

UNIVERSIDADE SAGRADO CORAÇÃO

JOÃO MILKI NETO

**ANÁLISE DA PRECISÃO DE UM SISTEMA DE
NAVEGAÇÃO ÓPTICA PARA CIRURGIA ASSISTIDA
EM IMPLANTODONTIA: RESULTADOS
PRELIMINARES**

BAURU

2011

JOÃO MILKI NETO

**ANÁLISE DA PRECISÃO DE UM SISTEMA DE
NAVEGAÇÃO ÓPTICA PARA CIRURGIA ASSISTIDA
EM IMPLANTODONTIA: RESULTADOS
PRELIMINARES**

Tese apresentada à Pró-reitoria de
Pesquisa e Pós-graduação da
Universidade Sagrado Coração como
parte integrante dos requisitos para
obtenção do título de Doutor no Programa
de Doutorado em Biologia Oral, área
de concentração: Implantologia, sob
orientação do Prof. Dr. Carlos Eduardo
Francischone.

BAURU

2011

Milki Neto, João
M6449a

Análise da precisão de um sistema de navegação óptica para cirurgia assistida em implantodontia : resultados preliminares / João Milki Neto -- 2011.

35f. : il.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Eduardo Francischone.

Tese (Doutorado em Biologia Oral – área de concentração: Implantologia) - Universidade Sagrado Coração - Bauru - SP.

1. Implantodontia assistida por computador. 2. Implantes dentais. 3. Cirurgia assistida por computador. 4. Navegação cirúrgica. I. Francischone, Carlos Eduardo. II. Título.

Folha de aprovação



PRPPG
Pró-reitoria
de Pesquisa e
Pós-graduação

ATA DA DEFESA DE TESE DE DOUTORADO DE JOÃO MILKI NETO, ALUNO (A) DO PROGRAMA DE DOUTORADO EM BIOLOGIA ORAL: ÁREA DE CONCENTRAÇÃO IMPLANTOLOGIA, DA UNIVERSIDADE SAGRADO CORAÇÃO

No dia 12 de setembro de 2011, em sessão pública, na Universidade Sagrado Coração, na presença da Banca Examinadora, composta pelos(as) docentes: *Prof. Dr. Carlos Eduardo Francischone*, Universidade Sagrado Coração; *Prof. Dr. Eduardo Sant'Ana*, Universidade de São Paulo/USP; *Prof. Dr. Edgard Franco Moraes Junior*, Universidade Sagrado Coração; *Prof. Dr. Jorge Faber do Nascimento*, Universidade de Brasília/UNB; *Prof. Dr. Wellington Cardoso Bonachella*, Universidade de São Paulo/USP, tiveram início os trabalhos de julgamento da Prova para obtenção do Grau de Doutor em Biologia Oral, com Área de Concentração em Implantologia pelo(a) doutorando(a) João Milki Neto. Os(as) examinadores(as), observando o tempo regulamentar, arguiram o(a) candidato(a) sobre a tese que o(a) mesmo(a) havia apresentado, intitulada *Análise da precisão de um sistema de navegação óptica para cirurgia assistida em implatodontia: resultados preliminares*, tendo o(a) candidato(a) procurado explicar e/ou rebater as críticas formuladas pelos(as) arguidores(as). Após a conclusão da prova, foi suspensa a sessão pública e, em sessão secreta, os(as) arguidores(as) atribuíram seus conceitos. Reaberta a sessão pública, foram anunciados os resultados: *Prof. Dr. Wellington Cardoso Bonachella: Aprovado*; *Prof. Dr. Jorge Faber do Nascimento: APROVADO*; *Prof. Dr. Edgard Franco Moraes Junior: Aprovado*; *Prof. Dr. Eduardo Sant'Ana: APROVADO*; *Prof. Dr. Carlos Eduardo Francischone: APROVADO*. Conceito final: *APROVADO*, fazendo jus, portanto, ao título de Doutor em Biologia Oral, de acordo com o artigo 34 do Regulamento do Programa de Pós-graduação em Biologia Oral. Nada mais havendo a registrar, foi lavrada a presente Ata, que vai por mim assinada, Prof.^a Dr.^a Leda Aparecida Francischone e pelos (as) Senhores(as) Membros da Comissão Examinadora.

Prof. Dr. Wellington Cardoso Bonachella

Prof. Dr. Jorge Faber do Nascimento

Prof. Dr. Edgard Franco Moraes Junior

Prof. Dr. Eduardo Sant'Ana

Prof. Dr. Carlos Eduardo Francischone

Presidente da Banca e Orientador

Prof.^a Dr.^a Sandra de Oliveira Saes

Pró-Reitora de Pesquisa e Pós-graduação

A **Deus**, que nos acorda todos os dias e nos mostra os melhores caminhos a serem seguidos.

Aos meus pais, **Iucef Milki** (*in memoriam*) e **Lidia Elias Milki**, pela dedicação de uma vida, pelo bom exemplo de força e perseverança

À minha esposa, **Grace Hajjar Milki**, pelo amor, companheirismo, compreensão, paciência, apoio e dedicação nesta jornada.

Aos meus filhos, **João Paulo Hajja Milki** e **Maria Eduarda Hajjar Milki**, vocês são a minha força e minha alegria.

Aos meus irmãos, **Marcos Vinícius Milki** e **Fernando Milki**, pelo carinho e dedicação.

Ao **Prof. Carlos Eduardo Francischone**, a humildade de mongee o conhecimento de um gênio que mudou a minha visão de ensino.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador Prof. Carlos Eduardo Francischone o privilégio de ter estado estes anos ao seu lado aprendendo muito mais do que odontologia, você é um exemplo de vida. Obrigado.

Ao Prof. Paulo Henrique Orlatto Rossetti, que me apoiou em grande parte deste trabalho, agradeço pelos conhecimentos transmitidos e boa vontade sempre presente.

Ao Prof. Alberto Consolaro, que abriu novos horizontes em minha mente e me mostrou o que é ser professor.

Ao Dr. Marcelo Marques Quaresma, fundamental na execução deste estudo; ao Dr. Marcos Vinícius Marques Anchieta e toda a equipe da ARTIS que apoiou este trabalho.

Aos meus colegas de doutorado, em especial ao Dr. Edilson José Ferreira, Dr. Luis Guillermo Peredo-Paz e Dr. José Alfredo Mendonça, obrigado pela amizade, ensinamentos e todos os momentos que passamos juntos nesta jornada.

RESUMO

O objetivo deste trabalho é testar a precisão do sistema óptico de navegação cirúrgico utilizando o navegador nacional Eximius (Artis, Brasília-DF, Brasil) e se os resultados encontrados permitem seu uso na colocação clínica de implantes dentários. Foi desenvolvido em computador um cubo com referências simetricamente divididas em suas faces e depois usinado em *nylon* tipo Technyl® (poliamida 6.6, Rhodia, São Paulo, Brasil). Uma vez confeccionado, fez-se uma tomografia desse cubo em um tomógrafo do tipo helicoidal multi-*slice* de alta resolução (General Electric, EUA, 2001). Os dados dessa tomografia foram transferidos para o navegador e os registros de pontos fiduciais foram executados afim de unir o cubo virtual com o cubo real dentro do programa Eximius (Artis, Brasília-DF, Brasil). Foram testadas três maneiras diferentes de calibração: linear, planar e volumétrica nas três faces selecionadas do cubo. Dois examinadores treinados e qualificados fizeram duas calibrações diferentes para cada forma testada utilizando seis pontos em cada face. Obtido o registro de erro de calibração (REC), foram colhidos os registros do erro de entrada (REE) (ou alvo) também duas vezes em um total de 56 pontos nas três faces. Os dados foram colhidos e analisados. Os resultados mostram que as formas planares e volumétricas obtiveram bons resultados, sendo a volumétrica mais precisa variando de 0,20 a 1,70mm (MD 0,91mm e DP 0,35mm). O navegador se mostrou bastante confiável para o uso clínico na implantodontia, porém, requer mais estudos.

Palavras-chave: Implantodontia assistida por computador. Implantes dentais. Cirurgia assistida por computador. Navegação cirúrgica.

ABSTRACT

The aim of this study is to test the accuracy of a surgical navigator with an optical tracking system and the equipment used was the Eximius (Artis, Brasília-DF, Brazil) which is a navigation system and if this system allows the clinical use for dental implant placement. A cube with symmetrical references on each face was built in a computer program and then prototyped with a nylon type Technyl® (poliamida 6.6, Rhodia, São Paulo, Brazil). Then a tomography of the cube was done in a multi slice, high resolution equipment (General Electric, EUA 2001). The tomography data was taken to the navigator and the fiducial registration error was done in order to fuse the virtual cube to the real cube in the Eximius program (Artis, Brasília-DF, Brazil). We tested three different manners of calibration, linear, planar and volumetric on three selected faces of the cube. Two examiners trained and qualified made two different calibrations for each type of geometrical calibration tested using 6 points in each face of the cube. After registered the calibration error it was recorded the target registration error twice in 56 points on the three faces of the cube. The data was then analyzed. The results show that the planar and volumetric calibrations had good results, but the most accurate was the volumetric which varied between 0.20 to a 1.70mm (MD 0.91mm e DP 0.35mm). The navigator is much precise and allows us to clinical use in implantodontology, but more studies are required to improve this technology.

Kew-words: Computer-assisted implantology. Dental implants. Computer-assisted surgery. Navigation.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	8
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	10
	REFERÊNCIAS.....	14
	ARTIGO – ANÁLISE DA PRECISÃO DE UM SISTEMA DE NAVEGAÇÃO ÓPTICA PARA CIRURGIA ASSISTIDA EM IMPLANTODONTIA: RESULTADOS PRELIMINARES.....	17
	ANEXO A – DADOS COLHIDOS DO REGISTRO DE ERRO DE CALIBRAGEM	33
	ANEXO B – DADOS COLHIDOS DO REGISTRO DE ERRO DE ENTRADA.....	34

1INTRODUÇÃO

Desde a descoberta da osseointegração por Brånemark em 1965¹, busca-se uma maneira mais precisa e confiável para reproduzir com acurácia o planejamento das próteses sem perder a melhor posição intraóssea dos implantes dentários².

No início dos anos 80, os implantes eram colocados onde havia osso remanescente para sua fixação, conseqüentemente, nem sempre no melhor local para a confecção da prótese². Assim, havia implantes vestibularizados, lingualizados, muitos sem solução estética adequada. Essa deficiência no planejamento ocasionou vários problemas biomecânicos e até perda de implantes, algumas vezes por fratura³⁻⁶.

Os avanços tecnológicos ao longo dos anos possibilitaram o desenvolvimento de várias técnicas para a inserção dos implantes, sempre priorizando a posição ideal das próteses em associação com um bom posicionamento ósseo^{7,8}, distribuindo melhor as forças e devolvendo ao paciente uma oclusão balanceada e reabilitando-o funcional e esteticamente.

As tomografias inicialmente foram amplamente utilizadas na área médica⁹, porém, na odontologia, as imagens bidimensionais, como a radiografia panorâmica da face e a periapical, cederam espaço, a partir de 1987, para as tomografias computadorizadas^{10,11}, quando as empresas de tomógrafos criaram um *softwares* específicos para o planejamento de implantes, tornando-se fundamental, principalmente para os casos mais complexos⁶.

Com o desenvolvimento tecnológico e a necessidade de compreender melhor a anatomia da região onde os implantes dentários são inseridos, outros recursos apareceram, como a prototipagem rápida de modelos. Esse recurso permite imprimir em três dimensões as imagens concebidas pelo tomógrafo, materializando em resina partes do corpo humano e criando um modelo anatômico da área a ser operada, melhorando a compreensão da anatomia cirúrgica da região em questão. Dessa forma minimizam-se os riscos de acidentes com o nervo alveolar inferior e

penetrações involuntárias nos assoalhos da fossa nasal e seio maxilar, além de perfurações laterais a cortical óssea.

Com a sofisticação dos programas de computador, tornou-se possível o planejamento virtual da posição dos implantes em relação à tomografia e com a interatividade do cirurgião escolhendo a melhor posição do implante no computador.

Essas informações são prototipadas, culminando na confecção de guias cirúrgicos que vão transferir o planejamento virtual para o paciente de forma precisa. Esse recurso é chamado cirurgia guiada por computador.

Atualmente, vivencia-se a cirurgia navegada (navegação guiada pelo computador), o que já é comum em áreas médicas como neurocirurgia, otorrinolaringologia, cirurgia vascular e outras especialidades, porém, ainda muito restrita nas especialidades odontológicas, devido ao alto custo dessa tecnologia.

A cirurgia navegada por computador permite que o operador assista em tempo real a movimentação do instrumento cirúrgico em relação ao do osso do paciente. Isso só é possível por meio de uma associação de tecnologias, imagens de tomografias computadorizadas (CT), sistema óptico de rastreamento (SOR), informática e robótica.

Dessa forma, justifica-se este trabalho pela necessidade de desenvolver um navegador nacional de menor custo e que torne essa tecnologia disponível a um número maior de pessoas. Durante o desenvolvimento do aparelho, observou-se que a maior dificuldade é combinar todas as tecnologias citadas e manter a precisão final no trabalho.

Todas as etapas são importantes, desde a aquisição das imagens até a navegação, porém, a mais sensível é a fusão da tomografia com SOR nominada de calibragem, feita a partir de um programa de computador, permitindo que se una o virtual – a tomografia – com o real – o paciente.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Procurar-se-á mostrar as evidências científicas que cercam o assunto da tese, envolvendo a tomada da tomografia, o navegador propriamente dito e seu uso e precisão na implantodontia, tipos de navegadores cirúrgicos, programa de gerenciamento dos dados e os resultados obtidos em outros trabalhos.

Em 1973, pesquisadores médicos⁹ descreveram uma técnica que permitia a visualização em três dimensões a partir de tomografia em cortes axiais. Essa prática se tornou bastante comum nas diversas áreas médicas.

Na odontologia, especificamente para fins de planejamento na implantodontia, essa tecnologia se tornou possível a partir de 1987, quando os primeiros trabalhos^{10,11} sobre planejamentos baseados em tomografias para cirurgia de implantes na maxila e mandíbula foram publicados.

Essa necessidade de aumentar cada vez mais a precisão da posição dos implantes veio ao encontro com trabalhos publicados em 1995 e 1996^{8,12} em que os autores propuseram fazer a colocação do implante de acordo com a posição da prótese, para evitar posicionamentos que comprometam as próteses.

Da associação do planejamento virtual e a teoria da cirurgia guiada pela a prótese surgiu a cirurgia guiada por computador que, por meio de programas disponíveis no mercado (Simplant⁶, Nobel Guide¹³ e outros), resultam em guias cirúrgicos prototipados após o planejamento virtual da posição do implante e levado a campo cirúrgico onde são fixados com parafusos e os implantes colocados na posição planejada virtualmente¹⁴.

Em 1997¹⁵, a cirurgia navegada foi descrita na área de cirurgia bucomaxilofacial e esta técnica se baseia na informação gerada em três dimensões da CT gravada em disco ótico e enviada a um computador que a sobrepõe às imagens por meio de óculos para visualização em tempo real.

Com as tomografias em aparelhos tipo *cone beam* dedicadas à área craniomaxilofacial, particularmente para o planejamento de cirurgia de implante, a partir de 1998¹⁶ foi possível a propagação da técnica de planejamento virtual devido à baixa radiação, custo reduzido e bom desempenho desse equipamento.

Em 1999¹⁷, Watzinger et al. usaram um navegador com sistema óptico em substituição ao sistema eletromagnético até então usado para mensurar a posição dos instrumentos durante a cirurgia. Devido às interferências causadas no campo magnético, não era possível ver em tempo real a posição da broca em relação ao osso. Portanto, o sistema óptico foi utilizado por permitir essa visualização simultaneamente com o procedimento. Neste trabalho, foram colocados três implantes seguindo o planejamento protético feito com base na tomografia. Concluiu-se que a navegação é uma ferramenta importante na implantodontia.

Fitzpatrick¹⁸ entende que a precisão do navegador é de suma importância para o bom resultado da cirurgia e o registro feito em sistema óptico por meio de pontos fiduciais (pontos de referência que auxiliam no processo de localização) é bastante confiável. Em seu trabalho, confirma a importância dos registros na navegação, chamando atenção principalmente para o registro de erro de medição (ou erro de alvo), que é a distância, depois do registro, entre o ponto real e o virtual. Ele demonstrou, neste trabalho, que os resultados teóricos usando simulações numéricas se aproximam muito das simulações realizadas.

Seguindo na mesma linha de demonstração por meio de cálculos matemáticos, Moghari e Abolmaesumi¹⁹ demonstraram no estudo que, apesar da precisão da navegação por registros de pontos fixos, os erros nos registros fiduciais, quando analisados individualmente, podem não ser homogêneos.

Meyer²⁰ fez um estudo para avaliar a precisão da cirurgia assistida por computador ou cirurgia navegada, onde foram inseridos implantes em *minipigs* com carga imediata. Baseado nos dados da tomografia, a cirurgia foi planejada virtualmente e executada usando o sistema de navegação Robodent. Esse sistema de rastreamento óptico permitiu colocar os implantes como planejados virtualmente e as próteses foram colocadas imediatamente. Quando comparada a tomografia pós-cirúrgica com o planejamento virtual, o resultado mostrou ser muito preciso em relação a posicionamento dos implantes e nos cortes histológicos os implantes estavam biomecanicamente estáveis. O autor conclui que, com o nível de precisão conseguido neste estudo, o sistema de navegação pode ajudar tanto na inserção do implante como na confecção da prótese imediata.

Casapet al.²¹ testaram a precisão do sistema de navegação *Image Guided Implantology System* (IGI) (DentX Advanced Dental Systems, Moshav Ora, Israel) para a colocação de implantes. Sete modelos com esferas de cerâmicas acoplados foram utilizados. Fez-se uma tomografia para cada modelo e as coordenadas dessas esferas foram calculadas pelo IGI e depois comparadas com as coordenadas da sua posição atual identificada na tomografia. Os resultados mostram que o erro de navegação espacial geral foi $0,35 \text{ mm} \pm 0,14\text{mm}$. A probabilidade para uma mensuração simples que exceda $0,75 \text{ mm}$ é menor que $0,003$, e que exceda 1mm é de $0,0001$. Os autores concluíram que IGI é um navegador preciso e apresentou um erro médio de $0,73\text{mm}$, sendo totalmente aceitável em implantodontia. O fato de visualizar a posição exata da broca em tempo real diminui muito as chances de lesionar estruturas anatômicas importantes. Os autores também concluem que a precisão da cirurgia navegada permite ao cirurgião transferir precisamente o planejamento pré-cirúrgico para o paciente.

Ewerset al.²² fizeram uma revisão de sete anos de pesquisa (1995 a 2002), desenvolvimento e uso clínico da cirurgia navegada por computador. Ao longo desses anos, vários equipamentos e programas foram utilizados. Para uso clínico foi utilizado o sistema óptico de rastreamento. Nesse período, foram operados 55 pacientes com 327 implantes colocados na posição correta com essa tecnologia, com média de seis implantes por paciente (mínimo um e máximo 11) sem complicações. Os autores também citam a diminuição do tempo de planejamento pré-cirúrgico quando esse método é empregado de dois a três dias para a metade de um dia. Concluem que essa tecnologia pode contribuir consideravelmente para melhorar a qualidade do trabalho. O planejamento pré-cirúrgico é realizado precisamente e a segurança da cirurgia aumenta, pois, com a visualização em tempo real, evitam-se danos aos nervos e dentes adjacentes.

Briefet al.²³ fizeram um estudo comparando dois sistemas de navegação por rastreamento óptico com a inserção manual de implantes. O trabalho foi realizado em mandíbulas parcialmente edêntulas e o resultado das coordenadas de inserção das três formas medidas foram avaliadas. O resultado da cirurgia navegada se mostrou mais preciso, porém, a precisão por inserção manual foi considerada suficiente para a maioria das situações clínicas.

Hoffmann et al.²⁴, seguindo a mesma linha da pesquisa anterior, compararam o uso do navegador para inserção de implantes com a colocação manual. Também foram utilizadas mandíbulas sintéticas com modelos e as perfurações foram feitas por dois cirurgiões com diferenças na experiência do tempo de trabalho. Usou-se um sistema de rastreamento óptico com a tomografia para a navegação e guias cirúrgicos convencionais para a inserção manual. As coordenadas das 224 perfurações foram avaliadas por meio de tomografias. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois cirurgiões com variação de experiência, porém, os resultados estatísticos entre os dois métodos foram estatisticamente significativos ($p < 0.01$). Contudo, os autores ponderaram sobre o alto custo dessa tecnologia e suas vantagens, como evitar acidentes com estruturas nobres adjacentes, por meio do controle de profundidade e inclinação, possibilidade de ancorar melhor o implante em osso mais denso, usar um acesso transgengival minimamente invasivo e reduzir o tempo operatório. Apesar da diferença estatisticamente significativa na inserção manual, neste estudo experimental, essas medidas não teriam influência no uso clínico dos implantes.

Vários artigos de revisão sistemática da literatura sobre esse assunto foram feitos ao longo dos anos por diferentes autores, como Miller²⁵ e Widmann²⁶, concordando que o navegador traz maior precisão ao procedimento cirúrgico, além de evitar acidentes que podem ser causados pela inserção manual dos implantes. Porém, é necessário mais estudos de longo prazo para averiguar se o benefício desse equipamento justifica o alto custo e o aumento no índice de radiação para o paciente. Azari⁶, em uma revisão sistemática, também chegou à mesma conclusão dos autores citados anteriormente e acrescentou a necessidade de um período longo de treinamento para manusear com segurança esse equipamento. Jung²⁷ fez uma revisão sistemática de 2.827 artigos, selecionando 19 artigos que tratavam de precisão e 13 de desempenho clínico. A meta-análise dos 19 artigos de precisão revelou um erro médio no registro de entrada de 0,74mm e 0,85mm no ápice do implante. Em relação à perda de implantes após 12 meses, houve 3,36%, concluindo-se que, apesar de melhorar a precisão cirúrgica e de uma taxa de sobrevivência alta dos implantes, estudos clínicos de longo prazo devem ser realizados para justificar a radiação, o esforço e o custo extra na cirurgia de implante assistida por computador.

REFERÊNCIAS

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983 Sep;50(3):399-410.
2. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52(2):155-70.
3. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991 Summer;6(2):142-6.
4. Drago CJ. Prosthodontic complications related to compromised implant placement. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994 Jan;52(1):15-22.
5. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 May-Jun;10(3):326-34.
6. Azari A, Nikzad S. Computer-assisted implantology: historical background and potential outcomes-a review. *Int J Med Robot.* 2008 Jun;4(2):95-104.
7. Garber DA, Belser UC. Restoration-driven implant placement with restoration-generated site development. *Compend Contin Educ Dent.* 1995 Aug;16(8):796, 8-802.
8. Belser UC, Bernard JP, Buser D. Implant-supported restorations in the anterior region: prosthetic considerations. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1996 Nov-Dec;8(9):875-83; quiz 84.
9. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol.* 1973 Dec;46(552):1016-22.
10. Schwarz MS, Rothman SL, Rhodes ML, Chafetz N. Computed tomography: Part II. Preoperative assessment of the maxilla for endosseous implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987 Summer;2(3):143-8.
11. Schwarz MS, Rothman SL, Rhodes ML, Chafetz N. Computed tomography: Part I. Preoperative assessment of the mandible for endosseous implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987 Summer;2(3):137-41.
12. Garber DA. The esthetic dental implant: letting restoration be the guide. *J Am Dent Assoc.* 1995 Mar;126(3):319-25.
13. Almeida EO, Pellizzer EP, Goiatto MC, Margonar R, Rocha EP, Freitas AC, Jr., et al. Computer-guided surgery in implantology: review of basic concepts. *J Craniofac Surg.* 2010 Nov;21(6):1917-21.

14. Nikzad S, Azari A. A novel stereolithographic surgical guide template for planning treatment involving a mandibular dental implant. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008 Jul;66(7):1446-54.
15. Enislidis G, Wagner A, Ploder O, Ewers R. Computed intraoperative navigation guidance - a preliminary report on a new technique. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1997 Aug;35(4):271-4.
16. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.* 1998;8(9):1558-64.
17. Watzinger F, Birkfellner W, Wanschitz F, Millesi W, Schopper C, Sinko K, et al. Positioning of dental implants using computer-aided navigation and an optical tracking system: case report and presentation of a new method. *J Craniomaxillofac Surg.* 1999 Apr;27(2):77-81.
18. Fitzpatrick JM, West JB. The distribution of target registration error in rigid-body point-based registration. *IEEE Trans Med Imaging.* 2001 Sep;20(9):917-27.
19. Moghari MH, Abolmaesumi P. Distribution of fiducial registration error in rigid-body point-based registration. *IEEE Trans Med Imaging.* 2009 Nov;28(11):1791-801.
20. Meyer U, Wiesmann HP, Runte C, Fillies T, Meier N, Lueth T, et al. Evaluation of accuracy of insertion of dental implants and prosthetic treatment by computer-aided navigation in minipigs. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2003 Apr;41(2):102-8.
21. Casap N, Wexler A, Persky N, Schneider A, Lustmann J. Navigation surgery for dental implants: assessment of accuracy of the image guided implantology system. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004 Sep;62(9 Suppl 2):116-9.
22. Ewers R, Schicho K, Truppe M, Seemann R, Reichwein A, Figl M, et al. Computer-aided navigation in dental implantology: 7 years of clinical experience. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004 Mar;62(3):329-34.
23. Brief J, Edinger D, Hassfeld S, Eggers G. Accuracy of image-guided implantology. *Clin Oral Implants Res.* 2005 Aug;16(4):495-501.
24. Hoffmann J, Westendorff C, Gomez-Roman G, Reinert S. Accuracy of navigation-guided socket drilling before implant installation compared to the conventional free-hand method in a synthetic edentulous lower jaw model. *Clin Oral Implants Res.* 2005 Oct;16(5):609-14.
25. Miller RJ, Bier J. Surgical navigation in oral implantology. *Implant Dent.* 2006 Mar;15(1):41-7.

26. Widmann G, Bale RJ. Accuracy in computer-aided implant surgery –a review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Mar-Apr;21(2):305-13.
27. Jung RE, Schneider D, Ganeles J, Wismeijer D, Zwahlen M, Hammerle CH, et al. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24 Suppl:92-109.

ARTIGO – ANÁLISE DA PRECISÃO DE UM SISTEMA DE NAVEGAÇÃO ÓPTICA PARA CIRURGIA ASSISTIDA EM IMPLANTODONTIA: RESULTADOS PRELIMINARES

Introdução

Um dos grandes avanços tecnológicos somado a implantologia nos últimos tempos é o planejamento virtual, possibilitando a cirurgia guiada e também a cirurgia navegada por computador^{1,2}. A primeira consiste no planejamento baseado em imagens tomográficas, por meio de um programa de computação com implantes virtuais utilizados pelo profissional para planejar e colocar os implantes reais. Um guia cirúrgico é confeccionado a partir desses estudos e a cirurgia pode ser realizada com ou sem abertura de retalho^{3,4}. A segunda é um procedimento também planejado virtualmente, mas que dispensa a necessidade de guia cirúrgico, pois essa técnica permite a visualização em tempo real na tela do computador os instrumentos cirúrgicos no ato operatório em relação às imagens tomográficas; portanto, o cirurgião consegue observar a profundidade e a inclinação da broca, além da proximidade com estruturas como dentes adjacentes, nervos e seio maxilar, assim como outras estruturas anatômicas importantes^{5,6}.

Na cirurgia guiada pelo computador, existem variáveis que podem levar ao erro no posicionamento do implante⁷. Para se chegar ao resultado final, é necessário passar por várias fases de preparação, como tomografia com um guia em acrílico posicionado na arcada, e outra tomografia deve ser realizada, desta vez somente com um guia em acrílico e bário⁸. Em um segundo tempo, é feito o planejamento virtual onde os implantes são inseridos virtualmente na imagem da tomografia por meio de um programa de computador. Concretizado esse passo, os dados são enviados para uma empresa que fará a prototipagem, materializando em um guia acrílico todo o planejamento virtual⁹.

Já no paciente, esse guia tem que ser posicionado e parafusado no osso para os implantes poderem ser inseridos através de tubos metálicos ou plásticos incorporadas no guia cirúrgico¹⁰.

Na cirurgia assistida pelo computador, a tomografia do paciente é utilizada como mapa virtual sobre o qual o posicionamento, a angulação e a profundidade das brocas cirúrgicas são exibidas continuamente, possibilitando ao cirurgião a avaliação em tempo real do procedimento¹¹. Dependendo do protocolo a ser utilizado, pode ser indicada a utilização de um guia tomográfico que irá facilitar a calibração do exame tomográfico para a navegação cirúrgica. No entanto, tal dispositivo não é essencial e pode ser substituído pela utilização de pontos anatômicos que também permitem a calibração. Em um programa de computador se faz o planejamento virtual, servindo de referência ao procedimento cirúrgico e será o parâmetro durante toda a navegação¹².

Diferentemente da cirurgia guiada, no processo de navegação cirúrgica, não se faz uso de guias cirúrgicos que limitam fisicamente o curso, a direção e a profundidade das fresas; toda a orientação da navegação é feita em tempo real por meio de um monitor acoplado ao navegador que oferece informações sobre a angulação, a direção e a profundidade, tomando-se como referência o planejamento cirúrgico realizado virtualmente sobre o *software*¹³. Além da visualização do ponto de entrada, profundidade e angulação do implante no osso, o sistema permite a constante monitoração de estruturas adjacentes, tais como: raízes próximas, canal mandibular e seio maxilar⁵.

O risco de erro no sistema de navegação cirúrgica está relacionado principalmente ao processo de calibração da imagem tomográfica com o paciente no ato cirúrgico, pois a falta de precisão é fator decisivo para o insucesso dessa técnica¹⁴.

As distâncias entre os pontos estão descritos na literatura como “erro” e são divididos em três tipos basicamente: 1) erro de localização fiducial (ELF), que é o erro na localização dos pontos fiduciais; 2) erro de registro fiducial (ERF) ou registro erro de calibragem (REC), que é a raiz quadrada média da distância entre os pontos fiduciais depois do registro; 3) erro de registro de alvo (ERA) ou registro de erro de entrada (REE), que é a distância entre pontos correspondentes e que não sejam os pontos fiduciais depois do registro¹⁵.

As hipóteses testadas neste estudo estão diretamente relacionadas ao processo de calibração necessário e fundamental à navegação cirúrgica e como os

diferentes padrões de calibração podem interferir na precisão e confiabilidade da navegação. Portanto, a proposta deste estudo é avaliar e comparar as calibrações lineares, planares e volumétricas e suas influências na precisão dos procedimentos ou atos cirúrgicos.

Material e Métodos

Foram testadas diferentes formas de calibragem do navegador cirúrgico para chegar à conclusão de qual é a mais precisa. Para isso, utilizou-se um cubo de poliamida (material eleito pela semelhança entre sua densidade e a densidade óssea), uma tomografia do cubo (realizada em tomógrafo helicoidal multi-*slice*), um navegador cirúrgico passivo e um programa de computador responsável pela união dos dados do rastreamento tridimensional com a tomografia computadorizada.

Desenho do cubo

Por ser um estudo de precisão milimétrica, houve a necessidade de criar em um programa de computador (SolidWork 2006 v.sp0, Dassul tSystéms SolidWork Corp.) o projeto de um cubo com dimensões de 15 x 15 cm em cada face, num total de seis faces quadradas (F1, F2, F3, F4, F5 e F6), aproximando do tamanho de um crânio adulto normal.

Em três superfícies (Figura1) selecionadas (F1, F2 e F3), foram feitas 58 marcações de 1mm de largura por 1,5 mm de profundidade, distribuídas ao longo da superfície de forma homogênea com distância padrão entre os pontos, sendo 18 na F1, 22 na F2 (o ponto 16a foi usado somente na calibragem e não para a verificação de erro de entrada, portanto, somente 21 pontos foram utilizados nas medições) e 18 na F3.

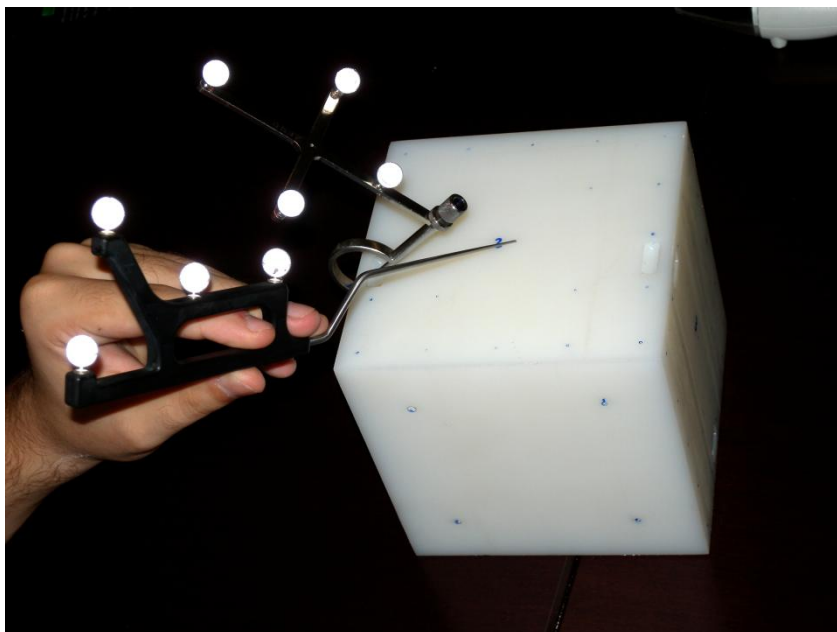


Figura 1 – Cubo com o marcador de referência fixado ao cubo e a sonda de medição

Nas outras três faces, foram feitas perfurações mais profundas para servir como referência, além de futuramente servir para avaliação de variação da angulação.

O cubo depois de projetado foi usinado de *nylon* tipo Technyl® (poliamida 6.6, Rhodia, São Paulo, Brasil). A escolha desse material foi devido à sua densidade radiográfica de 400 unidades Hounsfield (HU), semelhante a dos ossos da face (300 HU para osso medular até 800 HU para osso cortical), gerando uma leitura de ótima qualidade na tomografia, traduzindo-se em precisão para as medidas tomadas no estudo¹⁶.

Os orifícios das perfurações realizadas sobre as faces do cubo foram preenchidas com material hiperdenso radiograficamente (guta-percha) para possibilitar a melhor visualização na imagem tomográfica, aumentando a fidelidade na reprodução da localização desses pontos que foram utilizados como fiduciais (pontos de referência que podem ser localizados tanto na tomografia quanto no paciente, como, por exemplo, ponta de cúspides dos dentes) no estudo.

Tomografia

Foi feita uma tomografia computadorizada do cubo anteriormente descrito em um aparelho helicoidal multi-*slice* de alta resolução, da marca General Electronics (GE), modelo Lightspeed QX/I (General Electric, EUA 2001), localizado no setor de radiologia do Hospital Universitário de Brasília (HUB).

Os cortes axiais foram feitos com espessura de cortes máximos de 1,3mm e 0,8mm/s de intervalo de reconstrução (distância entre os cortes), 120kVp, 250mA, em uma matriz de 520 x 520 (padrão do HUB).

As imagens foram gravadas em CD-Rom no formato DICOM (*Digital Imaging Communications on Medicine*), para posteriormente serem inseridas no programa Eximius (Artis Tecnologia Ltda., Brasília-DF, Brasil) que gerencia as informações do navegador.

Navegador

O navegador utilizado neste estudo foi o Eximius fabricado pela Artis Tecnologia Ltda. (Brasília-DF). Esse aparelho possui um sistema de rastreamento óptico passivo, que dispensa o uso de fios entre o sensor e o instrumento.

Flashes de luz infravermelha são emitidos pelos iluminadores no sensor de posição e essa luz direcionada ao campo cirúrgico é refletida pelas esferas retro-refletivas. O sensor de posição lê e mensura a localização das esferas (posicionadas nos cabos dos instrumentos), calculando a posição e orientação espacial dos instrumentais, seguindo, assim, os movimentos da ponta do instrumento por meio de um cálculo de deslocamento (Figura 3).



Figura 3 – Ilustração em 3D do navegador Eximius

A diferenciação de cada instrumento, como sondas, micromotores retos e curvos com brocas, é realizada por um desenho geométrico único entre as esferas retro-refletivas de cada peça.

Além disso, este equipamento identifica o campo cirúrgico também pela presença das esferas retro-refletivas presas ao paciente por meio de aparelho que pode ser instalado tanto na maxila quanto na mandíbula.

O sistema passivo permite o uso de instrumentos sem a conexão de fios, facilitando o manuseio do equipamento durante as cirurgias. As esferas são descartáveis e de difícil limpeza no transoperatório.

O programa de computador

O programa desenvolvido para trabalhar com o navegador tem o mesmo nome do aparelho, Eximius v.2.708 (Artis Tecnologia Ltda., Brasília-DF). Instalado em um *notebook*, sua função está relacionada à manipulação das imagens DICOM (oriundas do exame tomográfico do paciente). Também é função do *software* o

processamento contínuo das informações de rastreamento dos instrumentos cirúrgicos e do paciente, além de ser o responsável pelo processo de calibração do exame tomográfico do paciente (Figura 4). Esse processo atribui ao exame uma correlação direta com um sistema de coordenadas tridimensional, relacionado ao rastreamento dos instrumentos permitindo, assim, a navegação cirúrgica. Funções adicionais ao *software* de navegação cirúrgica conferem a esse algumas aplicações específicas, tais como a possibilidade de planejamento virtual de implantes, oferecendo ao cirurgião a possibilidade de interagir em tempo real com um planejamento realizado previamente.

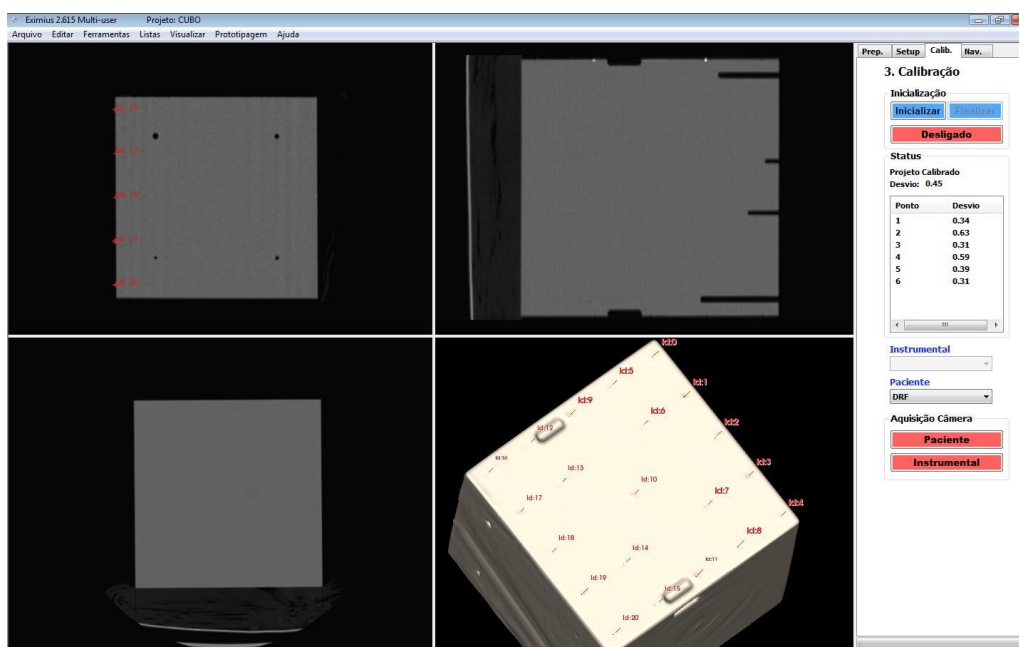


Figura 4 – A tela do navegador mostra o cubo com os pontos virtuais no momento da calibração

O processamento de todas as informações provenientes da tomografia, do navegador e do planejamento virtual resulta na navegação cirúrgica ou na cirurgia de implante assistida por computador. No programa Eximius pode-se visualizar em tempo real o movimento dos instrumentos (Figura 5).

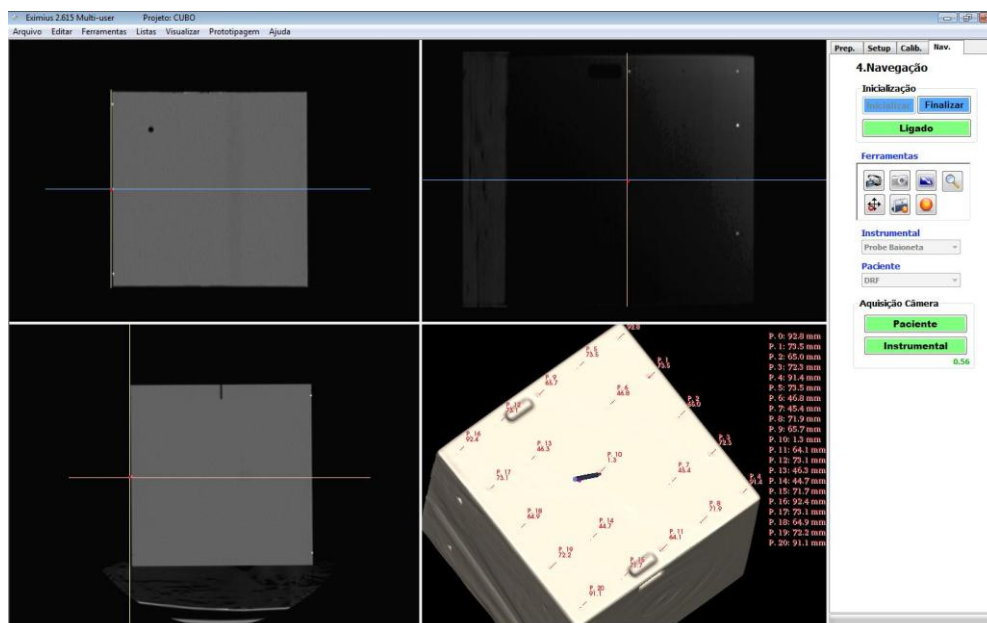


Figura 5 – A tela do navegador mostra a ponta ativa do instrumento virtual coincidindo com um ponto virtual no centro do cubo

Sequência de procedimentos

De posse dessas informações iniciais, será demonstrada a sequência utilizada neste trabalho:

- 1) Inicialmente, foi feita uma tomografia do cubo nos padrões previamente descritos e os dados foram armazenados em CD-Rom no formato DICOM;
- 2) Os dados foram inseridos no programa Eximius v.2.708;
- 3) Dois examinadores com experiência em cirurgia buco-maxilo-facial treinados e qualificados calibraram o navegador de diferentes formas, sendo que o examinador 1 calibrou e checkou as medidas de P1, L1 e V1, e o examinador 2 executou as mesmas medições em P2, L2 e V2 em dias distintos.

Como o objetivo do trabalho foi avaliar se diferentes formas de calibragem alteram a precisão do navegador, foram estabelecidas três condições experimentais: calibração planar, calibração linear, calibração volumétrica. Em cada uma delas foram feitas três calibrações diferentes com seis pontos: a primeira seguindo uma distribuição plana dos pontos (P); a segunda baseada em uma distribuição linear (L) e a terceira com uma distribuição volumétrica (V), sendo que os pontos escolhidos

para a distribuição plana foram os pontos (1, 3, 9, 11, 17, 19) localizados na face F2. A linear seguiu uma linha reta de pontos também na superfície F2 (0, 5, 9, 12, 16 e 16a) e a volumétrica contou com dois pontos em cada superfície num total de seis pontos (1,19, 20, 38, 43 e 44) e três superfícies em sequência (F1, F2 e F3).

Para maior precisão, foram feitas duas calibrações de cada forma (Planar - P1 e P2, Linear – L1 e L2, Volumétrica – V1 e V2) em momentos diferentes e por examinadores diferentes. Após cada calibragem, foram tomadas as medidas dos 57 pontos ao longo das três faces (F1, F2 e F3).

As marcações realizadas no cubo-teste foram preenchidas com guta-percha permitindo a localização exata delas na imagem tomográfica. Uma vez localizados esses pontos, utilizou-se uma função do *software* Eximius que mensura a distância em milímetros entre a ponta do instrumento de navegação e um ponto determinado no *software* (no caso, foram selecionados todos os pontos marcados com guta-percha). Após cada processo de calibração, o instrumento de navegação era posicionado fisicamente sobre um desses pontos fiduciais. A medida ideal da mensuração entre a ponta do instrumento e o ponto fiducial selecionado seria 0, medida essa que indicaria um erro nulo ou inexistente; em contrapartida, qualquer valor diferente de 0 indica a discrepância entre o posicionamento real do instrumento e sua localização virtual indicada pelo sistema.

Os dados das calibrações, assim como das medições, foram colocados em uma planilha e analisados estatisticamente por uma ANOVA *one-way* com pós-teste de Tukey, com nível de significância 0,05.

Resultados

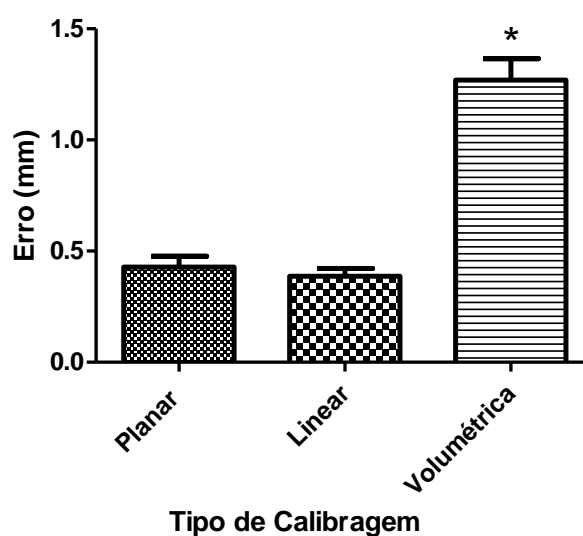
Os resultados apresentados são de suma importância para se entender e definir que nem todo o tipo de calibragem reflete a mesma precisão no trabalho com o navegador.

As diferentes maneiras de fazer a calibragem (P, L e V) mostraram nos testes estatísticos diferenças importantes nos resultados das medições dos pontos que refletem a precisão do sistema e influenciam na sua confiabilidade. A avaliação foi feita levando em conta o registro de erro de calibragem (REC), que é o erro aferido

durante a calibragem dos pontos e a avaliação do registro de erro de entrada (REE), que é a distância em milímetros aferida durante a mensuração da diferença entre a posição real do instrumento e a posição indicada pelo sistema de navegação cirúrgica nos pontos fiduciais.

O registro de erro de calibragem planar médio para P1 foi 0,45 mm e o de P2 foi 0,43 mm ($MD \pm 0,44$ mm e $DP \pm 0,15$ mm); já o REC linear médio de L1 foi de 0,42 mm e o de L2 de 0,39 mm ($MD \pm 0,40$ mm e $DP \pm 0,20$ mm) e o REC volumétrico médio para V1 foi de 1,40mm e para V2 de 1,22mm ($MD \pm 1,31$ mm e $DP \pm 0,38$ mm). Nesta análise, só houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,01$) entre a calibragem volumétrica e as demais (Gráfico 1).

Gráfico 1– Diferença estatisticamente significativa (teste ANOVA $p < 0,01$) entre a calibragem volumétrica e as demais no momento da calibração do aparelho



* $p < 0,01$ vs Planar e vs Linear

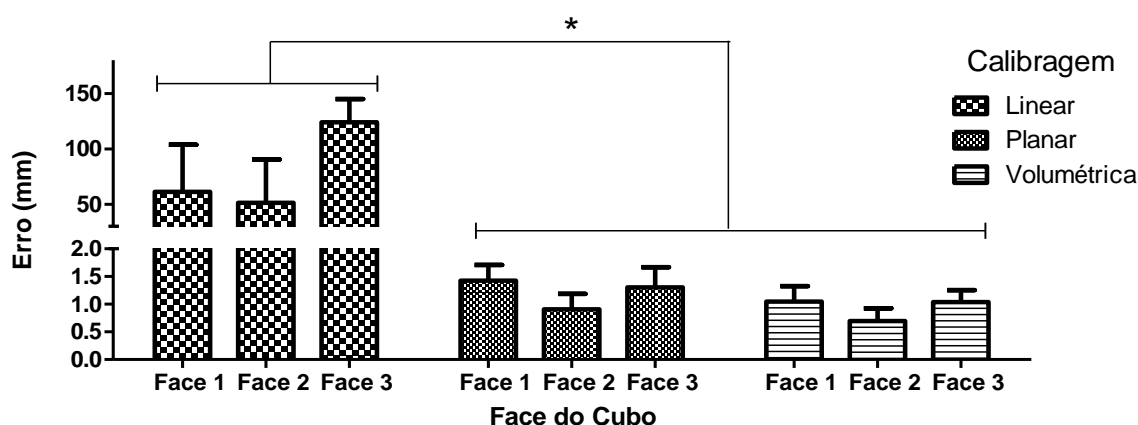
A calibragem linear apresentou a maior variação do erro de entrada – de 0,70 a 182,10mm ($MD \pm 77,34$ mm e $DP \pm 48,08$ mm) – no resultado da análise das três faces, sendo que a F2 onde foi feita a calibragem em linha foi a que menos distorção sofreu: 0,70 a 119,30mm. Na F1, a face mais próxima da linha de pontos, a variação foi de 9,90 a 131,20mm e o pior resultado foi a face mais distante da calibragem; a F3 variou entre 92,40 a 182,10mm, tornando esse tipo de calibragem não recomendável.

A calibragem planar obteve resultados satisfatórios com uma variação do REE entre 0,20 a 2,20mm ($MD\pm 1,20\text{mm}$ e $DP\pm 0,47\text{ mm}$) em uma análise das três faces como um todo. Quando avaliada uma face por vez, viu-se que a face de calibragem F2 apresentou os seguintes resultados: 0,20 a 1,80mm. A F1 mostrou resultados semelhantes, 0,40 a 2,10mm, e por fim a F3 variou entre 0,40 a 2,20mm, também não diferente muito das faces anteriores. Esses resultados se aproximam bastante de um erro de entrada possível de ser utilizado em implantodontia.

A calibragem volumétrica foi a que mostrou resultados mais precisos e homogêneos, o REE. Levando em conta as três faces, variou entre 0,20 a 1,70mm ($MD\pm 0,91\text{mm}$ e $DP\pm 0,35\text{ mm}$); quando avaliada face a face, os resultados também são bastante confiáveis em relação a um possível uso na implantodontia. A F2 apresentou um REE que variou entre 0,20 e 1,40mm; a F1 obteve resultados aproximados, variando entre 0,40 e 1,70mm; F3, por sua vez, não divergiu das faces anteriores, com uma variação entre 0,50 a 1,70mm.

Para os REE, não houve diferença estatisticamente significativa entre as faces dentro de um mesmo tipo de calibragem, porém, na comparação entre a calibragem volumétrica e as outras calibrações, houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,001$) (Gráfico 2).

Gráfico 2– Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,001$) entre o grupo linear e os demais em relação ao registro de erro de entrada.



Discussão

Os resultados obtidos pelos dois examinadores foram semelhantes e não apresentaram diferença estatisticamente significativa, permitindo que fosse feita uma média e um desvio-padrão entre P1 e P2, entre L1 e L2, e finalmente entre V1 e V2, tanto no registro de erro de calibragem como no registro de erro de entrada, facilitando a análise dos resultados. Esses dados vieram demonstrar a importância e a qualidade da análise que os dois examinadores obtiveram, fruto de um treinamento e conhecimento profundo do aparelho e de seu desempenho.

O navegador se mostrou bastante preciso e a proximidade dos pontos virtuais e dos pontos físicos ficou em níveis muito satisfatórios. Contudo, ficou claro que há diferença no comportamento do aparelho, dependendo da forma como é calibrado. Os resultados mostram que, apesar do erro de calibragem volumétrica ($MD_{\pm} 1,31\text{mm}$ e $DP_{\pm} 0,38\text{mm}$) ter sido significativamente maior do que os demais, este foi o mais acurado quando se mediu o registro de erro de entrada. Quando utilizada essa calibragem, o REE ficou entre 0,20 a 1,70mm ($MD_{\pm} 0,91\text{mm}$ e $DP_{\pm} 0,35\text{mm}$), qualificando esse navegador para uso clínico, respeitando essa margem de segurança.

Corroborando com os achados deste trabalho, Hoffmann¹⁴ publicou um trabalho com uma metodologia semelhante, utilizando também um navegador óptico passivo e placas de acrílico com marcações para fazer a calibragem e as medidas de precisão, num total de 240 medições, obtendo uma média no registro de erro de calibragem de 0,86 mm ($DP_{\pm} 0,25$ mm) e no registro de erro de entrada de 0,95mm ($DP_{\pm} 0,25\text{mm}$), semelhante ao resultado conseguido neste trabalho. O autor concluiu que as medidas encontradas eram precisas o suficiente para o trabalho clínico.

Numa revisão sistemática sobre a aplicação de tecnologia computadorizada em implantodontia, Jung et al.¹⁷ investigaram 2.827 artigos e selecionaram 13 clínicos e 19 artigos que tratavam de precisão dos equipamentos de navegação cirúrgica. A meta-análise de precisão mostrou um erro médio de entrada de 0,74mm (máximo de 4,5mm), aproximando-se bastante do resultado deste trabalho.

O registro de erro de calibragem indicado como uma referência no fim do processo de calibração refere-se apenas a uma tentativa de sobreposição virtual entre os pontos selecionados e os pontos capturados. O fato de este erro ser baixo

não indica que a calibragem esteja confiável, indica apenas que o *software* encontrou uma solução matemática precisa para combinar aqueles pontos distribuídos no espaço. Por isso, a distribuição volumétrica dos pontos se mostrou bastante importante.

Por outro lado, o erro de calibragem linear que se mostrou baixo, apresentou os piores resultados quando foi medido o erro de entrada nos pontos. A medida de REE linear, tanto L1 com L2, foi estatisticamente significativa quando comparada às demais, fazendo-se crer que esse tipo de calibragem não deve ser adotado em implantodontia.

Já o erro de calibragem planar se mostrou tão pequeno quanto o linear e os resultados das medições dos erros de entrada se assemelharam aos do REE volumétrico com um pouco menos de precisão, porém sem diferenças estatisticamente significantes.

De acordo com este estudo, a calibragem linear é contraindicada para a cirurgia navegada, por apresentar distorções tão significativas nos resultados. Se levada ao campo cirúrgico, coloca em risco a saúde do paciente.

Esses resultados indicam que a calibragem planar pode ser indicada para o uso em cirurgia navegada utilizando seis pontos distintos. A calibragem volumétrica foi a que apresentou os melhores resultados de precisão, apesar de não demonstrar diferença estatisticamente significativa em relação à calibragem planar. Dessa forma, tanto a calibragem volumétrica como a planar podem ser indicadas para a navegação cirúrgica em pacientes.

Luebberset al.¹⁸ compararam quatro diferentes métodos de registro para a navegação em cirurgia craniomaxilofacial e observaram diferença estatisticamente significativa entre esses diferentes métodos. O método de registro feito em um guia oclusal demonstrou boa precisão para navegação, quando utilizado no terço médio da face. Os autores também concluíram que a combinação do *splint* oclusal com dois mini-implantes colocados na região lateral da órbita melhoram sensivelmente a precisão da técnica de navegação no terço superior da face. Esses resultados concordam com os resultados obtidos nesta pesquisa, que demonstrou ser o registro volumétrico o mais preciso para a navegação cirúrgica.

Outro dado interessante foi que não houve diferença estatisticamente significativa entre as faces em cada tipo de calibragem, mas houve pequenas diferenças em relação à distância da face de calibragem, ou seja, quanto mais longe da face de calibragem, maior a distorção. Talvez por isso, a forma volumétrica se mostrou mais eficaz, pois esta foi calibrada nas três faces.

Considerando os bons resultados obtidos com a técnica de navegação utilizando o navegador Eximius; a praticidade e rapidez entre o intervalo de tempo decorrido da consulta inicial, planejamento e execução cirúrgica, não superior a 48 horas, e considerando a não necessidade de confecção de guias cirúrgicos ou protótipos de forma terceirizada, a técnica de navegação cirúrgica demonstra ser atrativa e promissora para uso na implantodontia.

Conclusão

Os resultados encontrados permitem as seguintes conclusões:

- 1) A forma de calibrar o navegador interfere na precisão da navegação propriamente dita.
- 2) A forma mais precisa foi a calibragem volumétrica seguida pela calibragem planar. Ambas tiveram resultados confiáveis e tornam possível o uso em pacientes.
- 3) A navegação cirúrgica com o navegador EXIMIUS se mostrou bastante confiável sugerindo sua aplicação clínica na implantodontia. Porém requer mais estudos para aprimorar sua precisão.

Referências

1. Verstreken K, Van Cleynenbreugel J, Martens K, Marchal G, van Steenberghe D, Suetens P. An image-guided planning system for endosseous oral implants. *IEEE Trans Med Imaging*. 1998 Oct;17(5):842-52.
2. Jabero M, Sarment DP. Advanced surgical guidance technology: a review. *Implant Dent*. 2006 Jun;15(2):135-42.
3. Nikzad S, Azari A. A novel stereolithographic surgical guide template for planning treatment involving a mandibular dental implant. *J Oral Maxillofac Surg*. 2008 Jul;66(7):1446-54.

4. van Steenberghe D, Glauser R, Blomback U, Andersson M, Schutyser F, Pettersson A, et al. A computed tomographic scan-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7 Suppl 1:S111-20.
5. Ewers R, Schicho K, Truppe M, Seemann R, Reichwein A, Figl M, et al. Computer-aided navigation in dental implantology: 7 years of clinical experience. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004 Mar;62(3):329-34.
6. Casap N, Wexler A, Persky N, Schneider A, Lustmann J. Navigation surgery for dental implants: assessment of accuracy of the image guided implantology system. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004 Sep;62(9 Suppl 2):116-9.
7. Ruppin J, Popovic A, Strauss M, Spuntrup E, Steiner A, Stoll C. Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems in dental implantology: optical tracking vs. stereolithographic splint systems. *Clin Oral Implants Res.* 2008 Jul;19(7):709-16.
8. Bedrossian E. Laboratory and prosthetic considerations in computer-guided surgery and immediate loading. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007 Jul;65(7 Suppl 1):47-52.
9. Choi JY, Choi JH, Kim NK, Kim Y, Lee JK, Kim MK, et al. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2002 Feb;31(1):23-32.
10. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. Surgical planning and prosthesis construction using computed tomography, CAD/CAM technology, and the Internet for immediate loading of dental implants. *J Esthet Restor Dent.* 2006;18(6):312-23; discussion 24-5.
11. Siessegger M, Schneider BT, Mischkowski RA, Lazar F, Krug B, Klesper B, et al. Use of an image-guided navigation system in dental implant surgery in anatomically complex operation sites. *J Craniomaxillofac Surg.* 2001 Oct;29(5):276-81.
12. Watzinger F, Birkfellner W, Wanschitz F, Millesi W, Schopper C, Sinko K, et al. Positioning of dental implants using computer-aided navigation and an optical tracking system: case report and presentation of a new method. *J Craniomaxillofac Surg.* 1999 Apr;27(2):77-81.
13. Chiu WK, Luk WK, Cheung LK. Three-dimensional accuracy of implant placement in a computer-assisted navigation system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 May-Jun;21(3):465-70.
14. Hoffmann J, Westendorff C, Schneider M, Reinert S. Accuracy assessment of image-guided implant surgery: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005 May-Jun;20(3):382-6.

15. Fitzpatrick JM, West JB. The distribution of target registration error in rigid-body point-based registration. *IEEE Trans Med Imaging*. 2001 Sep;20(9):917-27.
16. Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM. Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. *Int J Oral MaxillofacImplants*. 2006 Mar-Apr;21(2):290-7.
17. Jung RE, Schneider D, Ganeles J, Wismeijer D, Zwahlen M, Hammerle CH, et al. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24 Suppl:92-109.
18. Luebbers HT, Messmer P, Obwegeser JA, Zwahlen RA, Kikinis R, Graetz KW, et al. Comparison of different registration methods for surgical navigation in cranio-maxillofacial surgery. *J Craniomaxillofac Surg*. 2008 Mar;36(2):109-16.

ANEXO A – DADOS COLHIDOS DO REGISTRO DE ERRO DE CALIBRAGEM

	Referente	Calibragem P1	Calibragem P2	Referente	Calibragem L1	Calibragem L2	Referente	Calibragem V1	Calibragem V2
1	17,00	0,51	0,43	16,00	0,54	0,53	38,00	1,92	1,40
2	19,00	0,75	0,42	12,00	0,57	0,52	20,00	0,57	1,08
3	9,00	0,40	0,56	9,00	0,46	0,28	19,00	0,95	0,85
4	11,00	0,62	0,62	5,00	0,21	0,18	1,00	1,65	1,01
5	1,00	0,20	0,24	0,00	0,35	0,44	43,00	1,25	1,45
6	3,00	0,27	0,10	16a	0,26	0,26	44,00	1,60	1,43
Média		0,45	0,43		0,42	0,39		1,40	1,22

ANEXO B – DADOS COLHIDOS DO REGISTRO DE ERRO DE ENTRADA

Face	Ponto	Erro Plano 1	Erro Plano 2	Erro Linear 1	Erro Linear 2	Erro Volumétrico 1	Erro Volumétrico 2
2	0	0,90	0,80	1,10	1,10	0,60	0,40
2	1	0,60	0,80	21,10	29,20	1,00	0,60
2	2	1,00	0,80	42,00	58,70	0,60	0,80
2	3	0,80	0,70	64,00	88,60	0,40	0,80
2	4	1,20	0,40	85,00	118,50	1,00	0,70
2	5	0,90	0,60	1,40	1,20	0,70	0,90
2	6	0,90	0,20	20,60	29,30	0,90	0,70
2	7	0,70	0,20	63,60	89,10	0,40	0,70
2	8	1,60	0,50	85,70	117,10	0,60	1,20
2	9	1,40	0,60	1,00	1,20	0,70	0,30
2	10	1,20	0,40	42,30	58,90	1,20	0,90
2	11	0,70	0,60	85,90	119,20	0,20	1,40
2	12	1,10	1,80	0,70	1,00	1,10	0,80
2	13	1,20	1,10	20,80	29,00	1,00	1,00
2	14	1,30	1,50	64,20	88,80	0,60	0,80
2	15	1,40	1,40	85,80	118,70	1,00	1,00
2	16	1,00	0,90	0,90	0,90	0,80	0,40
2	17	1,10	1,00	21,10	29,30	0,60	0,40
2	18	1,10	1,10	42,80	59,30	0,50	0,20
2	19	0,40	1,00	65,00	89,60	0,20	0,30
2	20	0,50	0,80	86,40	119,30	0,40	0,40
1	21	1,50	1,40	10,30	13,80	0,90	1,10
1	22	1,00	1,40	10,00	13,70	0,60	0,40
1	23	1,40	0,70	10,20	13,10	0,50	0,60
1	24	1,40	2,10	9,90	13,10	1,20	0,70
1	25	1,20	0,50	9,40	13,30	1,10	0,80
1	26	1,70	1,10	30,30	40,70	1,00	0,60
1	27	1,30	0,40	30,20	40,70	0,80	1,00
1	28	1,30	1,60	25,40	40,30	0,60	1,20
1	29	1,80	1,80	28,70	39,70	0,90	1,70

1	30	1,60	1,80	72,80	99,90	1,50	1,40
1	31	1,70	0,90	73,40	100,80	1,20	1,50
1	32	1,90	1,60	72,40	99,70	1,10	0,70
1	33	2,10	1,00	72,8	99,40	1,20	1,10
1	34	1,40	1,40	94,60	131,20	1,20	1,20
1	35	1,40	1,70	94,60	130,40	1,60	1,50
1	36	1,40	1,80	94,70	129,80	1,10	1,20
1	37	1,40	1,60	93,10	129,90	1,30	0,80
1	38	1,40	1,60	94,60	129,80	1,20	1,20
3	39	0,50	1,10	132,00	181,90	1,10	1,10
3	40	0,70	1,70	131,90	182,10	1,50	1,70
3	41	0,90	1,70	131,60	181,90	1,20	1,60
3	42	1,50	1,70	131,20	181,70	0,90	1,00
3	43	1,20	1,80	130,80	181,10	1,00	0,80
3	44	0,70	1,20	117,40	101,90	0,90	1,50
3	45	1,40	1,40	116,70	101,50	1,20	0,70
3	46	1,10	0,40	117,10	101,00	0,50	1,00
3	47	1,90	0,70	116,30	100,90	0,60	0,80
3	48	1,00	0,40	97,00	131,90	0,60	1,00
3	49	1,10	1,00	96,50	133,90	1,00	1,00
3	50	2,00	1,10	96,30	133,00	0,60	1,20
3	51	2,20	1,10	96,10	133,00	0,80	1,50
3	52	1,40	0,90	93,10	128,80	0,90	1,30
3	53	1,30	1,00	92,70	128,40	1,00	1,20
3	54	1,80	1,40	92,10	128,00	0,80	1,20
3	55	2,00	1,80	92,60	128,40	0,90	1,20
3	56	2,10	1,70	92,40	128,00	0,70	1,30