paciente, fundamental para o planeamento da posição dos implantes. O desenho da guia cirúrgica e a sua impressão 3D garantem que a colocação do implante seja menos invasiva e mais previsível, resultando num procedimento cirúrgico otimizado e num melhor resultado protético final.^(10,12,13)

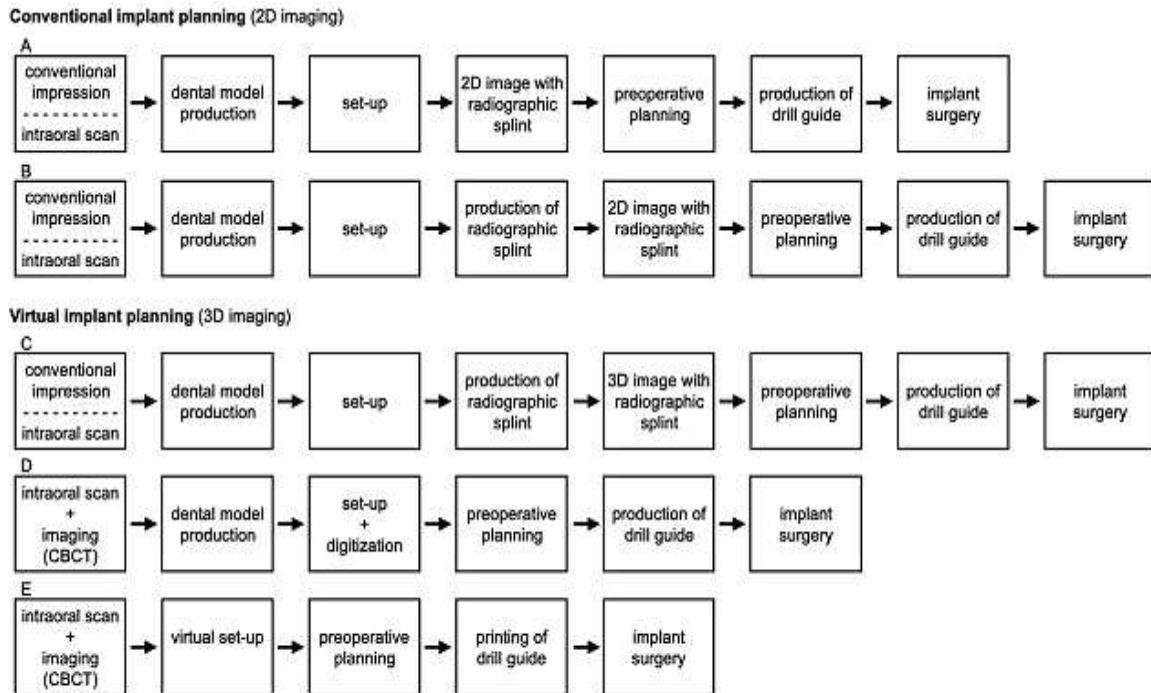


Figura 1 – Planeamento convencional e virtual da colocação de implantes.

Fonte: Adaptado de Flügge et al. (2022, p.3)⁽¹³⁾

Embora os recentes avanços tecnológicos tenham melhorado drasticamente o aspeto imagiológico dos fluxos digitais em implantologia, ainda há espaço para melhorias através da integração de estratégias baseadas na Inteligência Artificial (IA).

1.3 Ferramentas Digitais de Planeamento

O uso de *software* digital específico para o planeamento de casos em implantologia simplifica todo o processo cirúrgico protético. Embora, existam outros *softwares* utilizados para o planeamento digital de implantes, uma das ferramentas com maior destaque é o *coDiagnostiX*® (*Dental Wings GmbH*, Chemnitz, Alemanha). O *coDiagnostiX*® permite uma integração total com a CBCT e outras imagens tridimensionais, possibilitando uma análise meticulosa da anatomia do paciente e a criação de um plano cirúrgico detalhado. As principais características do *coDiagnostiX*® consistem em^(11,13):

(i) Planeamento 3D: possibilita visualizar a anatomia da arcada dentária, o osso disponível e outras estruturas anatómicas importantes. Esta visualização

3D facilita a escolha do implante e a opção pela melhor posição, ângulo e profundidade de colocação dos mesmos;

(ii) Guias cirúrgicas personalizadas: garantem que o implante é colocado com elevada precisão. A guia, depois de desenhada pode ser impressa, otimizando a execução da cirurgia;

(iii) Planeamento da colocação do implante proteticamente guiado: o planeamento da colocação do implante é realizado com base no desenho final da prótese, tendo em conta a natureza estética e a funcionalidade;

(iv) Ferramentas de simulação: permite realizar simulações que ajudam a visualizar de que modo os implantes se posicionarão no osso do paciente, bem como ajuda a simular a colocação de enxertos ósseos, quando necessário;

(v) Integração com outros *softwares*: o *coDiagnostiX*[®] pode ser integrado com outras ferramentas e sistemas digitais (*scanners* intraorais, motores de colocação de implantes e impressoras 3D) oferecendo uma solução completa e integrada para o planeamento digital.

Outros *softwares* como o *NobelClinician*TM (*Nobel Biocare*, Zurique, Suíça), o *SimPlant*[®] (*Dentsply Sirona*, Pensilvânia, EUA), o *Blue Sky Plan*[®] (*Blue Sky Bio*, Illinois, EUA) e o *RealGUIDE*TM (*3Diemme*, Como, Itália) permitem, igualmente, um planeamento que tem em consideração a posição dos implantes, a anatomia do paciente e a futura prótese.^(11,13)

1.4 Cirurgia Guiada em Implantologia

Há vários anos, a cirurgia guiada tem vindo a ser utilizada em diversas áreas médicas. Na Medicina Dentária é vantajosa particularmente em implantologia, tendo surgido como alternativa à cirurgia convencional para aumentar a precisão, melhorar os resultados clínicos e protéticos, diminuir tempos de cadeira e possibilitar um melhor pós-operatório. O avanço da CBCT e dos *softwares* CAD-CAM permitiu desenvolver novas técnicas de planeamento e, consequentemente, desenvolver esta metodologia guiada de colocação de implantes.

1.4.1 Tipos de cirurgia guiada

A cirurgia de implantes assistida por computador (CAIS – *Computer-Assisted Implant Surgery*) emergiu com a necessidade de otimizar os procedimentos cirúrgicos, a precisão na colocação dos implantes e a exigência na obtenção de melhores resultados, quer estéticos, quer biológicos.^(14,15)

Existem dois tipos principais de cirurgia guiada em implantologia: s-CAIS (*Static Computer-Assisted Implant Surgery*) e d-CAIS (*Dinamic Computer-Assisted Implant Surgery*).^(14,15)

A s-CAIS usa guias cirúrgicas desenhadas e fabricadas por computador (CAD-CAM) após realização de uma CBCT (*Cone Beam Computed Tomography*), com brocas e um sistema cirúrgico que utiliza instrumentação coordenada para colocar implantes usando esta guia. A d-CAIS, por sua vez, rastreia o paciente e os instrumentos cirúrgicos os quais dão o *feedback* de orientação e o posicionamento em tempo real no monitor do computador. Assim, a s-CAIS utiliza uma guia cirúrgica para orientar a colocação do implante, enquanto o sistema d-CAIS orienta o Médico Dentista durante a colocação do implante através de imagens em tempo real com recurso a dispositivos de rastreio ótico.^(14,15)

A principal diferença entre estes dois tipos de cirurgia guiada consiste no nível de sofisticação e na precisão das guias cirúrgicas. Enquanto a s-CAIS oferece uma solução mais acessível, com guias mecânicas ou pré-produzidas, a d-CAIS é completamente digital, possibilitando uma maior personalização, precisão e integração tecnológica.^(14,15)

No contexto da s-CAIS, a técnica pode ser totalmente guiada ou parcialmente guiada, consoante o número de etapas do protocolo cirúrgico realizadas com a utilização da(s) guia(s) cirúrgica(s). Na cirurgia totalmente guiada, todas as fases, desde a fresagem do leito implantar até à inserção final do implante, são executadas com guia cirúrgica. Já na cirurgia parcialmente guiada, apenas as etapas de fresagem óssea são realizadas com a orientação da guia cirúrgica, sendo a colocação final do implante efetuada de à mão livre (sem guia).^(15,16)

1.5 Avaliação da Precisão da Cirurgia Guiada

As guias cirúrgicas, enquanto portadoras da informação sobre a direção, a posição e o ângulo de colocação do implante, podem aumentar eficazmente a precisão cirúrgica, reduzir o tempo cirúrgico e as complicações inerentes.⁽¹⁶⁾

A precisão da cirurgia guiada em implantologia é influenciada pelo método de aquisição de dados, pelo procedimento de fabrico das guias, pelos tipos de suporte para as guias (suportadas por dentes, tecidos moles e/ou osso), pela estabilidade das guias (utilização ou ausência de parafusos de fixação, desenho das guias) e pelo desenho e posição das anilhas (*sleeves*) da guia cirúrgica.⁽¹⁶⁾

O termo veracidade (*trueness*) em cirurgia guiada inclui a exatidão (*accuracy*) e a precisão (*precision*). A exatidão refere-se ao desvio entre a colocação pós-operatória e o plano pré-operatório do implante. Já a precisão refere-se ao desvio entre os resultados de testes repetitivos. Geralmente, a precisão discutida em estudos clínicos refere-se à exatidão, enquanto os estudos *in vitro* costumam envolver quer a exatidão quer a precisão.⁽¹⁶⁾

A aquisição de dados pré-operatórios, incluindo dados intraorais (recolhidos através de *scanner* intraoral ou de digitalização de modelos de gesso do paciente) e de CBCT, é o pré-requisito para a conceção de guias cirúrgicas.⁽¹⁷⁾ Os estudos existentes indicam uma maior precisão dos *scanners* intraorais (IOSs) do que a digitalização extraoral de modelos. Os IOSs são a tendência de desenvolvimento no futuro e são altamente aceites pelos pacientes em comparação com as impressões convencionais.⁽¹⁸⁾

A exatidão dos IOSs comerciais varia entre 20 e 100 μ m para estruturas dentárias e 50-250 μ m para maxilares edêntulos.⁽¹⁹⁾ Em contrapartida, a CBCT apresenta uma precisão inferior: dentro de um intervalo aplicável de dose de radiação (20-100 μ Sv, geralmente considerado como um equilíbrio entre segurança e precisão), o tamanho do *voxel* dos modelos 3D construídos por CBCT varia entre 0,1 e 0,5mm³ e a precisão varia entre 200 e 1000 μ m.⁽²⁰⁾ Considerando a gama de precisão da CBCT, é geralmente recomendado manter uma margem de segurança de 2mm das estruturas anatómicas adjacentes na prática clínica.^(19, 20) Uma vez que a precisão do modelo da dentição obtido por CBCT é relativamente baixa para satisfazer os requisitos do desenho da guia

cirúrgica, a integração do modelo construído por CBCT e do modelo de dentição digitalizado é normalmente aplicada.⁽¹⁷⁾ Como a exatidão da aquisição de dados será projetada no desenho das guias cirúrgicas e a avaliação atual da exatidão da cirurgia de implantes se baseia, principalmente, na aquisição de dados de CBCT, a comparabilidade dos valores dos indicadores de exatidão em diferentes artigos encontrados na literatura deve ser analisada cuidadosamente.^(17,18)

Mesmo recorrendo a técnicas cirúrgicas guiadas as imprecisões podem ocorrer e podem comprometer a possibilidade de obter uma restauração satisfatória, tanto a nível funcional como estético. Além disso, as lacunas podem implicar custos adicionais e procedimentos mais complexos para os pacientes.

Importa ainda referir, a ferramenta “*Treatment Evaluation*” do *software coDiagnostiX®* (Dental Wings GmbH, Chemnitz, Alemanha) que é utilizada para avaliar a precisão da colocação do implante, contrastando o local pretendido com a posição real pós-cirurgia. O procedimento inclui a sobreposição de modelos virtuais antes e após colocação do implante. Esta abordagem facilita a avaliação de discrepâncias tridimensionais (3D) tanto ao nível do colo bem como ao nível do ápice do implante, juntamente com desvios angulares e lineares.⁽²¹⁾

1.6 Implantes Dentários de Titânio: Características e Inovações

Os implantes dentários são normalmente fabricados em zircónia (Zr) ou titânio (Ti). O titânio é frequentemente utilizado pelo seu custo razoável e resultados duradouros. No entanto, nem todos os implantes dentários de titânio são fabricados da mesma forma.⁽²²⁾ O titânio é um material bioinerte, induzindo pouco ou nenhum efeito sobre o tecido circundante. No entanto, apesar da descrição de várias vantagens inerentes ao material, sem um tratamento de superfície adequado, acaba por ter uma baixa integração no tecido ósseo e gengival, o que pode levar a falhas. Essas falhas ocorrem devido à ausência de osteointegração, afetando a estabilidade do implante no osso e podendo conduzir ao estabelecimento de processos inflamatórios no espaço peri-implantar.⁽²³⁾ Para reduzir estes problemas, têm sido investigados diferentes tratamentos de superfície para promover uma melhor osteointegração e evitar a formação de biofilmes bacterianos nocivos. A nanotecnologia tem gerado

impactos positivos na Medicina Dentária, sendo capaz de produzir superfícies com uma topografia e composição química específicas para melhorar as características biocompatíveis dos materiais.⁽²⁴⁾ Já são comercializados implantes com modificações de superfície nano estruturadas, como o SLActive® (Straumann®, *Institut Straumann AG*, Basel, Suíça), que induz uma resposta mais rápida à osteointegração, e o HAnane Surface® (*Promimic*, Gotemburgo, Suécia), que junta o revestimento de titânio com nanohidroxiapatite e pode estimular o desempenho dos osteoblastos na promoção do crescimento ósseo.⁽²⁵⁾

As ligas de Ti, utilizadas em implantes dentários, destacam-se pela sua excecional biocompatibilidade, resistência à corrosão, relação força/peso, capacidade de osteointegração e radiopacidade. Os revestimentos de matriz de hidroxiapatite (HA), quitosano e nanotubos de óxido de titânio (TiO₂) são atualmente as modificações de superfície mais populares das ligas de titânio utilizadas. Devido à sua estrutura porosa autocrescente *in situ*, as matrizes de nanotubos de TiO₂ (TNT) são um tipo de revestimento que pode ser associado a outros para melhorar a funcionalidade.⁽²⁶⁾ Hossain *et al.*⁽²⁶⁾ referem que as evidências de algumas investigações sobre a modificação da superfície para melhorar a osteocondutividade do Ti e a sobrevivência das células revelam que estas ligas se integram perfeitamente no corpo, mantêm a sua durabilidade em ambientes orais, suportam a tensão mecânica da mastigação e têm uma boa afinidade para o tecido ósseo.⁽²⁶⁾

Nos últimos anos, a aplicação de lasers para modificar a topografia da superfície de biomateriais dentários tem recebido uma atenção crescente e os lasers têm sido utilizados, sobretudo, para modificar a superfície de materiais de implantes, particularmente o Ti e as suas ligas, para promover a osteointegração.⁽²⁷⁾ A texturização a laser também surgiu como uma técnica promissora para reduzir a adesão bacteriana nas superfícies dos implantes de Ti. Atualmente, os lasers estão a ser amplamente utilizados para modificações de superfície, com o objetivo de melhorar a osteointegração e reduzir a inflamação peri-implantar em implantes cerâmicos, bem como para aumentar a retenção de restaurações cerâmicas no dente.⁽²⁷⁾ Os estudos considerados na revisão de Saran *et al.* (2023)⁽²⁷⁾ sugerem que a texturização a laser é mais eficaz do que os métodos convencionais de modificação da superfície. Os lasers

podem alterar as características da superfície dos biomateriais dentários, criando padrões de superfície inovadores, sem afetar significativamente as suas propriedades gerais. Com os avanços na tecnologia laser e a disponibilidade de novos comprimentos de onda e modos, o laser como ferramenta para a modificação da superfície de biomateriais dentários é um campo promissor, com excelente potencial para investigação futura.⁽²⁷⁾

Em síntese, implantes de titânio continuam a ser os mais utilizados pela sua biocompatibilidade e resistência mecânica, sendo alvo de contínua investigação para melhorar as suas características e para tornar os tratamentos com implantes dentários mais rápidos, eficientes e com menos complicações, bem como para garantir resultados duradouros e de alta qualidade.

1.7 Justificação e Objetivos

A necessidade crescente de soluções de reabilitação oral fixas impulsionou avanços nos materiais e nas técnicas, com destaque para a reabilitação com recurso a implantes dentários. Neste âmbito, foram desenvolvidos novos implantes com diferentes materiais e desenhos, bem como *softwares* potenciando o fluxo digital na reabilitação implantar.

Embora haja literatura publicada sobre cirurgia guiada e avaliação da sua precisão, continua a ser necessária mais investigação para estudar o comportamento biomecânico, aumentar a previsibilidade e eficácia de novos protocolos de cirurgia guiada com diferentes implantes e novas ferramentas. Numa área em crescimento exponencial a busca por evidencia científica é uma necessidade inegável.

A implantologia é uma área da reabilitação oral que tem apresentado uma evolução exponencial em termos de materiais e técnicas cirúrgicas. A reabilitação com implantes é, atualmente, um dos procedimentos clínicos mais exigente em termos de planeamento.

A utilização de novas tecnologias em Medicina Dentária tem permitido que o planeamento dos casos clínicos seja feito sem o paciente na cadeira fazendo evoluir os conceitos de Medicina Dentária Digital e Fluxo Digital. No que diz respeito às ferramentas digitais em implantologia, é inevitável mencionar a

Tomografia Computorizada de Feixe Cônico (CBCT), os *scanners* intraorais, os *softwares* de planeamento e a impressão 3D.

A cirurgia de implantes assistida por computador (CAIS) permite planejar virtualmente o local de colocação do(s) implante(s), proteticamente guiado(s), e o desenho de guias cirúrgicas. Atualmente, existem diferentes protocolos cirúrgicos, diferentes tipos de implantes (variando no tipo de material, macro e microgeometria) e diferentes *kits* cirúrgicos.

A cirurgia parcialmente guiada (CPG) é uma das técnicas de s-CAIS utilizada para a colocação de implantes.

A broca *milling cutter* ou plana da Straumann® permite realizar o aplanamento da crista alveolar, impedindo que as brocas resvalam no momento da fresagem para posterior colocação do implante. Embora esta broca nos pareça útil na minimização de desvios na colocação do implante relativamente à posição planeada através de s-CAIS, não encontramos, na literatura consultada, evidência de que a sua utilização seja essencial.

Neste sentido, esta investigação tem por objetivo primário esclarecer a importância da broca plana no protocolo cirúrgico implantar com implantes *Bone Level* (BL) da Straumann® (*Institut Straumann AG*, Basel, Suíça). Para atingir este objetivo geral definimos como objetivos específicos:

- Determinar a influência da broca plana na precisão da colocação de implantes BL em cirurgia parcialmente guiada;
- Determinar a influência do tipo de osso na precisão de colocação de implantes BL em cirurgia parcialmente guiada;
- Determinar qual a macrogeometria implantar que favorece a precisão de colocação parcialmente guiada.

Assim procuramos validação para as seguintes hipóteses nulas:

H0: A broca plana não influencia a precisão de colocação de implantes em cirurgia parcialmente guiada

H1: O tipo de osso não influencia a precisão de colocação de implantes em cirurgia parcialmente guiada

H2: A macrogeometria do implante BL não influencia a precisão da sua colocação em cirurgia parcialmente guiada

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Para se procurar responder aos objetivos propostos e previamente descritos, optamos por um estudo laboratorial (pré-clínico) em condições controladas e padronizadas, com implantes *Bone Level* (Straumann®, *Institut Straumann AG*, Basel, Suíça).

Uma análise de potência determinou que uma amostra de 120 implantes era suficientemente robusta para alcançar uma potência estatística superior a 80% na análise proposta (com um nível de significância de 0,05).

2.1 Amostra

A amostra deste estudo é constituída por 120 implantes *Bone Level* (Straumann®, *Institut Straumann AG*, Basel, Suíça), agrupados em 3 grupos experimentais diferentes de acordo com as suas características. Quarenta implantes BL (*Bone Level*), 40 implantes BLT (*Bone Level Tapered*) e 40 implantes BLX (*Bone Level X*) – Figura 2 e Tabela 1.



Figura 2 – Implantes estudados (BL, BLT, BLX).

Fonte: *Bone Level Implant* (Straumann®, *Institut Straumann AG*, Basel, Suíça).

Tabela 1 – Características dos implantes utilizados no estudo.

	BL (<i>Bone Level</i>)	BLT (<i>Bone Level Tapered</i>)	BLX (<i>Bone Level X</i>)
Modelo	Roxolid® SLActive®	Roxolid® SLActive®	Roxolid® SLActive®
Tipo de Plataforma	RC (Regular <i>CrossFit</i> ™)	RC (Regular <i>CrossFit</i> ™)	RB (Regular <i>TorcFit</i> ™)
Desenho	Cilíndrico	Cónico	Cónico
Diâmetro (mm)	4,1	4,1	4
Comprimento (mm)	10	10	10

2.2 Protocolo Cirúrgico

Neste estudo experimental pré-clínico foram utilizados 4 modelos de osso artificial (*Bonemodels®*, Castellón, Espanha) com 4 tipos distintos de densidade óssea de acordo com a classificação de Lekholm e Zarb⁽²⁸⁾ (D1, D2, D3, D4) – Figura 3. Cada modelo ósseo foi dividido em 2 partes, de forma a respeitar o FOV (*Field of View*) da CBCT (*NewTom Go, NewTom | Cefla S.C.*, Imola, Itália) utilizado, originando 8 mini blocos ósseos com 2 densidades (D1/D2 e D3/D4) – Figura 4. Estes mini blocos ósseos foram identificados com uma letra e um número (por exemplo, A1 e A2 correspondem às 2 metades do primeiro bloco ósseo e assim sucessivamente). Cada mini bloco foi submetido a uma CBCT e uma impressão digital (*scanner* de bancada KaVo LS 3; *Nobel Biocare*, Zurique, Suíça) para que, posteriormente, fosse possível efetuar um planeamento digital dos implantes a colocar e o desenho das respetivas guias cirúrgicas. O desenho geral do estudo encontra-se na Tabela 2.



Figura 3 – Modelos de osso artificial com quatro tipos de densidade óssea (D1, D2, D3, D4).

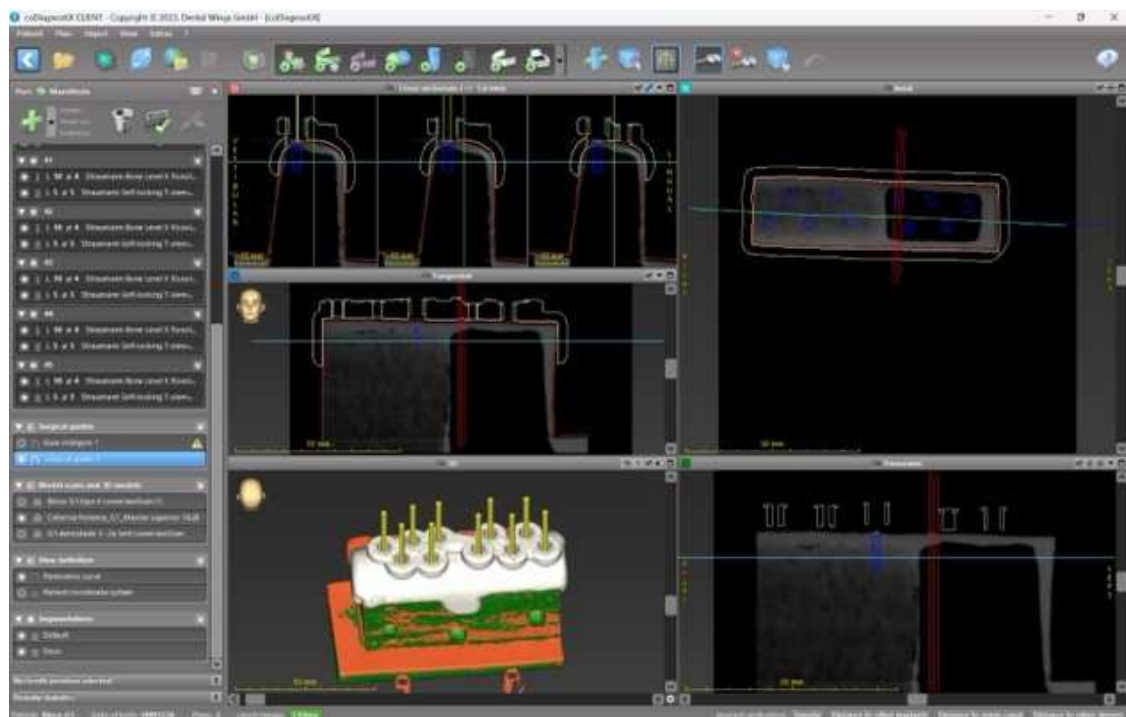


Figura 4 – Mini bloco ósseo (cada mini bloco com duas densidades diferentes).

Tabela 2 – Desenho geral do estudo.

	BL (Bone Level)	BLT (Bone Level Tapered)	BLX (Bone Level X)
Técnica Cirúrgica	CPG com broca plana CPG sem broca plana	CPG com broca plana CPG sem broca plana	CPG com broca plana CPG sem broca plana
Nº Implantes por Densidade Óssea	5	5	5
Desvio Linear	Mesio-Distal (MD) e Buco-Lingual (BL) ao nível ápice e colo		
Desvio Linear Axial	Apico-Coronal (AC)		
Desvio Angular	Ângulo		

O software *coDiagnostiX®* (Dental Wings GmbH, Chemnitz, Alemanha) foi utilizado para o planejamento virtual da posição dos implantes e para o desenho das guias cirúrgicas com uma distância ao bloco de osso no local da fresagem de 2mm (H2) – Figura 5.

**Figura 5** – Software *coDiagnostiX®*.

As guias cirúrgicas foram identificadas através de uma letra e um número, correspondentes ao respetivo mini bloco ósseo. Estas guias cirúrgicas foram impressas através de uma impressora 3D (*Phrozen Sonic Mini 8K - Phrozen Technology*, Hsinchu, Taiwan) e material resinoso (*ABS Like Resin Creamy White - Phrozen*) – Figura 6. No final da impressão foi efetuado o seu pós-processamento com lavagem e polimerização. De seguida, foram colocadas manualmente nas guias as anilhas em titânio ou *sleeves* (*Straumann® Institut Straumann AG*, Basel, Suíça) com um diâmetro de 5/5mm e distância ao osso de 2mm.



Figura 6 – Impressora 3D e material resinoso usados na impressão das guias cirúrgicas.

Os implantes foram colocados com os *kits* de cirurgia guiada apropriados para cada tipo de implante, fornecidos pelo fabricante Straumann®, e com o motor cirúrgico *iChiropro* (*Bien-Air*, Berna, Suíça) – Figuras 7 e 8.

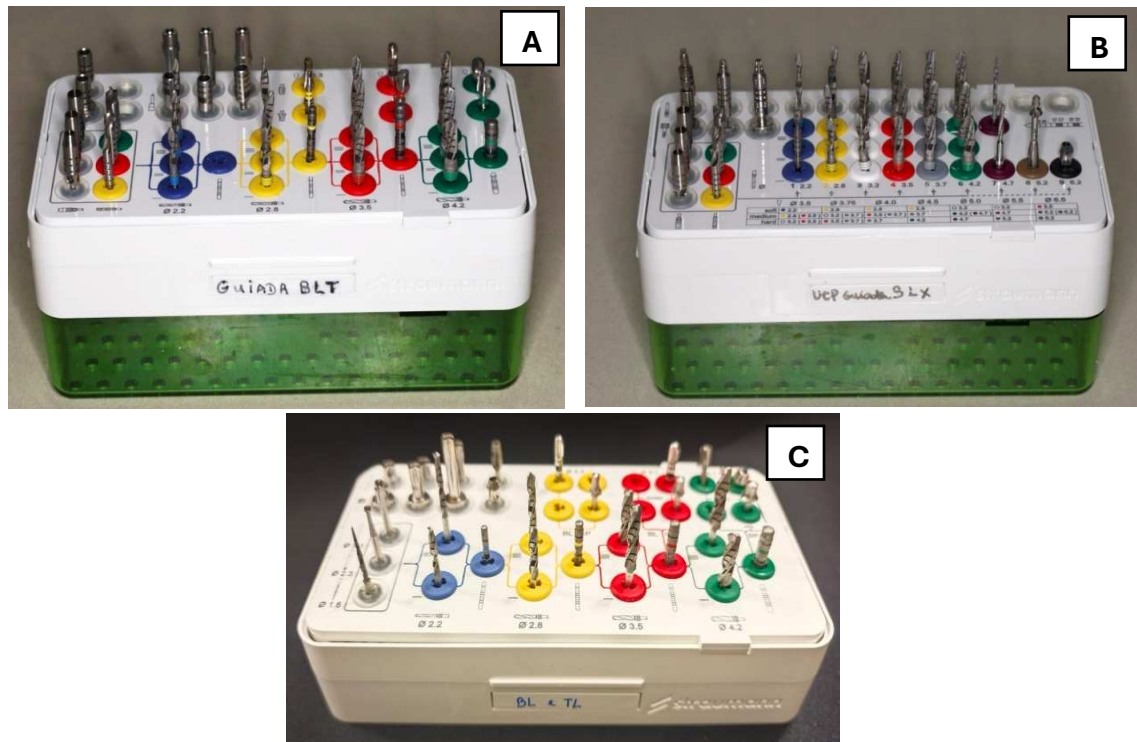


Figura 7 – Kits de cirurgia guiada utilizados: a) kit cirúrgico BLT; b) kit cirúrgico BLX; c) kit cirúrgico BL.



Figura 8 – Motor cirúrgico de implantes.

Um total de 120 implantes foram colocados nos mini blocos ósseos utilizando 2 protocolos cirúrgicos distintos: cirurgia parcialmente guiada com broca plana (n=60) e parcialmente guiada sem broca plana (n=60) Tabela 3.

Tabela 3 – Distribuição dos implantes de acordo com o protocolo cirúrgico e a densidade óssea.

	Protocolo Cirúrgico	Densidade óssea	Nº Implantes	TOTAL
BL (Bone Level)	CPG com broca plana	D1	n=5	n=20
		D2	n=5	
		D3	n=5	
		D4	n=5	
	CPG sem broca plana	D1	n=5	n=20
		D2	n=5	
		D3	n=5	
		D4	n=5	
BLT (Bone Level Tapered)	CPG com broca plana	D1	n=5	n=20
		D2	n=5	
		D3	n=5	
		D4	n=5	
	CPG sem broca plana	D1	n=5	n=20
		D2	n=5	
		D3	n=5	
		D4	n=5	
BLX (Bone Level X)	CPG com broca plana	D1	n=5	n=20
		D2	n=5	
		D3	n=5	
		D4	n=5	
	CPG sem broca plana	D1	n=5	n=20
		D2	n=5	
		D3	n=5	
		D4	n=5	

Na Figura 9, podemos observar a broca plana utilizada (Ø4,2mm, *guided*, L32,5mm, *stainless steel*, Straumann®).

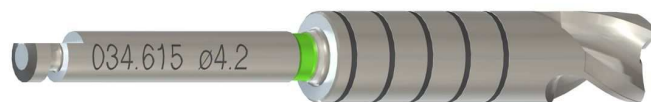


Figura 9 – Broca plana utilizada na cirurgia parcialmente guiada.

Fonte: Milling cutter, Ø4,2mm, *guided*, L32,5mm, *stainless steel* | (Straumann®, Institut Straumann AG, Basel, Suíça).

A colocação de todos os implantes foi efetuada pelo mesmo Médico Dentista, com experiência e formação em Implantologia, Medicina Dentária Digital e familiarizado com os protocolos e os *kits* cirúrgicos utilizados.

Foram seguidos os protocolos cirúrgicos de acordo com as indicações do fabricante, baseados no tipo de implante e na densidade óssea, os quais podem ser consultados na Tabela 4.

Após a colocação dos implantes, foi efetuada a última impressão digital com recurso a pilares de impressão digital (*scan bodies*) Straumann®, para BL e BLT (CARES® RC Mono Scan – Ø4,1mm, H10mm, PEEK, TAN), e para BLX (CARES® RB/WB Mono Scan – Ø3,8mm, H10mm PEEK/TAN) utilizando o *scanner* intra-oral Trios v.4 (3Shape®, Copenhaga, Dinamarca), com o objetivo de avaliar os desvios associados à colocação dos implantes – Figura 10.



Figura 10 – Scanner intra-oral.

Os desvios entre a posição virtual planeada e a posição final obtida foram analisados através do *software* coDiagnostiX® (Straumann®, Institut Straumann AG, Basel, Suíça) utilizando a ferramenta “*Treatment Evaluation*”. Os parâmetros avaliados foram: o desvio angular do implante (em graus), os desvios tridimensionais (em milímetros) nos sentidos mesio-distal e buco-lingual ao nível do colo do implante, o desvio apico-coronal ao nível do colo, os desvios tridimensionais (3D) nos sentidos mesio-distal (MD), buco-lingual (BL) e apico-coronal (AC) ao nível do colo e do ápice de cada implante – Figura 11 e 12.

Tabela 4 – Protocolo de fresagem de acordo com o tipo de implante e de densidade óssea.

Implante	Diâmetro (mm)	Comprimento (mm)	Protocolo de Fresagem x Densidade Óssea		
			Menor Densidade (D1)	Média Densidade (D2 e D3)	Maior Densidade (D4)
BL Roxolid® SLActive® RC	4,1	10	1. Broca Piloto Ø2,2mm (6mm) (800 rpm) 2. Broca 2 Ø2,2mm (até à profundidade de preparação final) (800 rpm) 3. Broca 3 Ø2,8mm (600 rpm) 4. Colocação de Implante (15 rpm)	1. Pilot drill Ø2,2mm (6mm) (800 rpm) 2. Broca 2 Ø2,2mm (até à profundidade de preparação final) (800 rpm) 3. Broca 3 Ø2,8mm (600 rpm) 4. Broca 4 Ø3,5mm (500 rpm) 5. Broca Perfiladora BL Curta Ø4,1 (300 rpm) 6. Colocação de Implante (15 rpm)	1. Broca Piloto Ø2,2mm (6 mm) (800 rpm) 2. Broca 2 Ø2.2 mm (até à profundidade de preparação final) (800 rpm) 3. Broca 3 Ø2,8mm (600 rpm) 4. Broca 4 Ø3,5mm (500 rpm) 5. Broca de Perfil BL Curta Ø4.1 (300 rpm) 6. BL “Tap” Formador de rosca Ø4.1 (15 rpm) 7. Colocação de Implante (15 rpm)
BLT Roxolid® SLActive® RC	4,1	10	1. Broca Piloto Ø2,2mm (6mm) (800 rpm) 2. Broca 2 Ø2,2mm (até à profundidade de preparação final) (800 rpm) 3. Broca 3 Ø2,8mm (600 rpm) 4. Colocação de Implante (15 rpm)	1. Broca Piloto Ø2,2mm (6mm) (800 rpm) 2. Broca 2 Ø2,2mm (até à profundidade de preparação final) (800 rpm) 3. Broca 3 Ø2,8mm (600 rpm) 4. Broca 4 Ø3,5mm (500 rpm) 5. Broca Perfiladora BLT Curta Ø4,1 (300 rpm) 6. Colocação de Implante (15 rpm)	1. Broca Piloto Ø2,2mm (6 mm) (800 rpm) 2. Broca 2 Ø2,2mm (até à profundidade de preparação final) (800 rpm) 3. Broca 3 Ø2,8mm (600 rpm) 4. Broca 4 Ø3,5mm (500 rpm) 5. Broca Perfiladora BLT Curta Ø4.1 (300 rpm) 6. BLT “Tap” Formador de Rosca Ø4.1 (15 rpm) 7. Colocação de Implante (15 rpm)
BLX Roxolid® SLActive® RB	4,0	10	1. Broca Piloto 1 Ø2,2mm (800 rpm) 2. Broca 2 Ø2,8mm (800 rpm) 3. Colocação de Implante (15 rpm)	1. Broca Piloto 1 Ø2,2mm (800 rpm) 2. Broca 2 Ø2,8mm (800 rpm) 3. Broca 4 Ø3,5mm (800 rpm) 4. Broca 5 Ø3,7mm (preparação da cortical óssea: 6mm (800 rpm) 5. Colocação de Implante (15 rpm)	1. Broca Piloto 1 Ø2,2mm (800 rpm) 2. Broca 2 Ø2,8mm (800 rpm) 3. Broca 3 Ø3,2mm (800 rpm) 4. Broca 5 Ø3,7mm (800 rpm) 5. Colocação de Implante (15 rpm)

Nota: toda a fresagem foi guiada para uma distância osso/anilha de 2 mm (H2).

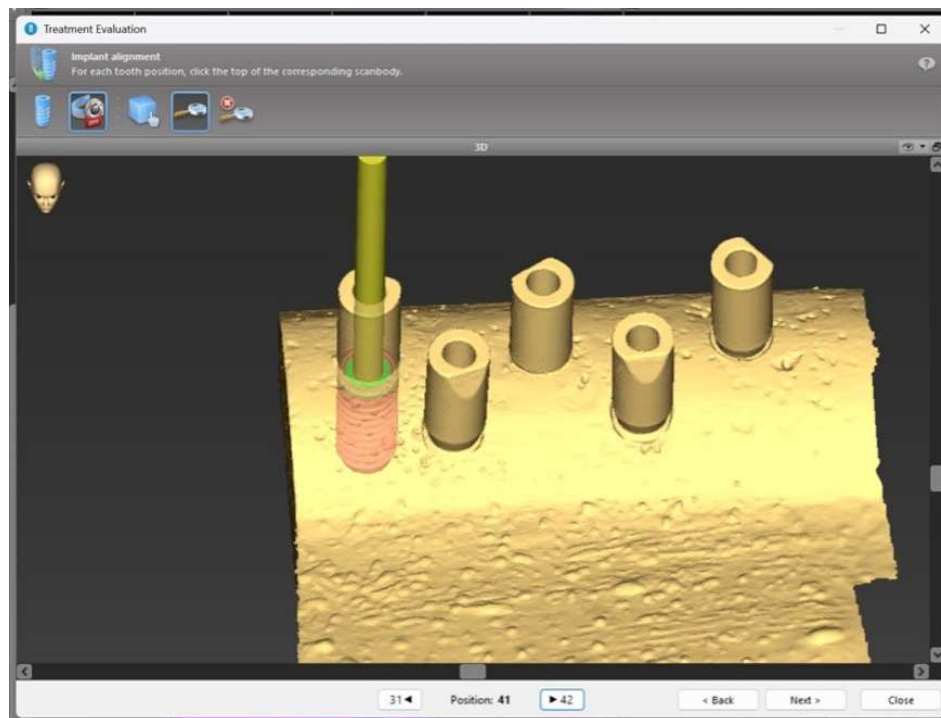


Figura 11 – Imagem 3D do macromodelo ósseo com os scans bodies.

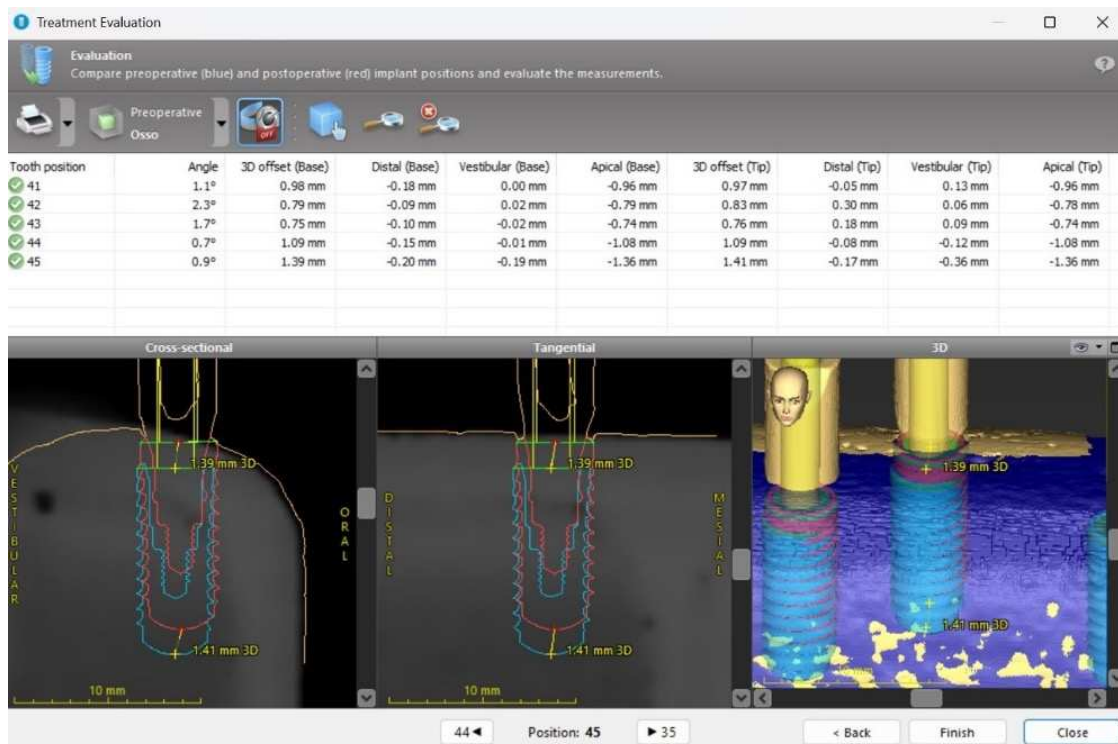


Figura 12 – Medições dos desvios angulares, tridimensionais e lineares obtidos com a ferramenta “Treatment Evaluation” do software coDiagnostiX®.

2.3 Análise Estatística

A análise estatística foi realizada utilizando o *software* IBM® SPSS® *Statistics* v. 24. Um nível de significância de $p < 0,05$ (bicaudal) foi considerado estatisticamente significativo.

As variáveis contínuas foram apresentadas como mediana e amplitude interquartil (AIQ) devido à distribuição não normal dos dados, determinada pelo teste de Kolmogorov-Smirnov. As variáveis categóricas foram apresentadas através de frequências absolutas (n) e relativas (%). Os testes não paramétricos de Kruskal-Wallis (H) e de Mann-Whitney (U) foram utilizados para comparar a distribuição dos desvios lineares e angulares em relação aos tipos de implante, de osso e ao uso da broca plana.

3. RESULTADOS

Este estudo analisou a colocação de 120 implantes de três tipos distintos (BL, BLT e BLX) colocados em quatro tipos de osso, através de cirurgia parcialmente guiada com e sem recurso à broca plana (Tabela 5).

Tabela 5 – Estatística descritiva.

Variáveis, n (%)	(n=120)
Uso da Broca Plana	
Sim	60 (50,0%)
Não	60 (50,0%)
Tipo de Osso	
1	30 (25,0%)
2	30 (25,0%)
3	30 (25,0%)
4	30 (25,0%)
Tipo de Implante	
BL	40 (33,3%)
BLT	40 (33,3%)
BLX	40 (33,3%)

A análise do impacto do uso da broca plana (Tabela 6) evidenciou que a utilização desta broca reduziu significativamente o ângulo mediano do desvio ($p=0,007$), diminuindo de $3,40^\circ$ para $2,45^\circ$. No entanto, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas nos desvios 3D nem nos desvios lineares individuais entre os grupos que utilizaram ou não a broca plana ($p>0,05$).

Tabela 6 – Distribuição dos desvios lineares e angulares de acordo com o uso da broca plana.

DESVIOS	Broca Plana			
	Não	Sim	U	Valor P
Angular ($^\circ$)	3,40 (1,90)	2,45 (2,55)	1284,000	0,007
Colo do implante (mm)				
3D	0,56 (0,69)	0,73 (0,69)	1469,000	0,082
MD	0,10 (0,27)	0,10 (0,10)	1751,000	0,797
BL	0,20 (0,42)	0,12 (0,37)	1672,000	0,501
AC	0,50 (0,57)	0,65 (0,75)	1629,000	0,369
Ápice do implante (mm)				
3D	0,88 (0,58)	0,87 (0,67)	1747,500	0,783
MD	0,25 (0,27)	0,22 (0,24)	1621,500	0,349
BL	0,47 (0,41)	0,38 (0,49)	1479,500	0,092
AC	0,56 (0,59)	0,67 (0,80)	1754,000	0,809

3D: Tridimensional; MD: Mesio-distal; BL: Buco-lingual; AC: Apico-coronal

A comparação entre os tipos de osso (Tabela 7) demonstrou diferenças estatisticamente significativas em algumas variáveis. O desvio 3D mediano no colo foi significativamente diferente entre os grupos ($p=0,027$), sendo maior no osso D1 (0,99mm) e menor no osso D3 (0,40mm). O desvio mesio-distal no colo também apresentou diferenças relevantes ($p=0,036$), com valores mais elevados no osso D1 (0,12mm). O desvio buco-lingual no colo foi a variável com maior significância estatística ($p<0,001$), sendo mais pronunciado no osso D1 (0,58mm) e menor no osso D3 (0,06mm). O desvio apico-coronal no ápice apresentou uma diferença significativa ($p=0,005$), sendo maior no osso D1 (0,84mm) e menor no osso D3 (0,46mm). Já o desvio angular e os restantes desvios no ápice não demonstraram diferenças estatisticamente significativas.

Tabela 7 – Comparação dos desvios lineares e angulares entre os tipos de osso.

DESVIOS	Tipo de Osso, mediana (AIQ)				Kruskal-Wallis	
	D1	D2	D3	D4	H	Valor P
Angular (°)	2,90 (2,30)	2,50 (1,80)	3,55 (2,30)	3,60 (1,70)	6,747	0,080
Colo do Implante (mm)						
3D	0,99 (0,45)	0,61 (0,62)	0,40 (0,53)	0,55 (0,45)	9,140	0,027
MD	0,12 (0,30)	0,08 (0,39)	0,08 (0,05)	0,10 (0,10)	8,559	0,036
BL	0,58 (0,40)	0,16 (0,37)	0,06 (0,06)	0,12 (0,21)	40,183	<0,001
AC	0,74 (0,69)	0,69 (0,83)	0,41 (0,43)	0,51 (0,41)	3,201	0,362
Ápice do Implante (mm)						
3D	0,90 (0,54)	0,84 (0,81)	0,73 (0,55)	0,95 (0,49)	6,064	0,109
MD	0,25 (0,25)	0,25 (0,25)	0,19 (0,21)	0,26 (0,28)	6,649	0,084
BL	0,39 (0,17)	0,38 (0,32)	0,47 (0,41)	0,67 (0,68)	6,888	0,076
AC	0,84 (0,71)	0,69 (0,84)	0,46 (0,43)	0,50 (0,36)	13,047	0,005

AIQ: Amplitude Interquartil; 3D: Tridimensional; MD: Mesio-distal; BL: Buco-lingual; AC: Apico-coronal

No que diz respeito à comparação entre os diferentes tipos de implante (Tabela 8), o desvio 3D no colo foi significativamente maior no implante BLX (0,91mm) do que nos restantes ($p<0,001$). O desvio buco-lingual no colo também foi mais elevado no BLX (0,25mm) comparativamente aos demais ($p=0,020$), assim como o desvio apico-coronal no colo, que foi superior no mesmo grupo (0,70mm; $p=0,032$). O desvio buco-lingual no ápice mostrou uma diferença estatística muito significativo ($p=0,045$), com valores mais elevados

no implante BLT (0,49mm). O desvio angular e os restantes desvios no ápice não apresentaram variações com significado estatístico entre os tipos de implante.

Tabela 8 – Comparação dos desvios lineares e angulares entre os tipos de implante.

DESVIOS	Implante, mediana (AIQ)			Kruskal-Wallis	
	BL	BLT	BLX	H	Valor P
Angular (°)	3,25 (2,15)	3,20 (2,20)	2,80 (2,45)	1,020	0,601
Colo do implante (mm)					
3D	0,45 (0,50)	0,47 (0,78)	0,91 (0,54)	15,860	<0,001
MD	0,09 (0,21)	0,11 (0,36)	0,08 (0,08)	3,034	0,219
BL	0,10 (0,22)	0,20 (0,56)	0,25 (0,66)	7,818	0,020
AC	0,45 (0,47)	0,56 (0,77)	0,70 (0,79)	6,903	0,032
Ápice do implante (mm)					
3D	0,84 (0,42)	1,05 (0,66)	0,90 (0,67)	4,352	0,113
MD	0,25 (0,19)	0,25 (0,44)	0,19 (0,21)	3,500	0,174
BL	0,43 (0,40)	0,49 (1,00)	0,37 (0,38)	6,201	0,045
AC	0,53 (0,42)	0,72 (0,95)	0,68 (0,83)	4,905	0,086

AIQ: Amplitude Interquartil; BL: implante Bone Level; BLT: implante Bone Level Tapered; BLX: implante Bone Level X.

4. DISCUSSÃO

A opção por um estudo laboratorial fundamente-se na necessidade de uniformizar as condições de teste e de controlar as diferentes variáveis de forma independente sem a possível influência/interferência das condições subjetivas inerentes a cada operador, a cada paciente ou de cada caso clínico em particular.

Assim, considerando os objetivos propostos e as hipóteses nulas em estudo, a discussão dos resultados centra-se no impacto da broca plana, da densidade óssea e da macrogeometria do implante na precisão da cirurgia implantar parcialmente guiada.

4.1 Impacto da broca plana na precisão da cirurgia parcialmente guiada

A broca plana, também conhecida como *milling cutter drill*, surge como uma inovação dentro do protocolo de cirurgia parcialmente guiada, visando aplanar a crista óssea e, assim, criar uma superfície mais estável e previsível para a fresagem subsequente. No presente estudo, foi possível observar que a utilização da broca plana esteve associada a uma redução estatisticamente significativa nos desvios angulares (de 3,40° no grupo controlo para 2,45°; $p=0,007$), embora os desvios lineares não tenham apresentado diferenças estatisticamente significativas.

Os nossos resultados estão em consonância com a literatura. Estudos como os de Takács *et al.* (2022)⁽²⁹⁾ e Zhang *et al.* (2020)⁽³⁰⁾ relataram que instrumentos com extremidade plana oferecem maior previsibilidade durante a fresagem inicial, ao impedir o resvalar da broca em superfícies ósseas inclinadas ou irregulares. Segundo Tanaka *et al.* (2023)⁽³¹⁾, a espessura do osso cortical é um fator a considerar na cirurgia de implantes, pelo que, na nossa opinião e de acordo com os nossos resultados, a utilização de uma broca plana na fase inicial da preparação do leito implantar pode otimizar a precisão da colocação do implante.

A precisão na colocação de implantes em cirurgia guiada depende de diversos fatores técnicos e anatómicos. Fonseca *et al.* (2024) demonstraram que a adoção de protocolos clínicos bem estruturados é fundamental para minimizar

os desvios lineares e angulares, o que reforça o potencial de instrumentos como a broca plana quando adequadamente integrados no planeamento cirúrgico.⁽³²⁾

Na literatura consultada para o desenvolvimento desta investigação, foi igualmente evidenciado que a precisão da cirurgia guiada depende da estabilidade e da fixação da guia, do tipo de osso subjacente e do tipo de fresagem utilizada. Estes fatores, incluindo a exatidão da aquisição de dados imagiológicos (CBCT e impressões digitais), a qualidade das guias cirúrgicas e o suporte anatómico disponível, interferem diretamente na fidelidade entre o planeamento virtual e a execução clínica. Assim, a broca plana contribui para a otimização de uma dessas variáveis críticas, revelando-se especialmente útil em contextos clínicos em que se antecipa maior risco de desvio axial.^(3,13,33)

4.2 Influência do tipo de osso na precisão da cirurgia parcialmente guiada

Os resultados deste estudo revelaram uma correlação entre a densidade do osso e os valores obtidos de desvio angular, embora sem significado estatístico ($p=0,08$). Os valores mais elevados de desvios angulares foram observados nos blocos de osso D4, o que está em total conformidade com a literatura científica, onde se reconhece que ossos de menor densidade oferecem menor resistência à inserção do implante e menor rigidez no contacto osso-implante, logo mais suscetíveis a desvios.^(34,35)

Como no nosso protocolo experimental os implantes foram todos colocados com o mesmo torque de inserção (15 rpm), não podemos considerar essa variável como relevante, o que pode justificar a ausência de significado estatístico.

No entanto, a análise estatística desta investigação, evidenciou algumas diferenças significativas entre os tipos de densidade óssea, o que pode servir para validar a utilização dos modelos de osso sintético como bio-simuladores neste tipo de estudos laboratoriais.

A densidade óssea mostrou ser uma condição com influência estatisticamente significativa na precisão da colocação dos implantes particularmente a nível tridimensional ($p=0,027$), mesio-distal ($p=0,036$) e buco-

lingual ($p=0,001$) no colo do implante e apico-coronal no ápice ($p=0,005$). De realçar que os maiores desvios lineares foram encontrados no osso de densidade D1 e os menores no D3. Apesar de não encontrarmos na literatura fundamentação para o referido, os nossos resultados podem ser justificados pelo facto do osso D1 apresentar maior resistência à fresagem, potenciando os desvios lineares particularmente a nível do colo do implante (ponto inicial de fresagem cortical). Apesar de terem sido seguidos os protocolos de fresagem do fabricante para cada densidade óssea, carece de validação científica a sua influência na precisão de colocação de implantes em cirurgia parcialmente guiada.

Os estudos clínicos demonstram que a densidade óssea influencia quer a estabilidade inicial quer o comportamento biomecânico do implante durante o processo de osteointegração. Apesar de não termos estudado estas variáveis, estamos cientes que têm especial relevância para o planeamento cirúrgico e protético, uma vez que a densidade óssea pode influenciar a escolha do implante, da técnica cirúrgica e do período de carga.⁽³⁶⁻³⁸⁾

Fahd *et al.* (2021)⁽³⁹⁾ referem que a utilização de tomografias de alta resolução para avaliação pré-operatória da densidade óssea permite uma previsão mais precisa dos parâmetros biomecânicos esperados e um melhor planeamento do caso clínico. Ao utilizarmos blocos de osso com a densidade óssea preestabelecida objetivamos esta variável que consideramos de análise subjetiva pelo Médico Dentista particularmente em casos de transição entre as diferentes densidades. O surgimento de ferramentas de IA para auxiliar na análise da densidade óssea tem-se mostrado promissor, apesar das reservas inerentes a novas tecnologias emergentes.

4.3 Macrogeometria do implante na precisão de cirurgia parcialmente guiada

A macrogeometria dos implantes tem sido alvo de vários estudos clínicos, particularmente em relação à sua influência na estabilidade primária do implante e no processo de osteointegração. A geometria cónica do BLX, com espiras mais largas e espaçadas, visa favorecer a compressão óssea lateral e a inserção em

leito ósseo subdimensionado, mas poderá, em certos contextos, diminuir a área de contacto efetivo com o osso cortical. Por outro lado, os implantes BL e BLT, com um desenho mais conservador e com espiras mais curtas e frequentes, parecem favorecer uma distribuição mais uniforme da carga e uma melhor estabilização inicial.^(40,41) A estabilidade primária dos implantes não foi alvo do nosso estudo, mas pode ser um fator determinante na escolha do implante especialmente se considerarmos a densidade óssea em causa.

Embora a análise dos desvios angulares não tenha revelado diferenças estatisticamente significativas ($p=0,601$) entre os diferentes tipos de implantes em estudo (BL, BLT, BLX), um menor desvio mediano foi registado para o implante BLX ($2,8^\circ$) e um maior para o BL ($3,25^\circ$). Este resultado contraria parcialmente a expectativa teórica de que os implantes cónicos, como os implantes BLX, com espiras de geometria expansiva e perfil cortante, ofereçam maior probabilidade de desvios angulares.⁽⁴²⁻⁴⁴⁾

Os desvios com maior significado estatístico registaram-se no colo do implante, quer tridimensionalmente ($p=0,001$), quer linearmente no sentido buco-lingual ($p=0,020$) e apico-coronal ($p=0,032$), sempre com valores superiores para o implante BLX e inferiores para o BL. Já a nível apical, a maioria das diferenças entre os três tipos de implantes não tiveram significado estatístico, no entanto valores mais elevados de desvios foram registados para o implante BLT.

Apesar de não o termos feito, pela reduzida amostra em estudo, consideramos importante analisar o comportamento de cada tipo de macrogeometria de implante em cada densidade óssea. Estudos recentes reforçam esta observação. De acordo com Faria *et al.* (2025)⁽⁴⁵⁾, a performance de implantes cónicos em osso D4 depende não só da macrogeometria mas também da técnica de fresagem utilizada. Os autores salientam que a sobrecompressão óssea pode resultar em menor vascularização e subsequente redução do processo de osteointegração. Gehrke *et al.* (2020)⁽⁴⁶⁾ verificaram que os implantes com macrogeometria mais agressiva nem sempre produzem maior estabilidade, sendo essencial avaliar a resposta biomecânica em diferentes densidades ósseas. Chaksupa *et al.* (2022)⁽⁴⁷⁾ averiguaram que o implante BLT apresenta um comportamento mais previsível em situações de carga imediata, com estabilidade primária superior à do BLX em osso D4.

Esta variável deve ser considerada no planeamento individualizado do tratamento, tendo em conta o binómio densidade óssea versus macrogeometria do implante.^(36,38,48,49) Prasad *et al.* (2011)⁽⁵⁰⁾ reforçam ainda que a escolha do implante deve ser baseada num equilíbrio entre estabilidade mecânica e preservação biológica do osso recetor, destacando a importância de uma abordagem personalizada para maximizar o sucesso clínico.

4.4 Considerações finais

Em síntese, o presente estudo confirma que a precisão na colocação de implantes dentários é influenciada por múltiplos fatores interdependentes, entre os quais a utilização da broca plana, a densidade óssea e a macrogeometria do implante.

Considerando o tamanho reduzido da amostra, sugerimos estudos adicionais ou complementares nos quais seja possível de uma forma inferencial analisar as variáveis estudadas de forma a determinar de que forma é que se influenciam ou potenciam na precisão da colocação de implantes. Estudos clínicos para validar a influencia destas variáveis na estabilidade primária e secundária dos implantes e no seu comportamento biomecânico a médio e longo prazo também são também desejáveis.

5. CONCLUSÃO

Atendendo à natureza do estudo, às suas limitações, aos resultados obtidos e dando resposta aos objetivos formulados, podemos concluir que:

- 1- A broca plana melhora a precisão angular da colocação de implantes em protocolos parcialmente guiados, confirmando a sua utilidade como ferramenta auxiliar para otimizar a estabilidade da fresagem inicial e melhorar o controlo do posicionamento tridimensional do implante;
- 2- A densidade óssea demonstra ser uma variável a considerar no planeamento de cirurgia implantar particularmente em osso de densidade D1 (maiores desvios lineares a nível do colo) e D4 (maiores desvios angulares);
- 3- A macrogeometria do implante não influencia significativamente os desvios angulares, mas pode potenciar desvios tridimensionais e lineares quer a nível do colo quer no ápice do implante. Maiores desvios foram registados para os implantes BLX (no colo) e BLT (no ápice).

Pelo exposto, todas as hipóteses nulas são rejeitadas evidenciando-se uma relação entre a precisão de colocação de implantes em cirurgia parcialmente guiada com a utilização da broca plana, com a densidade óssea e com a macrogeometria do implante.

Os autores sugerem mais estudos que permitam aferir a interligação destas variáveis em ambientes clínicos controlados.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Gawali N, Shah PP, Gowdar IM, Bhavsar KA, Giri D, Laddha R. The Evolution of Digital Dentistry: A Comprehensive Review. *J Pharm Bioallied Sci.* 2024;16(Suppl 3):S1920-s2.
2. Joda T, Bornstein MM, Jung RE, Ferrari M, Waltimo T, Zitzmann NU. Recent Trends and Future Direction of Dental Research in the Digital Era. *Int J Environ Res Public Health.* 2020;17(6):1987.
3. da Silva Salomão GV, Chun EP, Panegaci RDS, Santos FT. Analysis of Digital Workflow in Implantology. *Case Rep Dent.* 2021;2021:6655908.
4. Della Bona A, Cantelli V, Britto VT, Collares KF, Stansbury JW. 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dent Mater.* 2021;37(2):336-50.
5. Ganz SD. Three-dimensional imaging and guided surgery for dental implants. *Dent Clin North Am.* 2015;59(2):265-90.
6. Mangano FG, Hauschild U, Veronesi G, Imburgia M, Mangano C, Admakin O. Trueness and precision of 5 intraoral scanners in the impressions of single and multiple implants: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health.* 2019;19(1):101.
7. Nulty A. A literature review on prosthetically designed guided implant placement and the factors influencing dental implant success. *Br Dent J.* 2024;236(3):169-80.
8. Abdelnabi MH, Swelem AA. 3D-Printed Complete Dentures: A Review of Clinical and Patient-Based Outcomes. *Cureus.* 2024;16(9):e69698.
9. Bernauer SA, Zitzmann NU, Joda T. The Complete Digital Workflow in Fixed Prosthodontics Updated: A Systematic Review. *Healthcare (Basel).* 2023;11(5).
10. D'Addazio G, Xhajanka E, Traini T, Santilli M, Rexhepi I, Murmura G, et al. Accuracy of DICOM-DICOM vs. DICOM-STL Protocols in Computer-Guided Surgery: A Human Clinical Study. *J Clin Med.* 2022;11(9):2336.
11. Elgarba BM, Fontenele RC, Tarce M, Jacobs R. Artificial intelligence serving pre-surgical digital implant planning: A scoping review. *J Dent.* 2024;143:104862.

12. Vinci R, Manacorda M, Abundo R, Lucchina AG, Scarano A, Crocetta C, et al. Accuracy of Edentulous Computer-Aided Implant Surgery as Compared to Virtual Planning: A Retrospective Multicenter Study. *J Clin Med*. 2020;9(3):774.
13. Flügge T, Kramer J, Nelson K, Nahles S, Kernen F. Digital implantology-a review of virtual planning software for guided implant surgery. Part II: Prosthetic set-up and virtual implant planning. *BMC Oral Health*. 2022;22(1):23.
14. Pimkhaokham A, Jiaranuchart S, Kaboosaya B, Arunjaroensuk S, Subbalekha K, Mattheos N. Can computer-assisted implant surgery improve clinical outcomes and reduce the frequency and intensity of complications in implant dentistry? A critical review. *Periodontol 2000*. 2022;90(1):197-223.
15. Xu Z, Zhou L, Han B, Wu S, Xiao Y, Zhang S, et al. Accuracy of dental implant placement using different dynamic navigation and robotic systems: an in vitro study. *NPJ Digit Med*. 2024;7(1):182.
16. Putra RH, Yoda N, Astuti ER, Sasaki K. The accuracy of implant placement with computer-guided surgery in partially edentulous patients and possible influencing factors: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont Res*. 2022;66(1):29-39.
17. Flügge T, Derksen W, Te Poel J, Hassan B, Nelson K, Wismeijer D. Registration of cone beam computed tomography data and intraoral surface scans - A prerequisite for guided implant surgery with CAD/CAM drilling guides. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(9):1113-8.
18. Cicciù M, Fiorillo L, D'Amico C, Gambino D, Amantia EM, Laino L, et al. 3D Digital Impression Systems Compared with Traditional Techniques in Dentistry: A Recent Data Systematic Review. *Materials (Basel)*. 2020;13(8):1982.
19. Kihara H, Hatakeyama W, Komine F, Takafuji K, Takahashi T, Yokota J, et al. Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review. *J Prosthodont Res*. 2020;64(2):109-13.

20. Jacobs R, Salmon B, Codari M, Hassan B, Bornstein MM. Cone beam computed tomography in implant dentistry: recommendations for clinical use. *BMC Oral Health*. 2018;18(1):88.
21. Edelmann C, Wetzel M, Knipper A, Luthardt RG, Schnutenhaus S. Accuracy of Computer-Assisted Dynamic Navigation in Implant Placement with a Fully Digital Approach: A Prospective Clinical Trial. *J Clin Med*. 2021;10(9):1808.
22. Messias A, Nicolau P, Guerra F. Titanium dental implants with different collar design and surface modifications: A systematic review on survival rates and marginal bone levels. *Clin Oral Implants Res*. 2019;30(1):20-48.
23. Liaw K, Delfini RH, Abrahams JJ. Dental Implant Complications. *Semin Ultrasound CT MR*. 2015;36(5):427-33.
24. Sreenivasalu PKP, Dora CP, Swami R, Jasthi VC, Shiroorkar PN, Nagaraja S, et al. Nanomaterials in Dentistry: Current Applications and Future Scope. *Nanomaterials (Basel)*. 2022;12(10):1676.
25. da Silva RA, da Silva Feltran G, Ferreira MR, Wood PF, Bezerra F, Zambuzzi WF. The Impact of Bioactive Surfaces in the Early Stages of Osseointegration: An In Vitro Comparative Study Evaluating the HAnano® and SLActive® Super Hydrophilic Surfaces. *Biomed Res Int*. 2020;2020:3026893.
26. Hossain N, Islam MA, Shakib Ahmed MM, Chowdhury MA, Mobarak MH, Rahman MM, et al. Advances and significances of titanium dental implant applications. *Results in Chemistry*. 2024;7:101394.
27. Saran R, Ginjupalli K, George SD, Chidangil S, V KU. LASER as a tool for surface modification of dental biomaterials: A review. *Heliyon*. 2023;9(6):e17457.
28. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, eds. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985:199–209.
29. Takács A, Marada G, Turzó K, Nagy Á, Németh O, Mijiritsky E, Kivovics M, Mühl A. Does implant drill design influence the accuracy of dental implant

placement using static computer-assisted implant surgery? An in vitro study. *BMC Oral Health*. 2022;22(1):321. doi:10.1186/s12903-022-02350-6

30. Zhang Y, Zhang Z, Wang C, Su R, Shih AJ. The flat bottom drill for bone drilling without plunging. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021;114:104207. doi:10.1016/j.jmbbm.2020.104207

31. Tanaka K, Sailer I, Iwama R, Yamauchi K, Nogami S, Yoda N, Takahashi T. Relationship between cortical bone thickness and implant stability at the time of surgery and secondary stability after osseointegration measured using resonance frequency analysis. *J Prosthodont Res*. 2023;67(1):138–145. doi:10.2186/jpr.JPR_D_21_00232

32. Fonseca CM, da Fonseca PAB, Quezada MM, Marques T, Montero J, Morton D, Correia A. Analyzing linear and angular deviations after guided surgery for dental implant placement: a preliminary study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2024;39(5):738–744. doi:10.11607/jomi.10787

33. Wu D, Zhou L, Yang J, Zhang B, Lin Y, Chen J, et al. Accuracy of dynamic navigation compared to static surgical guide for dental implant placement. *Int J Implant Dent*. 2020;6(1):78.

34. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants: A literature review. *J Dent*. 2021;44(3):95–102.

35. Marquezan M, Osório A, Sant’Anna E, Souza MM, Maia L. Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(7):767–774. doi:10.1111/j.1600-0501.2011.02242.x

36. Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health*. 2008;8:32. doi:10.1186/1472-6831-8-32

37. Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: factors of influence and

evaluation. *Interv Med Appl Sci.* 2013;5(4):162–167. doi:10.1556/IMAS.5.2013.4.3

38. Mathieu V, Vayron R, Richard G, Lambert G, Naili S, Meningaud JP, Haiat G. Biomechanical determinants of the stability of dental implants: influence of the bone–implant interface properties. *J Biomech.* 2014;47(1):3–13. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.09.022

39. Fahd A, El Beshlawy D. Cone beam computed tomography and preoperative bone quality assessment for dental implants: myth and truth. *J Contemp Dent Pract.* 2021;22(8):924–928. doi:10.5005/jp-journals-10024-3127

40. 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. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018;20(4):407–412. doi:10.1111/cid.12603

41. Jenner A, Sabatini GP, Abou-Ayash S, Couso-Queiruga E, Chappuis V, Raabe C. Primary implant stability of two implant macro-designs in different alveolar ridge morphologies: an in vitro study. *Int J Implant Dent.* 2023;9(1):7. doi:10.1186/s40729-023-00472-3

42. Comuzzi L, Romasco T, Piattelli A, Inchingolo F, Mourão CF, Di Pietro N. Comparative evaluation of primary stability in truncated cone implants with different macro-geometries in low-density polyurethane blocks simulating maxillary sinus rehabilitations. *Appl Sci.* 2023;13(11):6555. doi:10.3390/app13116555

43. Shadid RM, Sadaqah NR, Othman SA. Does the implant surgical technique affect the primary and/or secondary stability of dental implants? A systematic review. *Int J Dent.* 2014; 2014:204838. doi:10.1155/2014/204838

44. Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bozdog E, Sunbuloglu E, Kutay O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J Oral Rehabil.* 2010;37(12):900–7.

45. Faria P, Taba M. Primary stability and bone deformation induced by tapered implants in different bone densities: a microtomography and resonance frequency analysis. *Periodontol Implant Res.* 2025;9:4. doi:10.1007/s41894-025-00148-9
46. Gehrke SA, De Aza PN, Pérez-Díaz L, Mazón P. Biomechanical effects of a new macrogeometry design of dental implants: an in vitro experimental analysis. *Materials (Basel).* 2020;13(4):888. doi:10.3390/ma13040888
47. Chaksupa C, Pimkhaokham A. A comparison of implant stability between aggressive and non-aggressive dental implant design using two different stability measuring techniques: in vitro. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2022;12(4):426–432. doi:10.4103/jispcd.JISPCD_476_21
48. Anil S, Aldosari AA. Impact of bone quality and implant type on the primary stability: an experimental study using bovine bone. *J Contemp Dent Pract.* 2021;22(3):231–235. doi:10.5005/jp-journals-10024-3035
49. Oliscovicz NF, Shimano AC, Marcantonio E Jr, Lepri CP, dos Reis AC. Effect of implant design and bone density in primary stability. *Braz J Oral Sci.* 2013;12(3):158–163.
50. Prasad DK, Shetty M, Bansal N, Hegde C. Crestal bone preservation: a review of different approaches for successful implant therapy. *J Indian Soc Periodontol.* 2011;15(1):12–16. doi:10.4103/0972-124X.82272