



FACULDADE
ILAPEO

Danielle Tallia Giosa

Avaliação da precisão do posicionamento de implantes Grand Morse com diferentes sistemas de instalação guiados em densidades ósseas cortical e medular: um estudo in vitro.

CURITIBA
2022

Danielle Tallia Giosa

Avaliação da precisão do posicionamento de implantes Grand Morse com diferentes sistemas de instalação guiados em densidades ósseas cortical e medular: um estudo in vitro.

Dissertação apresentada a Faculdade ILAPEO como parte dos requisitos para obtenção de título de Mestre em Odontologia com área de concentração em Implantodontia.

Orientadora: Prof. Dra. Flávia Noemy Gasparini
Kiatake Fontão
Co-orientador: Prof. Dr. José Mauro Granjeiro

CURITIBA
2022

Danielle Tallia Giosa

Avaliação da precisão do posicionamento de implantes Grand Morse com diferentes sistemas de instalação guiados em densidades ósseas cortical e medular: um estudo in vitro.

Presidente da Banca Orientadora: Profa. Dra. Flávia Noemy Gasparini Kiatake Fontão

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. José Mauro Granjeiro
Prof. Dr. Frederico Nigro

Aprovada em:
9/06/2022

Dedicatória

Dedico esta dissertação a todos os colegas cirurgiões dentistas que buscam por conhecimento e prezam pela prática diária de uma odontologia de excelência. Dedico também a todos os professores, funcionários, alunos e futuros alunos da Faculdade ILAPEO.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a minha estimada Professora Flávia Noemy Gasparini Kiatake Fontão, sua orientação foi de extremo comprometimento e importância para o meu crescimento e evolução nessa jornada de mestrado. Uma experiência maravilhosa que irei recordar com muito carinho.

Agradeço também ao professor José Mauro Granjeiro, que apesar da distância física, se fez muito presente em todas as etapas da pesquisa e nos proporcionou a oportunidade de trabalho com os seus alunos do Instituto Nacional de Metrologia. Ao Instituto Nacional de Metrologia e aos colegas Gabriel C. Moraes e Ruan C. Mayworm o meu agradecimento pelo estudo realizado em conjunto.

Não poderia deixar de ressaltar o meu agradecimento ao Professor Jean Uhlendorf, ao Thiago Thomé e ao laboratório D-LAB que tiveram uma grande participação na execução deste trabalho e foram de extrema responsabilidade e proatividade.

Agradeço a todos os meus professores e colegas de turma do mestrado por essa etapa que passamos juntos, uma troca de experiência e conhecimento imensurável. Em especial o meu agradecimento ao Erton Massamitsu Miyasawa, que se tornou um grande amigo e me ajudou inúmeras vezes durante esse período.

Agradeço a equipe de funcionários da Faculdade Ilapeo que estão sempre de prontidão e que são imprescindíveis para que esses trabalhos se tornem possíveis. Um agradecimento especial a Bibliotecária Andréa Scheida de Matos, que se mostrou sempre disponível e me deu suporte incansavelmente durante essa fase.

Agradeço a todos os meus professores que contribuíram e contribuem para a minha formação, em especial, ao professor Frederico Nigro, que sempre me motivou dentro da implantodontia e se tornou uma das minhas fontes de inspiração.

Agradeço a minha família que sempre incentivou a busca pelo conhecimento e apoiam diariamente as minhas escolhas.
A todos minha sincera gratidão!

Sumário

1. Artigo científico 1	7
2. Artigo científico 2.....	29

1. Artigo científico 1

Artigo de acordo com as normas da Faculdade ILAPEO, para futura publicação no periódico **Clinical Oral Implants Research**

AVALIAÇÃO DA PRECISÃO DO POSICIONAMENTO DE IMPLANTES GRAND MORSE COM DIFERENTES SISTEMAS DE INSTALAÇÃO GUIADOS EM DENSIDADES ÓSSEAS MEDULAR E CORTICAL: UM ESTUDO IN VITRO.

Danielle Tallia Giosa¹

Jean Uhlendorf²

Thiago Vieira Thomé³

José Mauro Granjeiro⁴

Flávia Noemy Gasparini Kiatake Fontão⁵

¹ Aluna de mestrado Faculdade Ilapeo

² Mestre Faculdade Ilapeo

³ Engenheiro D-LAB Digital

⁴ Mestre e Doutor Faculdade Ilapeo

⁵ Mestre e Doutora Faculdade Ilapeo

RESUMO

Objetivo: O objetivo do presente estudo é avaliar a precisão do posicionamento de implantes GM (Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil) com dois diferentes sistemas (kits de fresagens e instalação) guiados em densidades ósseas medular e cortical.

Materiais e Métodos: 40 implantes GM e 20 blocos de poliuretano de dupla densidade 40 PFC e 10 PFC, simulando osso medular e cortical respectivamente. Os blocos foram escaneados e tomografados para planejamento digital. No co-DiagnostiX foi realizado o planejamento digital, posicionando um implante em cada centro da densidade, ou seja, dois implantes por bloco e cada um dos implantes foi posicionado com 17° de inclinação. Foram realizadas duas guias cirúrgicas diferentes para cada kit de instrumentação EasyGuide e Neodent Guided Surgery GM (NGS GM). Após a fresagem e instalação dos implantes, foi instalado o scanbody nos implantes e os blocos foram escaneados novamente. A imagem 3D, arquivo STL gerado de cada bloco, foi sobreposta ao planejamento virtual inicial e o desvio coronal, axial e angular foi calculado no software para cada implante.

Resultados: Comparando os 4 grupos (EasyGuide cortical, EasyGuide medular, NGS GM cortical, NGS GM medular) houve diferença estatística entre os grupos para a variável desvio angular ($p=0,002$) e desvio axial ($p=0,001$). Ao avaliar as comparações múltiplas entre os grupos nas variantes significativas, a comparação que apresentaram $p<0,05$ foram EasyGuide medular x NGS GM cortical e NGS GM cortical X NGS GM Medular. Comparando os dois kits de instrumentais EasyGuide (medular e cortical) x NGS GM (medular e cortical), notamos que, não houve diferença significativa estatisticamente em nenhuma das variáveis ($p > 0,05$). Na análise descritiva das variáveis separadas pelos

grupos Cortical (EasyGuide + NGS GM) e Medular (EasyGuide + NGS GM) o desvio em osso cortical foi significativamente maior do que o medular.

Conclusão: A acurácia de instalação dos implantes Grand Morse não foi afetada pelos dois diferentes tipos de sistema de instrumentação guiado utilizado em ambas as densidades ósseas. Os implantes guiados instalados em osso cortical apresentaram um maior desvio perante os instalados em osso medular.

Palavras-chave: Cirurgia guiada; Implante dental; Digital.

ABSTRACT

Objective: The aim of the present study is to evaluate the positioning accuracy of GM(Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil) implants with two different systems (milling and guided installation kits) in medullary and cortical bone densities. **Materials and Methods:** 40 GM implants and 20 40PFC and 10PFC dual density polyurethane blocks, simulating medullary and cortical bone, respectively. The blocks were scanned and tomography for digital planning. In co-DiagnostiX, digital planning was performed, positioning one implant at each density center, that is, two implants per block, and each implant was positioned at a 17° inclination. Two different surgical guides were made for each EasyGuide and NGS GM instrumentation kit. After milling and installing the implants, the scanbody was installed on the implants and the blocks were scanned again. The 3D, STL file image generated from each block was superimposed on the initial virtual plan and the coronal, axial and angular deviation were calculated in the software for each implant. **Results:** Comparing the 4 groups (EasyGuide cortical, EasyGuide medullary, NGS GM cortical and NGS GM medullary) there was a statistical difference between the groups for the variable angular deviation ($p=0.002$) and axial deviation ($p=0.001$). When evaluating the multiple comparisons between the groups in the significant variants, the comparison that showed $p<0.05$ were EasyGuide medullary x cortical NGS GM and Cortical NGS GM x Medular NGS GM. Comparing the two EasyGuide instrument kits (medullary and cortical) x NGS GM (medullary and cortical), we noticed that there was no statistically significant difference in any of the variables ($p >0.05$). In the descriptive analysis of the variables separated by the Cortical (EasyGuide + NGS GM) and Medullary (EasyGuide + NGS GM) groups, the deviation in cortical bone was significantly greater than in the medullary. **Conclusion:** The placement accuracy of Grand Morse GM implants was not affected by the two different types of guided instrumentation system used in both bone densities. Guided implants installed in cortical bone showed a greater deviation compared to those installed in medullary bone.

Keywords: Guided surgery; Dental implant; Digital

INTRODUÇÃO

Com os avanços e a difusão do fluxo digital na odontologia somado ao conceito do planejamento reverso, o qual já é muito consagrado para o sucesso dos implantes dentários, o mercado odontológico começa a buscar por sistemas de implantes que apresentam soluções digitais para instalação dos mesmos, com alto grau de precisão, os sistemas de cirurgia guiada.

Hämerled et al. em 2009 definiu em seu estudo, cirurgia guiada como o uso de um guia cirúrgico estático, o qual reproduz a posição virtual do implante diretamente da tomografia e

não permite alteração dessa posição no transoperatório.(1) Hoje já é possível a realização de uma cirurgia guiada sem a necessidade de um guia estático, através da navegação dinâmica. Essa cirurgia navegável ou por navegação melhorou o processo, pois fornece ao cirurgião a ferramenta de navegação em tempo real para melhorar a precisão da instalação do implante. Entretanto a implementação desse tipo de tecnologia requer um investimento significativo para o cirurgião dentista.(2) Além disso, a curva de aprendizado e a necessidade de um período de treinamento são necessários antes da utilização da técnica em pacientes. (3) Wu et al. em seu estudo, concluiu que a acurácia da cirurgia por navegação é similar a cirurgia estática.(4)

Essa precisão de posicionamento possibilita um desenho otimizado da prótese final, permitindo uma adequada higienização e conseqüentemente esses fatores contribuem para o sucesso dos implantes dentais.(5)Estudos mostraram que os erros de posicionamento ocorrem com mais frequência em técnicas à mão livre e podem ser minimizados com a utilização de guias cirúrgicos.(6) A cirurgia guiada tem se tornado popular entre os dentistas e pacientes pois a intervenção cirúrgica torna-se mais rápida, minimamente invasiva e mais previsível.(7)Além disso, o uso de guias cirúrgicos pode ser útil como meio de evitar danos em estruturas vitais.
(8)

Tamaseb et al. em sua revisão, mostrou ser um tratamento estabelecido, que reduz a probabilidade de danos as estruturas críticas adjacentes como osso, nervos, raízes de dentárias adjacentes e cavidades sinusais. (5) Furhauser et al., mostrou uma maior estética e previsibilidade nos implantes instalados através da técnica “flapless” guiada em região anterior da maxila, devido a fiel transferência do posicionamento 3D planejado para o momento da cirúrgico.(9)

Todos esses benefícios da cirurgia guiada dependem da acurácia de transferência do planejamento digital para boca do paciente. Revisões sistemáticas recentes nos apontam desvios

coronais e desvios apicais de grande importância e que devem ser minimizados. Esses desvios são resultados de erros desde as aquisições de imagens, durante a confecção do guia, na manipulação do guia durante cirurgia e erros mecânicos causados pela tolerância dos instrumentos cirúrgicos. E todos esses erros são acumulativos.(10)

Uma possibilidade de erro pode estar relacionada com tolerância da fresa na anilha. Há pouco estudos sobre essa questão específica, Koop et al. 2013, apresentou um estudo in vitro, testou 2 tipos de inserção na anilha, inserção de anilha na mão (guia de broca) comparado com inserção de anilha na fresa (fresa com anilha), o qual apresentou os maiores desvios. (7) Comercialmente atribui-se a esses dois tipos de sistemas a nomenclatura “one hand” x “two hands”.

Ainda visando a busca pelo sistema ideal, de transferência do digital para o real, as empresas apresentam uma variedade de instrumentos cirúrgicos para conseguirmos realizar as fresagens e instalações dos implantes de forma guiada. Analisamos por meio desse estudo in vitro a possibilidade de uma diferença significativa de acuracidade entre dois diferentes sistemas de instrumentação cirúrgica guiada, de uma mesma empresa, para um mesmo modelo de implante, Helix Grand Morse (Neodent, Curitiba, Brasil) 4.0X13mm, em duas densidades ósseas distintas, simulando osso cortical e medular em blocos de poliuretano (Nacional Ossos-Jaú, Brasil).

MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados 40 implantes Helix GM (Neodent, Curitiba, Brasil) 4.0mmx13mm e 20 blocos de poliuretano (Nacional Ossos- Jaú, Brasil) com dupla densidades, medular (40PFC – Pound Cubic Foot) e cortical (10PFC – Pound Cubic Foot). Cada bloco possui um formato retangular, medindo 2,5 cm x 3,0 cm x 6,0cm, contendo as duas densidades em um

mesmo bloco, sendo metade do bloco cortical (10PFC) e a outra metade do bloco, medular (40PFC) (Figura 1).



Figura 1 – Vistas do bloco de poliuretano de dupla densidade: cortical (cor marrom) e medular (cor bege).

Os implantes foram divididos em 4 grupos, de acordo com os dois kits de instrumentação NGS GM e EasyGuide GM (Neodent, Curitiba - Brasil) e instalação propostos:

Grupo 1 – NGS GM - Implantes Helix GM de 4.0mmX13mm – osso medular

Grupo 2 – NGS GM - Implantes Helix GM de 4.0mmX13mm – osso cortical

Grupo 3 – EasyGuide GM - Implantes Helix GM de 4.0mmX13mm – osso medular

Grupo 4 - EasyGuide GM - Implantes Helix GM de 4.0mmX13mm – osso cortical

Cálculo Amostral

Considerando dados prévios publicados por Kholy et al., utilizou-se a como referência para o cálculo do tamanho amostral, o qual foi realizado no sítio eletrônico www.sealedenvelope.com considerando não equivalente as diferenças superiores a 30%.⁽¹¹⁾ O tamanho da amostra calculado foi de 8 para alfa=5% e poder de 95%. Considerando o baixo risco de perda da amostra no procedimento experimental, aumentou-se o tamanho amostral em 25%, totalizando n=10.

Padronização, regularização e Recorte dos Blocos

Todos os blocos foram obtidos de um mesmo lote e foram recortados na fábrica Nacional Ossos (Nacional Ossos- Jaú, Brasil). Passaram por uma conferência de dimensão e foram realizados aplainamentos para deixar ainda mais padronizado. Além disso foram feitos recortes com arredondamento nos blocos, pelo laboratório protético D-LAB (Curitiba, Brasil) através da máquina DMG Sauer Ultrasonic 20 (Deckel Maho, Alemanha), para que a guia cirúrgica tivesse um melhor encaixe, do tipo macho-fêmea e maior estabilidade (Figura 2).



Figura 2 – Vistas do bloco de poliuretano de dupla densidade após a regularização e recortes para encaixe da guia cirúrgica.

Os blocos foram enumerados de 1 a 20 e foi estabelecido que os blocos de 1 a 10 seriam instrumentados pelo kit cirúrgico EasyGuide e os blocos de 11 a 20 seriam instrumentados pelo kit cirúrgico NGS GM.

Planejamento digital

Primeiramente um bloco foi escaneado por um escâner de bancada (Virtuo Vivo, Dental Wings, Montreal – Canadá) o qual gerou um arquivo do tipo STL. Esse mesmo bloco também foi tomografado no Orthophos (Sirona, Bensheim, Alemanha), com FOV (Field of View) de 8,0x5,0cm e *voxel* de 0,16mm. Com o processo de CAI (computer aided image) realizado, os dois arquivos tridimensionais foram importados em um software de planejamento digital de

implantes, o co-DiagnostiX (Dental Wings, Montreal - Canadá). Nesse software foi executado o planejamento da posição dos implantes, os quais foram posicionados um implante em cada centro da densidade de cada bloco, ou seja, dois implantes por bloco, ambos em uma angulação de 17° graus. Além dos implantes foi planejado um parafuso de fixação da guia cirúrgica no centro do bloco. Estabelecidos os posicionamentos no software, foi realizado desenho de duas guias cirúrgicas, uma guia para o kit Neodent EasyGuide (Neodent) com posicionamento fixo da anilha em 10 mm de distância dos implantes e outra guia para a utilização do kit NGS GM (Neodent), com as anilhas posicionadas a 9 mm de distância dos implantes. Desenhada as guias cirúrgicas, estas foram exportadas como arquivo STL (Figura 3).

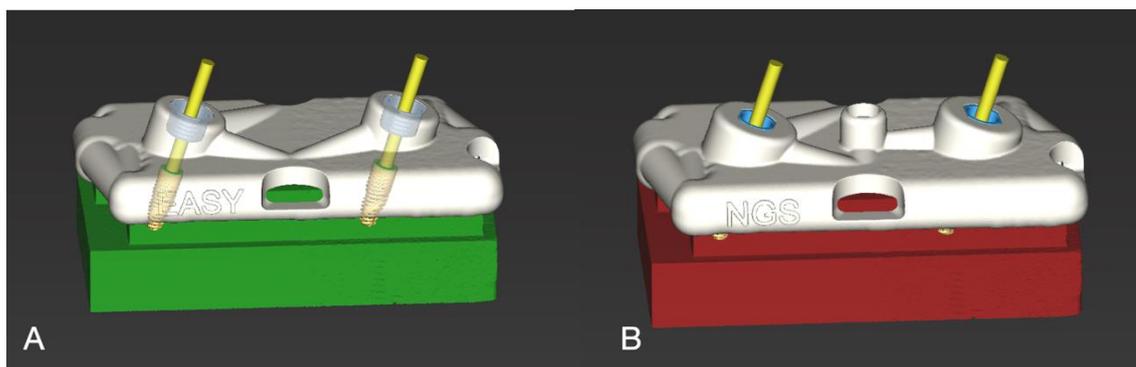


Figura 3 – Planejamento digital. A) Implantes GM posicionados a 17° e guia EasyGuide. B) Implantes GM posicionados a 17° graus e guia NGS GM.

Confecção das Guias Cirúrgicas

Os arquivos STL das guias foram impressos em resina Shera print-sg (Shera Werkstoff-Technologie GmbH&Co, Alemanha) na impressora 3D P30 (Rapidshape - Heimsheim, Alemanha). As guias passaram por um processo de finalização da polimerização, através de uma lavagem, imersão em álcool isopropílico na P-wash (Rapidshape - Heimsheim, Alemanha)

e em câmara de flashes de luzes P-cure (Rapidshape - Heimsheim, Alemanha). Ao término foi dado o acabamento, removendo os excessos e foram introduzidas as anilhas metálicas de cada guia (Figura 4).

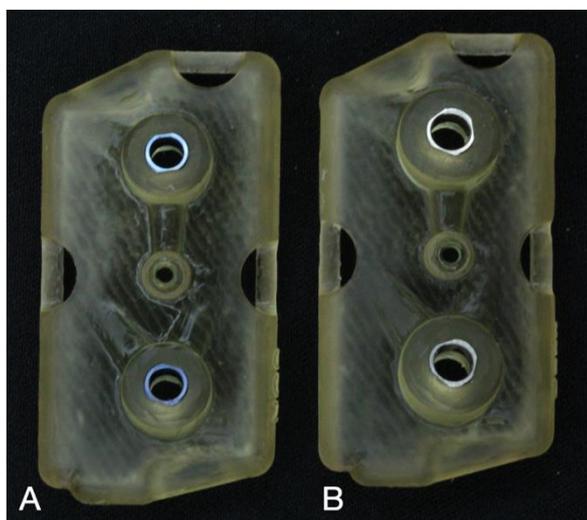


Figura 4 – Guias cirúrgicas finalizadas. A) Guia cirúrgico NGS GM. B) Guia cirúrgico EasyGuide GM.

Fixação dos blocos e das guias cirúrgicas no bloco

Os blocos foram travados em uma única posição com auxílio de uma morsa em bancada de trabalho, desta forma todos os blocos foram instrumentados na mesma posição pelo operador.

As guias cirúrgicas foram encaixadas e fixadas pelo parafuso de fixação da guia (Figura 5).

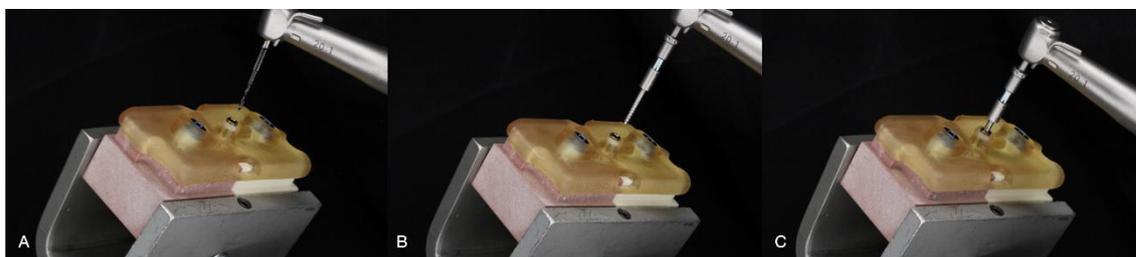


Figura 5 – Bloco posicionado na morsa em bancada de trabalho, guia cirúrgico NGS GM. A) Fresa de perfuração para parafuso de fixação de guia cirúrgico. B) Parafuso de fixação de guia encaixado no contra-ângulo. C) Fixação do guia cirúrgico.

Perfurações e instalação dos implantes

De acordo com as recomendações do fabricante do implante Helix GM (Neodent), padronizamos as perfurações com uma rotação 800 rpm, rotação de inserção do implante 30 rpm, com torque máximo de inserção 60 N.cm.

As perfurações foram realizadas com os kits cirúrgicos específicos de cada grupo, EasyGuide e NGS GM (Figura 6). O protocolo de fresagem foi de acordo com as indicações da empresa para cada densidade óssea. O kit de instrumentação cirúrgica do EasyGuide possui as guias de orientação nas próprias fresas e o NGS GM apresenta guias de broca separada das fresas, sendo assim um instrumento cirúrgico adicional. A velocidade e o torque do motor foram os mesmos para a instrumentação com os dois kits.



Figura 6 – A) Kit cirúrgico EasyGuide B) Kit cirúrgico NGS GM.

A instrumentação do kit EasyGuide para osso cortical foi iniciada com a fresa aplainamento, na sequência a fresa lança, fresa de 2.7 mm de diâmetro, fresa de 4.0 mm e para finalizar a perfuração com a fresa 4.0/4.3 mm. Para o osso medular repetiu-se a mesma sequência, porém excluindo a última fresa de 4.0/4.3mm. A instalação dos implantes foi realizada através do guia, com o contra ângulo 20:01 (NSK - NAKANISHI, Kanuma, Japão) e em alguns casos finalizada na catraca (Figura 7, 8, 9, 10 e 11).

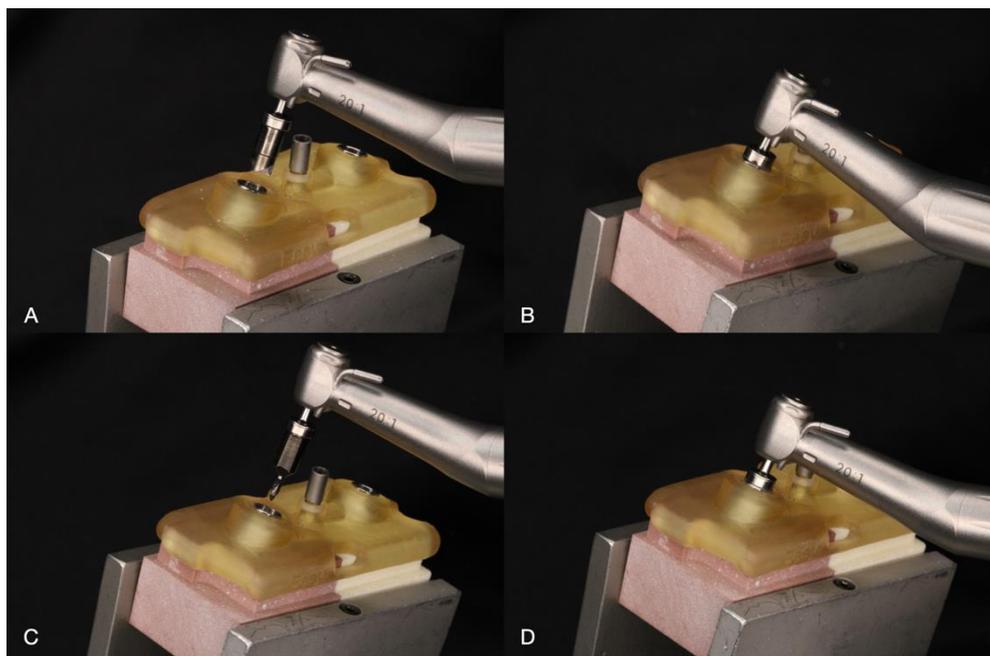


Figura 7 – Bloco posicionado na morsa em bancada de trabalho, fresagens no guia cirúrgico EasyGuide em osso cortical. A) Introdução da broca de aplainamento. B) Fim da perfuração da broca de aplainamento. C) Introdução da broca lança. D) Fim da perfuração da broca lança.

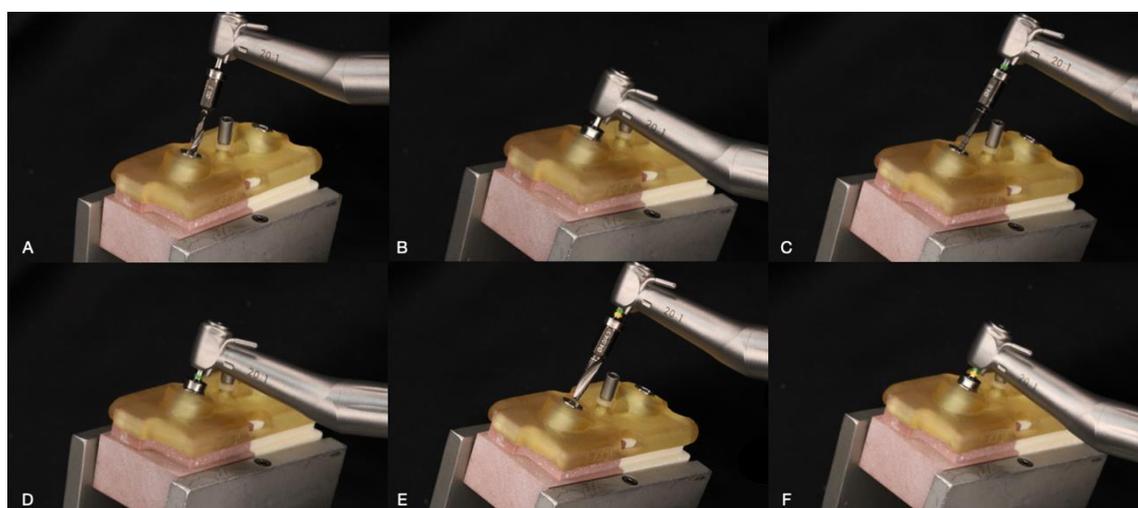


Figura 8 – Bloco posicionado na morsa em bancada de trabalho, fresagens no guia cirúrgico EasyGuide em osso cortical. A) Introdução da broca de 2.7mm. B) Fim da perfuração da broca de 2.7mm. C) Introdução da broca 4.0mm. D) Fim da perfuração da broca 4.0mm. E) Introdução da broca 4.0/4.3mm no guia cirúrgico. F) Fim da perfuração da broca 4.0/4.3mm.



Figura 9– Bloco posicionado na morsa em bancada de trabalho, instalação de implante GM no guia cirúrgico EasyGuide em osso cortical. A) Introdução do implante. B) Limite de instalação com contra -ângulo. D) Término da inserção do implante com auxílio da catraca manual.

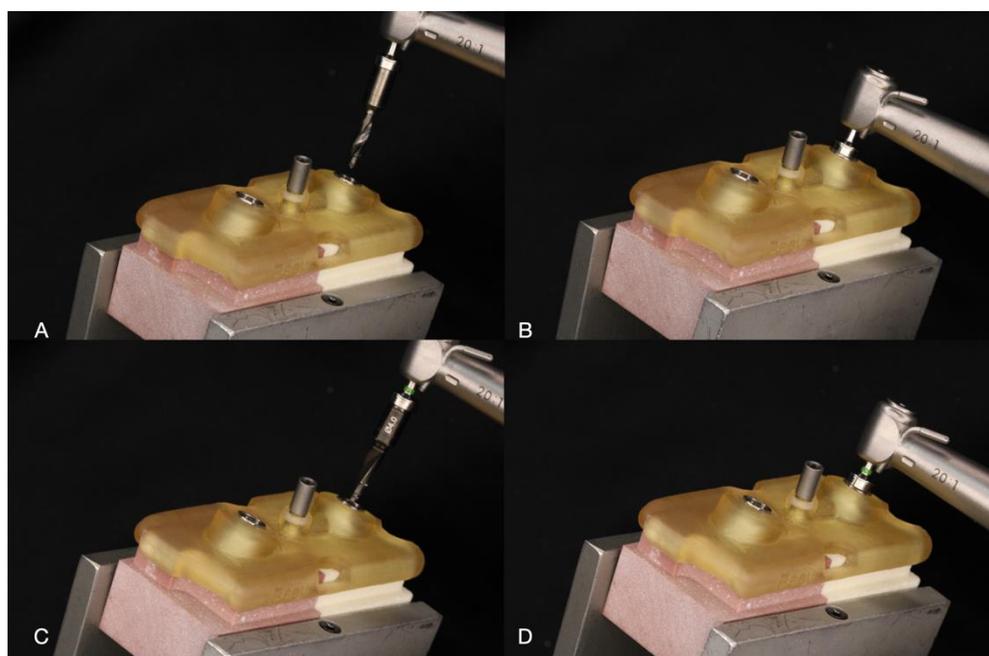


Figura 10 – Bloco posicionado na morsa em bancada de trabalho, fresagens no guia cirúrgico EasyGuide em osso medular. A) Introdução da broca de 2.7mm. B) Fim da perfuração da broca de 2.7mm. C) Introdução da broca 4.0mm. D) Fim da perfuração da broca 4.0mm.

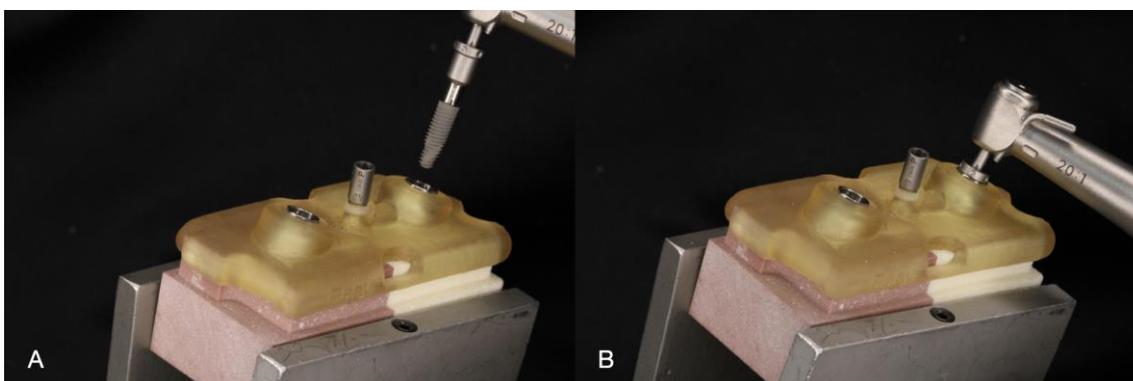


Figura 11 – Bloco posicionado na morsa em bancada de trabalho, instalação de implante GM no guia cirúrgico EasyGuide em osso medular. A) Introdução do implante. B) Fim da instalação do implante com contra-ângulo.

A instrumentação com o kit NGS GM em osso cortical foi realizada com a sequência de guia de broca na cor azul, a qual é compatível com o diâmetro interno de anilha utilizado no guia, de 4.5mm. A sequência de fresa e guia de broca foi 2.0mm, 3.5mm, 3.75mm, 4.0mm e 4.0mm+. Para finalizar a instrumentação foi utilizado a broca piloto de 4.0mm. A instrumentação do osso medular seguiu a mesma sequência excluindo apenas a fresagem com a fresa 4.0mm, 4.0mm+ e a broca piloto, os quais não são indicados para osso medular. A instalação dos implantes foi realizada através do guia, com o contra ângulo 20:01 (NSK-NAKANISH) e em alguns casos finalizada na catraca (Figuras 12 e 13).

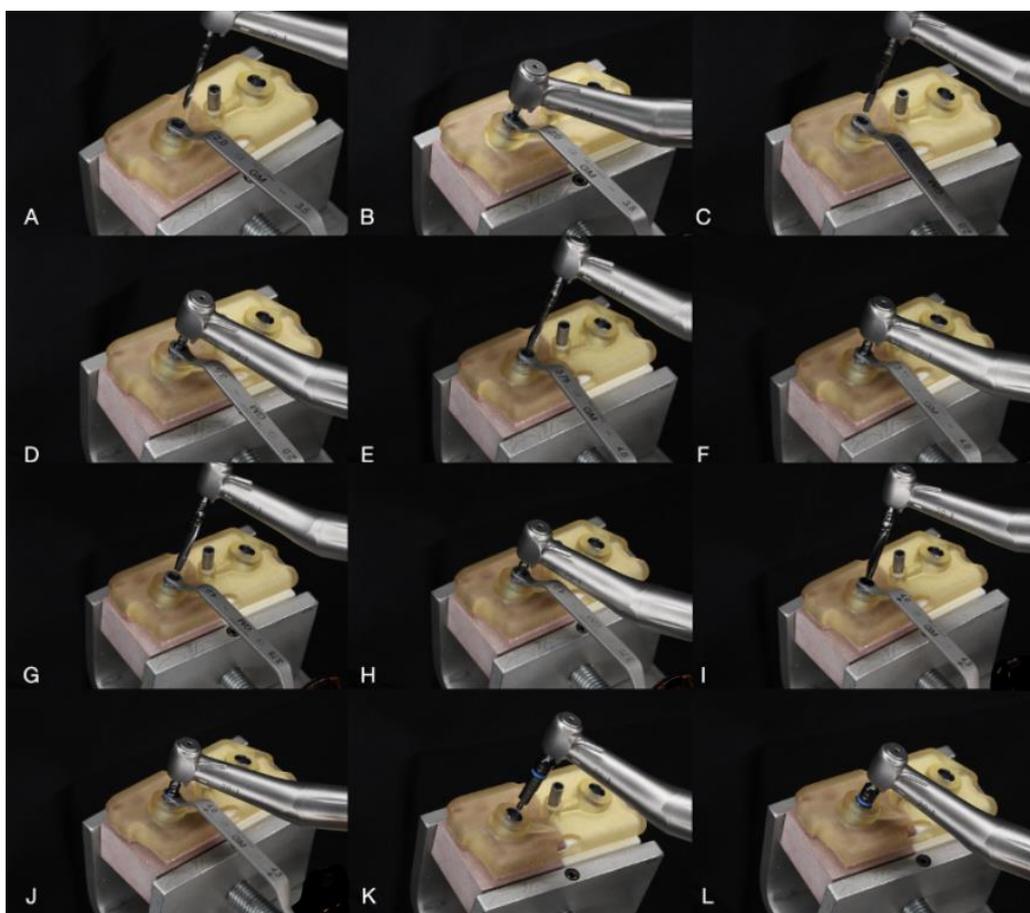


Figura 12 – Bloco posicionado na morsa em bancada de trabalho, fresagens no guia cirúrgico NGS GM em osso cortical A) Introdução da broca de 2.0mm com o guia de broca 2.0mm. B) Término da fresagem 2.0mm. C) Introdução da broca de 3.5mm com o guia de broca 3.5mm. D) Término da fresagem 3.5mm. E) Introdução da broca de 3.75mm com o guia de broca 3.75mm. F) Término da fresagem 3.75mm. G) Introdução da broca de 4.0mm com o guia de broca 4.0mm. H) Término da fresagem 4.0mm. I) Introdução da broca de 4.0mm + com o guia de broca 4.0mm+. J) Término da fresagem 4.0mm+. K) Introdução da broca piloto. L) Término da fresagem broca piloto.

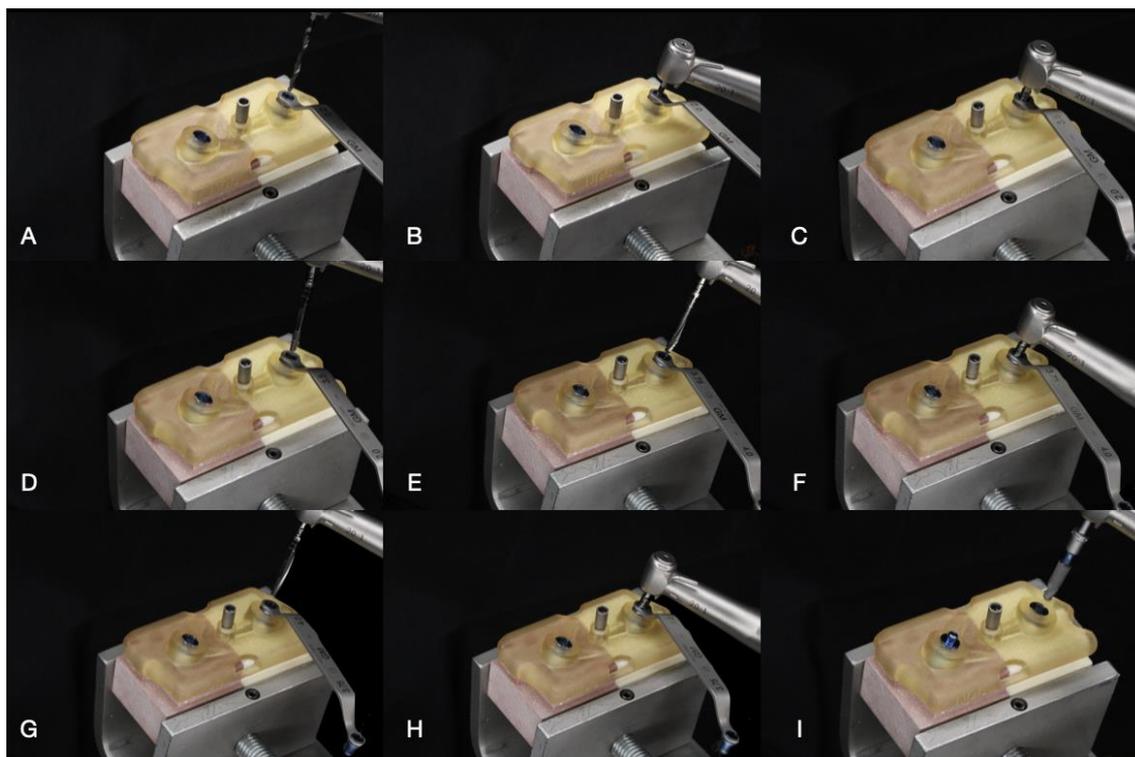


Figura 13 – Bloco posicionado na morsa em bancada de trabalho, fresagens no guia cirúrgico NGS GM em osso medular. A) Introdução da fresa de 2.0mm com o guia de broca 2.0mm. B) Término da fresagem 2.0mm. C) Introdução da fresa de 3.5mm com o guia de broca 3.5mm. D) Término da fresagem 3.5mm. E) Introdução da fresa de 3.75mm com o guia de broca 3.75mm. F) Término da fresagem 3.75mm. G) Introdução da fresa de 4.0mm com o guia de broca 4.0mm. H) Término da fresagem 4.0mm. I) Introdução do implante GM.

Escaneamento dos blocos com corpo de escaneamento

Instalados os implantes, foram posicionados em cada implante o seu respectivo corpo de escaneamento GM (Neodent) e esses 20 blocos foram escaneados novamente por um escâner de bancada (Virtuo Vivo, Dental Wings, Montreal – Canadá. Esses novos arquivos 3D foram inseridos no módulo Treatment evaluation do software co-DiagnostiX (Dental Wings). Cada arquivo STL é sobreposto ao planejamento inicial através de referências oclusais. Depois de sobreposto, o módulo do software permite através do posicionamento do corpo de escaneamento, simular a posição do implante digitalmente (Figura 14). Desta maneira o software realiza as medidas de desvios angulares e lineares entre o executado e o planejado nas porções axiais e coronais dos implantes. Essas medições são feitas automaticamente pelo

software para cada implante, podendo ser exportadas em um formato de tabela em modo de planilha no software Excel (Microsoft, Redmond, Estados Unidos).

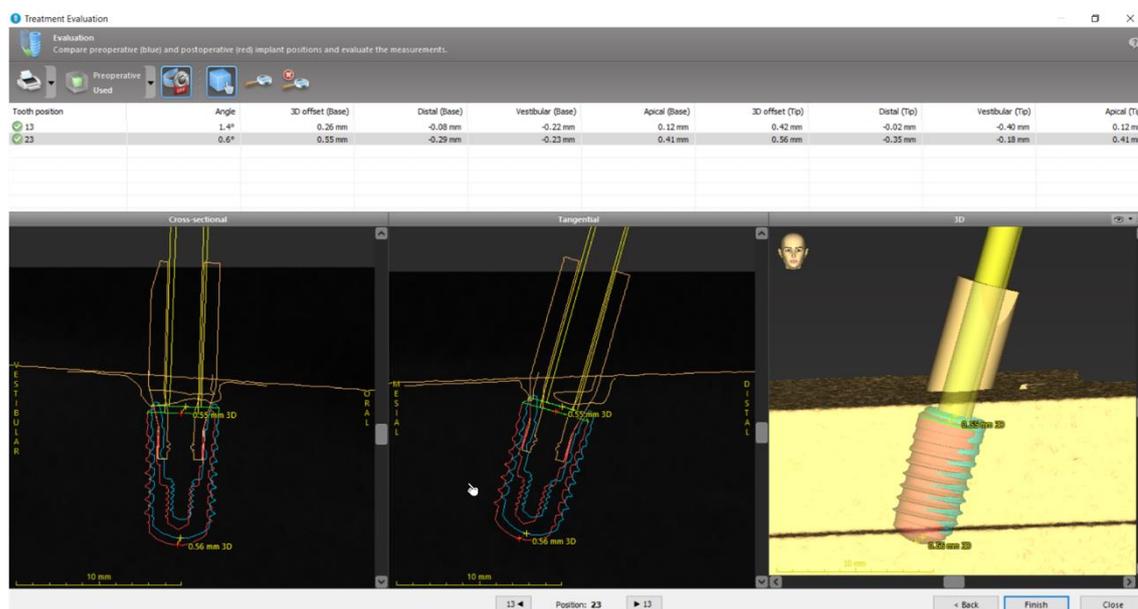


Figura 14 – Captura de tela do software no momento de sobreposição de imagens 3D, planejamento inicial e escaneamento com scanbody.

Análise estatística

Para a análise estatística, inicialmente, procedeu-se a análise descritiva dos dados com estimativa de média, mediana, desvio padrão, percentil 25% e 75% das variáveis desvio angular, coronal e axial. Para avaliar as diferenças entre os grupos, primeiro as variáveis quantitativas foram testadas para a distribuição normal com o teste de normalidade Shapiro-wilk para determinação da abordagem paramétrica e não paramétrica. Para as variáveis com distribuição normal a diferença entre dois grupos foi verificada com o teste T de Student e 4 grupos com ANOVA. Para as variáveis sem distribuição normal, a diferença entre dois grupos foi verificada com o teste U de Mann-Withney e 3 ou mais grupos com a prova de Kruskal-walys. Todos os testes foram considerados significativos quando $p < 0,05$ e as análises foram realizadas no ambiente R 4.0.4 (R Core Team, 2021).

RESULTADOS

Análise múltipla entre os 4 grupos

Comparando os 4 grupos, EasyGuide medular, EasyGuide cortical, NGS GM medular e NGS GM cortical, não houve diferença estatística significativa para a variante desvio coronal ($p=0,154$). Porém houve diferença estatística entre os grupos para a variável desvio angular ($p=0,002$) e desvio axial ($p=0,001$) (Tabela 1). Ao avaliar as comparações múltiplas entre os grupos nas variantes significativas, a comparação que apresentaram $p<0,05$ foram EasyGuide medular x NGS cortical e NGS cortical X NGS Medular (Tabela 1.1)

Tabela 1– Análise descritiva segundo os quatro grupos.

Variável	Grupo																p-valor*
	EASY Cortical				EASY Medular				NGS Cortical				NGS Medular				
	M	MD	DP	IIQ	M	MD	DP	IIQ	M	MD	DP	IIQ	M	MD	DP	IIQ	
Desvio Angular	3,2	3	1,4	1,7	2	1,7	1,2	1,8	4,2	4,3	1,5	1,5	1,8	1,6	0,7	0,5	0,002
Desvio Coronal	0,4	0,3	0,2	0,2	0,5	0,5	0,1	0,2	0,5	0,5	0,1	0,1	0,4	0,4	0,1	0,1	0,154
Desvio Axial	0,8	0,7	0,3	0,4	0,6	0,6	0,2	0,2	1	1	0,3	0,3	0,5	0,6	0,2	0,2	0,001

M= Média; MD= Mediana; DP= Desvio padrão; IIQ= Intervalo interquartil;
 * ANOVA para abordagem paramétrica e teste de Kruskal-Wallis para abordagem não paramétrica

Tabela 1.1– P-valores das comparações múltiplas entre grupos nas variáveis significativas da Tabela.

	Desvio Angular	Desvio Axial
EASY Cortical X EASY medular	0,627	0,474
EASY Cortical X NGS cortical	0,801	0,192
EASY Cortical X NGS medular	0,351	0,158
EASY Medular X NGS Cortical	0,011	0,007
EASY Medular X NGS Medular	1	0,9
NGS Cortical X NGS Medular	0,004	0,001

Análise EasyGuide (medular e cortical) X NGS (medular e cortical)

Comparando os dois kits de instrumentais EasyGuide (medular e cortical) x NGS (medular e cortical), notamos que, não houve diferença significativa estatisticamente em nenhuma das variáveis ($p > 0,05$) (Tabela 2).

Tabela 2– Análise descritivas segundo os grupos EasyGuide e NGS GM.

Variável	Grupo								p-valor*
	EASY				NGS				
	M	MD	DP	IIQ	M	MD	DP	IIQ	
Desvio Angular	2,57	2,55	1,39	1,93	3,03	2,75	1,66	2,47	0,393
Desvio Coronal	0,43	0,45	0,16	0,27	0,43	0,45	0,12	0,18	0,926
Desvio Axial	0,69	0,68	0,27	0,24	0,77	0,7	0,35	0,48	0,442

*Teste t de Student para abordagem paramétrica e teste U Mann-Whitney para abordagem não paramétrica

Análise Cortical x Análise Medular

Foi realizada a análise descritiva das variáveis separadas pelos grupos Cortical (EasyGuide + NGS) E Medular (EasyGuide + NGS) e a comparação entre eles. Sendo que houve uma diferença estatisticamente significativa entre Cortical e Medular para desvio angular ($p=0,0004$) e desvio axial ($p=0,0006$). Sendo que em ambas as variáveis, o cortical foi significativamente maior do que o medular (Tabela 3).

Tabela 3– Análises descritivas segundo os grupos Cortical e Medular.

Variável	Grupo								p-valor*
	Cortical				Medular				
	M	MD	DP	IIQ	M	MD	DP	IIQ	
Desvio Angular	3,7	3,6	1,49	1,53	1,9	1,65	0,94	0,65	0,0004
Desvio Coronal	0,41	0,46	0,15	0,25	0,45	0,44	0,14	0,19	0,483
Desvio Axial	0,89	0,88	0,32	0,37	0,56	0,57	0,19	0,26	0,0006

*Teste t de Student para abordagem paramétrica e teste U Mann-Whitney para abordagem não paramétrica

DISCUSSÃO

O presente estudo mostrou, que os dois modelos de instrumentação cirúrgica “one hand” x “two hands” para cirurgia guiada não apresentou diferença estatisticamente significativa na precisão de instalação dos implantes Grand Morse (Neodent).

Na tabela de análise estatística descritiva notamos desvios máximos das variáveis angular, coronal e axial sendo eles $7.4^{\circ}/0.68\text{mm}/1.58\text{mm}$ respectivamente, estão de dentro dos valores apresentados de acordo com uma revisão sistemática realizada por Tahmaseb et al., o qual obteve os valores máximos variáveis angular, coronal e axial sendo eles $21.16^{\circ}/4.5\text{mm}/7.1\text{mm}$ respectivamente. Nota-se valores máximos de extrema relevância na revisão sistemática, os quais poderiam ultrapassar os limites de uma margem de segurança, de 2mm, de estruturas nobres e raízes adjacentes.(5) Na revisão sistemática, de Tahmaseb há estudos clínicos, em cadáver e em modelo. Considerando apenas os estudos de modelo dessa revisão os valores de médias máximas foram $2.16^{\circ}/1.38\text{mm}/1.39\text{mm}$ para as variáveis angular, coronal e axial respectivamente. No nosso estudo as médias foram $2.8^{\circ}/0.43\text{mm}/0.73\text{mm}$ para as variáveis angular, coronal e axial respectivamente. Dessa forma, podemos concluir que os desvios coronais e axiais máximos foram inferiores aos desvios máximos da revisão, apenas destoando a média desvio angular que foi superior ao da revisão sistemática a média máxima da revisão sistemática.

Uma possível explicação para essa diferença do desvio angular pode estar relacionada com o tipo de suporte da guia cirúrgica. Dreiseidler et al. em seu estudo in vitro, utilizou mandíbulas parcialmente edêntulas, com o guia cirúrgico apoiado em dentes. (12) A literatura apresenta dados que comprovam diferenças de desvios entre guias dentossuportadas, osseossuportadas, mucossuportadas e mucosuportadas com pinos de fixação. Sendo as dentossuportadas as que apresentam menor desvio.(5) Uma outra explicação pode estar

relacionada ao tipo de material utilizado. Já um outro estudo in vitro, utilizou como modelos, mandíbula edêntulas, sem simulação de tecido mole, em resina epoxy.(13)

Considerando uma análise detalhada dos resultados, na comparação múltipla entre os 4 grupos, considerando as variáveis significativas (desvio angular e desvio axial), os grupos que apresentaram um $p < 0,05$ foram EasyGuide medular X NGS cortical e NGS cortical X NGS medular. Porém nas duas situações já é esperado um resultado notável estatisticamente uma vez que se trata de densidades ósseas diferentes, independente do tipo de instrumentação cirúrgica. Chen et al., em um estudo recente mostrou maiores desvios angulares e axiais em osso de densidades maiores. (14)

No presente estudo na comparação dos grupos EasyGuide (medular e cortical) x NGS (medular e cortical), não houve diferença estatisticamente significativa. Um estudo in vitro em 2013, comparou a tolerância desses dois tipos de instrumentação cirúrgica, “One hand x Two hands” o qual apresentou desvios angulares, coronais e axiais maiores para o sistema de anilha na própria fresa. (7) A possível explicação para isso, seria o fato guia de broca daria mais estabilidade desde o início da fresagem. Porém ao analisar o desenho do sistema de fresagem “One hand” do estudo e compararmos com o presente estudo, há diferenças no desenho da anilha na broca, no qual o EasyGuide aparenta ter evoluído para dar maior estabilidade assim que entra em contato com a guia cirúrgica. Outra questão de importante relevância ainda considerando o estudo do Koop et al., é o material que foi utilizado para a simulação óssea, blocos de acrílicos, os quais apresentam características bem distintas do osso humano, uma maior densidade e maior homogeneidade. (7) Kalt et al., mostrou que os desvios podem ser influenciados pela qualidade e quantidade óssea. (15)

Gargallo-Albiol em 2021 em seu estudo obteve resultados estatisticamente relevantes para desvios angulares e desvio no ápice do implante em região posterior de maxila, sendo a abertura de boca a principal limitação para a técnica cirúrgica totalmente guiada. O presente

estudo in vitro, não permite a percepção de fatores clínicos que podem prejudicar a questão do desvio dos implantes, como nesse caso a abertura de boca. (15)

Com relação a posição de planejamento dos implantes, foi considerado uma inclinação de 17°, uma vez que são situações clínicas que exigem maior habilidade do operador e que estão cada vez mais frequentes nas técnicas de reabilitação de arcos totais. A literatura tem mostrado altas taxas de sucesso, mínimas complicações e grande satisfação do paciente em reabilitações de arco total utilizando implantes inclinados. (16) (17)

O software co-DiagnostiX foi escolhido com a finalidade de excluir possibilidades de erros na medição manual. A medição precisa e automática realizada pelo software dos desvios lineares e angulares, permite que sejam mensurados de forma fiel, evitando possíveis erros causados pelo operador. Estudos prévios de Laederach e de Koop, as medições de desvios eram feitas de forma manual, podendo assim ser um ponto de falha. (18) (7) Outros autores, como Kholy em 2019 e Gargallo-Albiol em 2021 também utilizaram o co-DiagnostiX para obter resultados de desvios angulares e desvios lineares em seus estudos. (19) (15)

Há também um outro ponto a ser discutido, a diferença de quantidade de instrumentais utilizados para realização da cirurgia guiada utilizando o EasyGuide (Neodent) e a cirurgia guiada utilizando NGS GM (Neodent). O EasyGuide (Neodent) é um kit cirúrgico reduzido, isso facilitaria o dia a dia cirúrgico do cirurgião dentista podendo até minimizar erros diante da escolha de instrumentos. Além disso o fato de ser reduzido, diminui custos para a empresa, podendo ser lançado no mercado com preços mais acessíveis. Visualmente pela menor quantidade de instrumentais aparenta ser um kit mais prático, desmistificando a dificuldade de realizar uma cirurgia guiada por conta dos instrumentos cirúrgicos.

O EasyGuide (Neodent) ele foi dividido em kit regular e kit estreito, podendo assim o cirurgião adquirir os dois ou apenas o kit que permite a fresagem nos diâmetros que o dentista mais usa no dia a dia clínico. Dessa forma está disponível no mercado diferentes opções de kits

de instrumentação com o mesmo grau de precisão para a instalação de um mesmo tipo de implante Helix Grand Morse (Neodent), podendo assim o cirurgião escolher qual se encaixa mais no seu fluxo de trabalho.

CONCLUSÃO

A acurácia de instalação de implantes Hélix Grand Morse GM não foi afetada pelos dois diferentes tipos de sistema de instrumentação guiado utilizado em ambas as densidades ósseas. Independente do kit cirúrgico utilizado para fresagem, os implantes guiados instalados em osso cortical apresentaram um maior desvio perante os instalados em osso medular.

REFERÊNCIAS

1. Hämmerle CHF, Dent M, Stone P, Jung RE, Kapos T, Brodala N. INTRODUCTORY REMARKS Consensus Statements and Recommended Clinical Procedures Regarding Computer-Assisted Implant Dentistry Group 2 Consensus Statements. Vol. 24. 2009.
2. Panchal N, Mahmood L, Retana A, Emery R. Dynamic Navigation for Dental Implant Surgery. Vol. 31, Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America. W.B. Saunders; 2019. p. 539–47.
3. Block MS, Emery RW, Cullum DR, Sheikh A. Implant Placement Is More Accurate Using Dynamic Navigation. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2017 Jul 1;75(7):1377–86.
4. 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. *International Journal of Implant Dentistry*. 2020 Dec;6(1).
5. Tahmaseb A, Wismeijer D, Coucke W, Derksen W. Computer Technology Applications in Surgical Implant Dentistry: A Systematic Review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2014 Jan;29(Supplement):25–42.
6. Arisan V, Karabuda CZ, Mumcu E, Özdemir T. Implant Positioning Errors in Freehand and Computer-Aided Placement Methods: A Single-Blind Clinical Comparative Study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2013;28(1):190–204.
- 7.

7. Koop R, Vercruyssen M, Vermeulen K, Quirynen M. Tolerance within the sleeve inserts of different surgical guides for guided implant surgery. *Clinical Oral Implants Research*. 2013 Jun;24(6):630–4.
8. BouSerhal C, Jacobs R, Quirynen M, van Steenberghe D. Imaging Technique Selection for the Preoperative Planning of Oral Implants: A Review of the Literature. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2002;4(3):156-72.
9. Fürhauser R, Mailath-Pokorny G, Haas R, Busenlechner D, Watzek G, Pommer B. Esthetics of Flapless Single-Tooth Implants in the Anterior Maxilla Using Guided Surgery: Association of Three-Dimensional Accuracy and Pink Esthetic Score. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2015 Oct 1;17:e427–33.
10. Zhou W, Liu Z, Song L, Kuo C ling, Shafer DM. Clinical Factors Affecting the Accuracy of Guided Implant Surgery—A Systematic Review and Meta-analysis. Vol. 18, *Journal of Evidence-Based Dental Practice*. Mosby Inc.; 2018. p. 28–40.
11. el Kholy K, Janner SFM, Schimmel M, Buser D. The influence of guided sleeve height, drilling distance, and drilling key length on the accuracy of static Computer-Assisted Implant Surgery. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2019 Feb 1;21(1):101–7.
12. Dreiseidler T, Neugebauer J, Ritter L, Lingohr T, Rothamel D, Mischkowski RA, et al. Accuracy of a newly developed integrated system for dental implant planning. *Clinical Oral Implants Research*. 2009 Nov;20(11):1191–9.
13. Viegas VN, Dutra V, Pagnoncelli RM, de Oliveira MG. Transference of virtual planning and planning over biomedical prototypes for dental implant placement using guided surgery. *Clinical Oral Implants Research*. 2010 Mar;21(3):290–5.
14. Chen Z, Liu Y, Xie X, Deng F. Influence of bone density on the accuracy of artificial intelligence-guided implant surgery: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2022 Apr 22:S0022-3913(21)00414-5.
15. Gargallo-Albiol J, Zilleruelo-Pozo MJ, Lucas-Taulé E, Muñoz-Peñalver J, Paternostro-Betancourt D, Hernandez-Alfaro F. Accuracy of static fully guided implant placement in the posterior area of partially edentulous jaws: a cohort prospective study. *Clinical Oral Investigations*. 2022 Mar 1;26(3):2783–91.
16. Peñarrocha-Oltra D, Candel-Martí E, Ata-Ali J, Peñarrocha-Diago M. Rehabilitation of the atrophic maxilla with tilted implants: Review of the literature. *Journal of Oral Implantology*. 2013;39:625–32.
17. Graves S, Mahler BA, Javid B, Armellini D, Jensen OT. Maxillary all-on-four therapy using angled implants: A 16-month clinical study of 1110 implants in 276 jaws. Vol. 55, *Dental Clinics of North America*. 2011. p. 779–94.
18. Laederach V, Mukaddam K, Payer M, Filippi A, Kühl S. Deviations of different systems for guided implant surgery. *Clinical Oral Implants Research*. 2017 Sep 1;28(9):1147–51.

19. el Kholy K, Ebenezer S, Wittneben JG, Lazarin R, Rousson D, Buser D. Influence of implant macrodesign and insertion connection technology on the accuracy of static computer-assisted implant surgery. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2019 Oct 1;21(5):1073–9.

2. Artigo científico 2

Artigo de acordo com as normas da Faculdade ILAPEO, para futura publicação no periódico

Journal of Physics

Polymer blocks homogeneity concerning the speed of sound for in vitro studies in implant dentistry

Gabriel C Morais¹

Ruan C Mayworm¹

Danielle Tallia Giosa²

Flavia Noemy Gasparini Kiatake Fontão³

José Mauro Granjeiro⁴

Rodrigo P. B. Costa Felix⁵

¹ National Institute of Metrology, Quality and Technology, Duque de Caxias, Brazil

² Aluna de mestrado Faculdade ILAPEO

ABSTRACT

Dentistry implants methods are recursively enhancing the image localisation approach to improve patient point of intercession accuracy. Previous planning of the surgical act is on the cut edge of the technology. Materials that mimic the implant house, i.e., the maxillary bone, have been developed and improved material technology. Standard non-invasive and non-ionising radiation technologies are relevant tools to that approach. Ultrasound imaging techniques play a prominent role in that matter. Nevertheless, recent polymer materials specially developed to help the pre-implant studies had not been evaluated about their homogeneity of ultrasound parameters. Two specially developed polymer materials have their speed of sound analysed in a metrologically based methodology. At 1 MHz, a set of 10 blocks were considered statistically equivalent, unless one specimen. The speed of sound was 1020 m s^{-1} (expanded uncertainty for $p = 0.95$ equals 22 m s^{-1}) and 1676 m s^{-1} ($U_{0.95} = 10 \text{ m s}^{-1}$). The ultrasound homogeneity is a vital outcome of the reliability of those materials used in dentistry implant pre-clinical studies.

INTRODUÇÃO

With the advances in digital flow in dentistry, added to the concept of reverse prosthetic planning, the dental market is beginning to migrate to implant systems that present solutions for accurately installing implants. Guided surgery has become popular among dentists and patients as surgical intervention becomes faster, minimally invasive, and more predictable [1].

Studies have shown that positioning errors occur more frequently in freehand techniques and can be minimised using surgical guides [2].

Virtual planning was an outstanding achievement in providing better 3D positioning, respecting anatomical and prosthetic parameters [3]. Furhauser et al. showed more excellent aesthetics and predictability in implants installed using the "flapless" technique guided in the anterior region of the maxilla due to the faithful transfer of the planned 3D positioning for the moment of surgery [4].

Laederach et al. [5], in 2016, evaluated and compared the influence of the tolerance of different systems on the precision of guided surgery. This study was performed using digital images of acrylic specimens. Richard Koop et al. [1], in 2013, tested the impact of different types of washer inserts and acrylic blocks and photographic digital recording. For these in vitro studies, there are different models of blocks. In addition to acrylic blocks, polyurethane blocks in the literature can present different densities similar to human bone.

This study aims to evaluate the homogeneity of the 10 polyurethane specimens, of double density (40PFC and 10 PFC), through ultrasonic tests, intending to validate them as methodologies of in vitro studies. The material of interest is similar enough to bone regarding densities. Ultrasound is the approach to define the homogeneity of the polyurethane blocks

MATERIAIS E MÉTODOS

Experimental setup

The ultrasound technique known as emission and reception was used. Two transducers are introduced, one being an ultrasonic pulse emitter, which passes through the sample, reaching, on its opposite side, the second transducer that works as a receiver. The study uses a transducer with a nominal frequency of 1 MHz and a diameter of 12.7mm as an emitter (model A-301S,

NDT-Panametrics-Olympus Corporation, Japan) and as a receiver the transducer with a nominal frequency of 1 MHz and diameter of 25.4mm (model A-303S, NDT-Panametrics-Olympus Corporation, Japan), a waveform generator, 400 V amplitude (EPOCH 600, Olympus, USA), an oscilloscope (DSOX 1202A, Agilent Technologies, CA , USA) and a computer with a program developed in Python. Connecting the function generator output trigger with the oscilloscope input trigger is necessary to synchronise the equipment. To measure the temperature, a Thermohydrometer was used.

All bodies were submerged in water 5 days before starting the measurements to eliminate possible gaseous agglomerations inside the specimens, which could cause interference in the measurements. All measurements were performed underwater immersion to ensure good thermal stability in an acrylic tank.

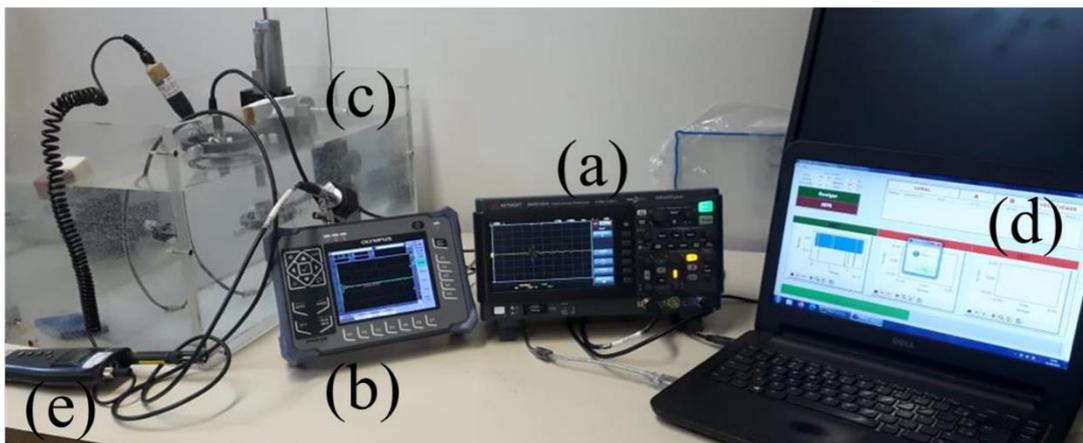


Figure 1. Measurement system. (a) oscilloscope, (b) EPOCH 600 generator, (c) tank, (d) computer and (e) Thermohydrometer.

Measuring the speed of sound

Five repetitions were performed under repeatability conditions for each specimen, preceded by accurate alignment of the transducers. The 10 specimens were numbered (1 to 10). Due to their double density, their side were complementary labelled A and B. Finally, each side

of the block was measured both vertically and horizontally, generating a total of 200 measurements. The temperature ranged from 19.5 °C to 21.5 °C during all measurements.

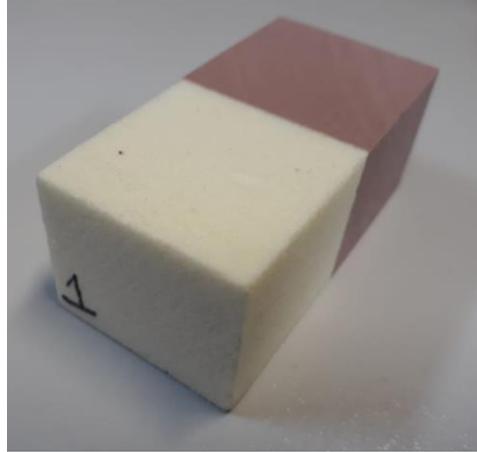


Figure 2. Example of a block to be measured.

The transducer alignment followed a different protocol from the traditional one. In this work, the transducers were adjusted according to the thickness of each body for each repetition. After the alignment of the system, the process of measuring the Flight Time of Side A (A_t) and Side B (B_t) was started.

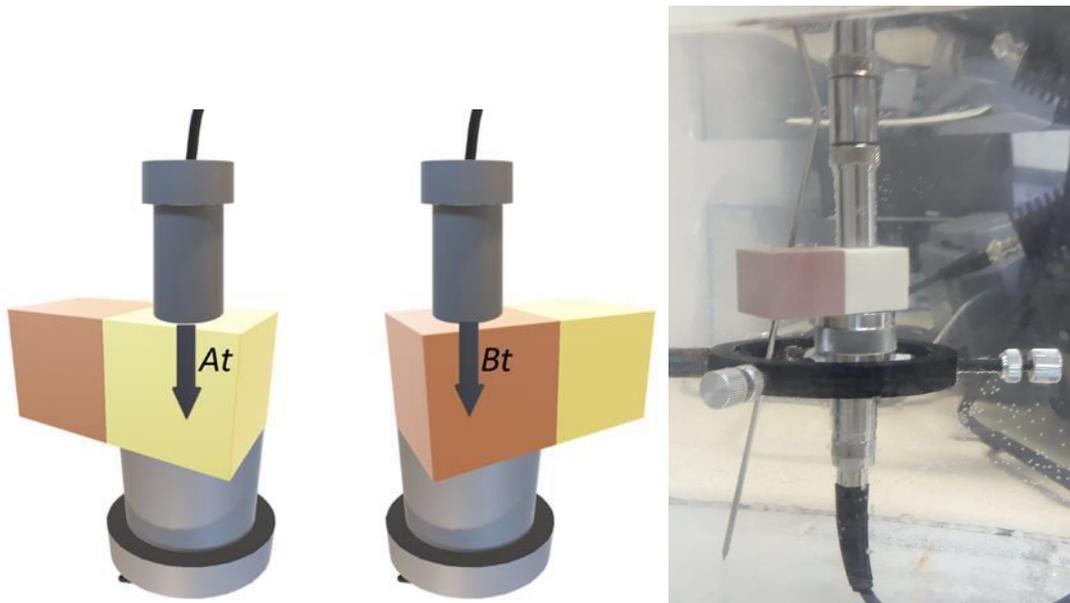


Figure 3. Submerged coupling system in the tank. (a) 1 MHz transducer with 12.7mm diameter, (b) Specimen and (c) 1 MHz transducer with 25.4mm diameter.

Body thickness (x) was determined using a calliper, properly calibrated, and the velocity of each body was calculated using the equations:

$$vA = x \cdot (tA)^{-1} \quad (1)$$

$$vB = x \cdot (tB)^{-1} \quad (2)$$

To calculate the measurement uncertainty of the propagation velocity of the specimens, it was necessary to calculate the combined uncertainties of time and thickness used to calculate the velocity, considering the following sources of uncertainties: Type A uncertainty (μ_A) that is obtained by the standard deviation of the mean (3); Type B uncertainty are associated with the calibration of the calliper, which corresponds to 0.02 mm for $k_{0.95} = 2$ (μ_A), and the calibration certificate of the oscilloscope time base, used to determine the time of flight (0,0022 % for $k_{0.95} = 1.96$) – see (4).

$$\mu^A = \frac{S}{\sqrt{n}} \quad (3)$$

$$\mu_t^B = \left(\frac{0,0022\%}{2} \right) * t_{1max} \quad (4)$$

$$\mu_x^B = 0,02 \quad (5)$$

The combined uncertainty for specimen flight time (μ_t) in seconds was calculated (6). The combined uncertainty of the thickness on the specimen (μ_x) in seconds was calculated (7).

$$\mu_t^2 = (\mu_t^A)^2 + (\mu_t^B)^2 \quad (6)$$

$$\mu_x^2 = (\mu_x^A)^2 + (\mu_x^B)^2 \quad (7)$$

Based on equations (1) and (2), the following sensitivity coefficients related to thickness (C_x) (8) and time of flight on the specimen (C_t) (9) were determined:

$$C_x = \frac{\partial c}{\partial x} = \frac{1}{t} \quad (8)$$

$$C_t = \frac{\partial c}{\partial t} = -\frac{x}{t^2} \quad (9)$$

The combined uncertainty of the velocity of the specimens (μc) was calculated according to (10).

$$\mu c^2 = C_x^2 \cdot \mu_x^2 + C_t^2 \cdot \mu_t^2 \quad (10)$$

After calculating all these uncertainties, the final combined uncertainty of all bodies and the expanded uncertainty was calculated. As the uncertainty of type A (μ_v^A), obtained from mean velocity values, the uncertainty of type B is the highest value of the combined uncertainties between each body (μc) (10), and k .

$$\mu c_{final}^2 = (\mu_v^A)^2 + (\mu_v^B)^2 \quad (11)$$

$$U_{exp} = k * \mu c_{final} \quad (12)$$

Communication between interfaces

The real-time Python approach was developed to optimise, streamline and remove possible human bias errors, using the platform both for oscilloscope control and for acquisition and processing of results. The application interface has a control screen, which through it allows the manipulation of oscilloscope data, also has a graphic area, where you can monitor the measured data, and finally, a table that at the end of each repetition presented the results, having

the option to save the data in .doc. The following libraries were used; Tkinter, Matplotlib, Statistics, Pyvisa and Time.

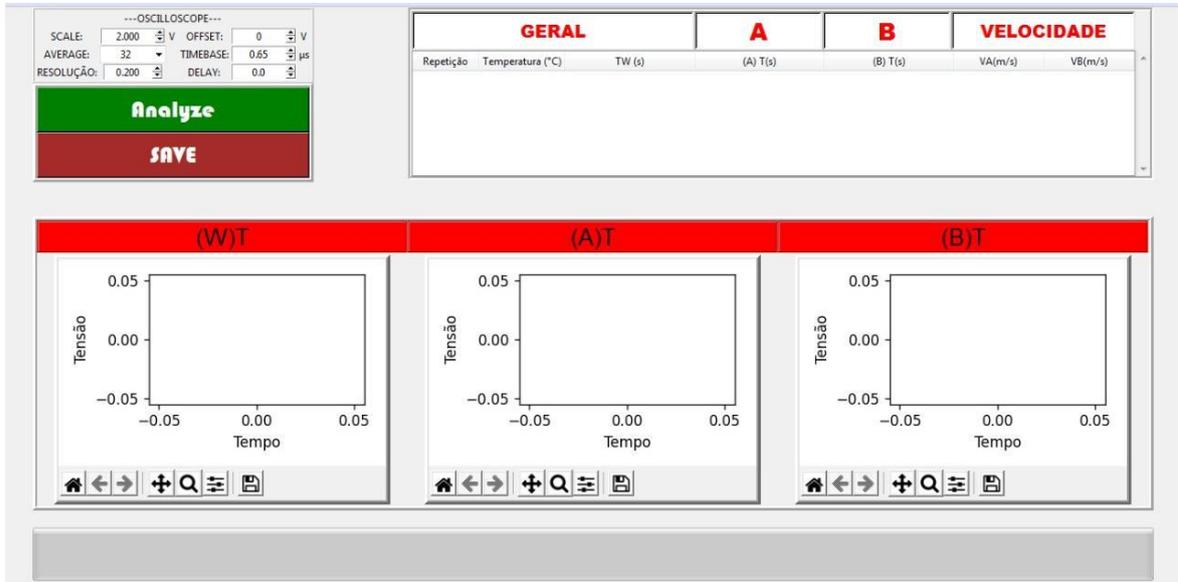


Figure 4. Application interface.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

The measurement result of the characterisation of the propagation velocity in the specimens and the respective combined uncertainties are presented in Table 1 for the two sets of measurements. The result of the expanded uncertainty of the mean value of all blocks is shown in Table 2. Due to the isotropic and homogeneous characteristics of the specimens, the values measured in the vertical and horizontal positions were considered equivalent.

Table 1. Average values of each body, with their respective combined uncertainties.

Specimen	Size A		Size B	
	Speed of sound (m s ⁻¹)	μC [m s ⁻¹]	Speed of sound [m s ⁻¹]	μC [m s ⁻¹]
1	1031.33	1.31	1676.19	1.72
2	994.00	3.12	1675.53	1.57
3	1038.81	4.05	1678.80	2.28
4	1018.21	10.07	1672.62	1.78
5	1007.88	6.50	1672.53	1.80
6	1014.45	3.62	1682.01	2.27
7	1040.78	4.13	1677.51	3.31
8	1031.14	5.19	1680.07	1.89
9	1009.39	2.80	1676.59	2.61
10	1010.73	3.30	1672.32	5.02

Table 2. Value of all bodies and their respective expanded uncertainties.

Size A		Size B	
Speed of sound (m s ⁻¹)	U_{exp} (m s ⁻¹)	Speed of sound (m s ⁻¹)	U_{exp} (m s ⁻¹)
1020	22	1676	10

The results disclosed in Tables 1 and 2 reveals a quite reasonable homogeneity for all blocks. The normalised error applied to each block, and the average value for all blocks disclosed that only one specimen and side (number 2, Side A) was larger than 1. That analyses let to know that, concerning the ultrasonic quantity Speed of Sound, the homogeneity of the specimens are statistically assured.

Several in vitro studies evaluating the accuracy of guided surgery use acrylic blocks simulating human bone [1 and 5], distancing the dentist from the clinical reality. However, Calvert et al. [6], obtained satisfactory results in mechanical and structural tests in polyurethane models. It is extremely important in studies of accuracy in guided surgery the use of a bone analogue that

simulates the characteristics of human bone, providing truer results in in vitro research in dentistry.

The results obtained here support the use of polyurethane blocks in implant dentistry in vitro studies, since they simulate the characteristics of human bone with notable homogeneity in their composition. Thus, minimizing the bias factors in studies using bone mimetic materials to compare of the accuracy of guided implant systems.

CONCLUSÃO

The present work aimed to evaluate the homogeneity of polymer blocks, in two distinct densities, in relation to an ultrasound parameter, the Speed of Sound. With their homogeneity proven, these blocks can be considered an excellent material for in vitro study methodologies, which aim to assess the accuracy of guided surgery, since its structure is very close to the human bone structure.

REFERÊNCIAS

1. Koop R, Vercruyssen M, Vermeulen K, Quirynen M. Tolerance within the sleeve inserts of different surgical guides for guided implant surgery. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(6):630–4.
2. Arısan V, Karabuda CZ, Mumcu E, Özdemir T. Implant Positioning Errors in Freehand and Computer- Aided Placement Methods: A Single-Blind Clinical Comparative Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(1):190–204.
3. Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE. A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(SUPPL. 4):73–86.
4. Fürhauser R, Mailath-Pokorny G, Haas R, Busenlechner D, Watzek G, Pommer B. Esthetics of Flapless Single-Tooth Implants in the Anterior Maxilla Using Guided Surgery: Association of Three- Dimensional Accuracy and Pink Esthetic Score. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17:e427–33.
5. Laederach V, Mukaddam K, Payer M, Filippi A, Kuehl S. Deviations of different systems for guided implant surgery. *Clin. Oral Impl. Res.* 00 2016:1–5.

6. 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;21(5):1453-61.