

# Alinhamento semiautomático de guia cirúrgica em tomografia de mandíbula para auxiliar em planejamento e cirurgia guiada de implante dentário

Leonardo M. Borges<sup>1</sup>, Denise Guliato<sup>2</sup>, Asbel R. Machado<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Neppo Tecnologia da Informação Ltda. – Kea Tech  
38.400-708 – Uberlândia – MG – Brasil

<sup>2</sup>Faculdade de Computação (FACOM) –  
Universidade Federal de Uberlândia - UFU  
38.400-902 – Uberlândia – MG – Brasil  
Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia –  
Medicina Assistida por Computação Científica - INCT-MACC  
{leonardo,machado}@neppo.com.br, guliato@ufu.br

**Abstract.** *The Cone Beam Computed Tomography procedure may be impaired by factors like magnetic field, metal artifacts in the images, slice thickness or the placement of the patient's head during the test, which can highly compromise the planning phase of the dental implantation. In order to minimize the error factors one could incorporate into the application a method for aligning the tomographic guide. In this work we propose the development of a method for geometric alignment, known as reclineWithThreePoints-rWTP, for repositioning the tomographic guide onto the horizontal position. The method has shown very effective in properly aligning the tomographic guide on the three coordinate points, ensuring high reliability in planning dental implant.*

**Resumo.** *Em exames de tomografia computadorizada de feixe cônico, fatores como o campo magnético, artefatos presentes nas imagens, espessura dos cortes ou posicionamento da cabeça do paciente durante o exame podem comprometer a etapa de planejamento do implante dentário. Uma forma de minimizar estes fatores de erro é incorporar ao aplicativo um método de alinhamento da guia tomográfica. Neste trabalho propomos o desenvolvimento de um método de alinhamento geométrico, denominado reclineWithThreePoints-rWTP, para o reposicionamento da guia tomográfica à posição horizontal. Este algoritmo mostrou-se eficaz para alinhar corretamente a guia tomográfica por três pontos, garantindo alta confiabilidade no planejamento de implante dentário.*

## 1. Introdução

O uso da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), para auxiliar no cálculo da posição tridimensional dos implantes dentários durante a etapa de planejamento de cirurgias virtuais guiadas, é fundamental para o sucesso do procedimento, pois garante a transferência precisa das informações para o ato cirúrgico [Hatcher et al. 2003,

Verstreken et al. 1998, Shepherd 2000, Albrektsson et al. 1981, Bränemark 1986, Stratemann et al. 2008].

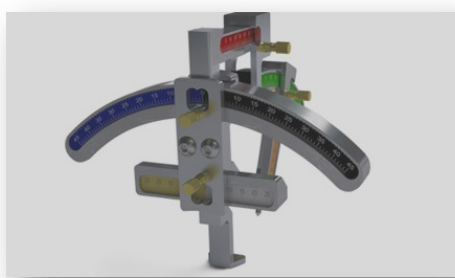
Atualmente existem duas tecnologias disponíveis no mercado para apoio ao planejamento e construção de guias cirúrgicas na implantodontia: prototipagem e fresadoras. Nos sistemas por prototipagem, usada nos sistemas comerciais *NeoGuide* (Neodent - Brasil), *DentalSlice* (Bioparts - Brasil), *SliceGuide* (Conexão - Brasil), *NobelGuide* (Nobel Biocare - Suécia), *Simplant* (Materialise - Bélgica), *Implant3D* (MediaLab Software - Itália), as imagens de TCFC são obtidas com a presença de uma guia tomográfica instalada sobre a arcada dentária do paciente. Tais imagens são exportadas para o *Computer Aided Design* (CAD), no qual é feito o planejamento e depois, enviado eletronicamente para o *Computer Aided Manufacturing* (CAM) para impressão da guia cirúrgica. Este é submetido a um acabamento manual pós-impressão para a realização da cirurgia. O alto custo operacional e a existência de poucos centros especializados limitam a aplicação deste sistema. Entretanto, a maior desvantagem dessa abordagem é a ausência de correlação entre a guia cirúrgica e as estruturas anatômicas de revestimento da boca [Meurer and Batchelor. 2008, Freitas et al. 2005, NNT 2006], devido, provavelmente ao processo de acabamento manual e ao fato da guia cirúrgica ser impressa e não confeccionado diretamente sobre a arcada dentária.

Para superar os problemas causados pela prototipagem e garantir uma maior precisão na cirurgia guiada, uma alternativa são os dispositivos mecânicos associados a um sistema por fresadora que usa uma única guia desde o planejamento até o ato cirúrgico. Essa abordagem de confecção de guias é usada nos seguintes sistemas comerciais: *KEA Tech* (Kea Tech - Brasil), *Med 3D* (Med3d GmbH - Alemanha), *SiCat* (Sirona - Alemanha), *GonyX* (Straumann - Suíça), *RaySet* (Biaggini - Itália) e *EasyGuide* (Keystone Dental - Estados Unidos). A guia tomográfica transforma-se em guia cirúrgica após a fixação de um tubo guia para o implante. No sistema de fresadora as imagens de TCFC também são obtidas com a presença da guia sobre a arcada dentária, porém existem marcadores radiopacos acoplados à guia, os quais servirão de pontos de referência nas imagens de TCFC [Mischkowski et al. 2006, Mischkowski et al. 2012]. Tais imagens são exportadas para um *software*, no qual é feito o planejamento de forma virtual. Com exceção do sistema *KEA Tech*, nos demais sistemas o *software* não requer alinhamento da guia tomográfica, pois o relatório gerado pelo mesmo contém as coordenadas para nortear o alinhamento e a fixação do tubo guia pela fresadora, na guia tomográfica.

O sistema *KEA Tech* (KEA), desenvolvido pela empresa KEA Tech Sistemas Inovativos [Machado et al. 2012] e comercializado pela empresa Neppo Tecnologia da Informação [Neppo TI 2012], a fresa industrial é substituída por um dispositivo posicionador de tubo guia de fácil manuseio e baixo custo operacional. Uma ilustração desse dispositivo é apresentada na Figura 1.

No entanto o *software* de planejamento disponível no KEA requer que a guia tomográfica esteja alinhada com relação ao eixo horizontal. Fatores como o campo magnético do TCFC, artefatos presentes nas imagens, espessura dos cortes ou posicionamento da cabeça do paciente durante o exame podem comprometer a etapa de planejamento do implante dentário. Uma forma de minimizar estes fatores de erro durante o planejamento cirúrgico é incorporar ao KEA um método de alinhamento da guia tomográfica. Vários métodos para o alinhamento de estruturas em imagens médicas

têm sido apresentados na literatura e são normalmente classificados em métodos geométricos ou métodos baseados no ajuste de intensidade. Os métodos geométricos de alinhamento de imagens, baseiam-se na extração de primitivas geométricas em cada corte [Hill et al. 2001], tais como pontos salientes, contornos ou marcadores externos da estrutura anatômica envolvida. O sucesso do alinhamento depende fortemente da correta identificação de tais pontos. Os métodos baseados no ajuste de intensidade utilizam os níveis de intensidade dos pixels dos cortes como critério para determinar a similaridade entre elementos anatômicos, sem considerar a existência de qualquer informação geométrica ou mesmo a posição espacial dos pontos em estudo [Maintz and Viergever. 1998]. Neste método procura-se obter uma transformação pela comparação local das intensidades em dois cortes adjacentes [Xie and Farin. 2004].



**Figura 1. Dispositivo posicionador de tubo guia.**

Neste trabalho propomos o desenvolvimento de um método de alinhamento geométrico para o reposicionamento da guia tomográfica à posição horizontal.

O método de alinhamento proposto baseia-se na identificação de três marcadores radiopacos presentes na guia tomográfica. Para encontrar uma transformação espacial para o alinhamento da guia tomográfica, o implantodontista determina a localização dos três marcadores radiopacos. Ao final do alinhamento esses marcadores estarão posicionados em um mesmo *slice*, garantindo o reposicionamento da guia tomográfica para a sua posição de referência (ângulo de zero grau com relação ao eixo horizontal). O método proposto é robusto à presença de ruído, ao baixo contraste das imagens e à perda de propriedades geométricas nos diferentes *slices*.

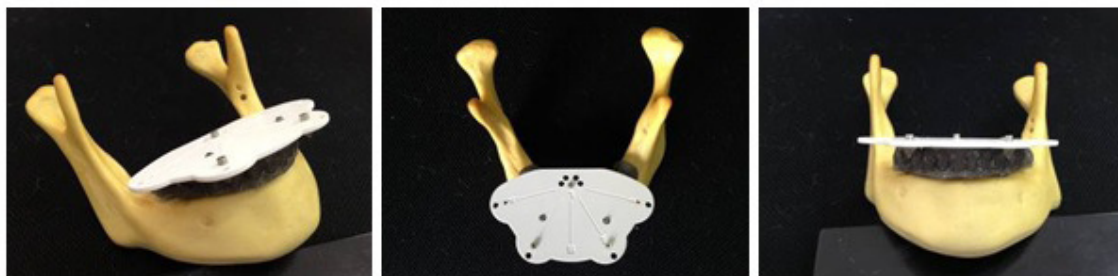
O restante do artigo está organizado da seguinte forma. Na seção 2 estão descritos os materiais necessários para a condução dos experimentos. Enquanto o método é descrito na seção 3. A seção 4 apresenta a avaliação e discussão dos resultados. Finalmente, a seção 5 apresenta as conclusões e trabalhos futuros.

## **2. Materiais**

### **2.1. Base de dados**

Para avaliar o método de alinhamento sendo proposto, construímos, em poliuretano rígido, uma réplica de mandíbula humana sem dentes (Nacional Ossos, Jau / São Paulo), onde foram instalados dois implantes reais, do tipo *cone morse* cortical (Neodent, Curitiba / PR) de 11mm de comprimento e 4mm de diâmetro, um na região 34 (lado esquerdo) e outro na região 44 (lado direito). Sobre os implantes foram instalados minis pilares cônicos de 1.5mm por 4.5mm. Uma prótese total inferior confeccionada em

material radiopaco foi unida a estes implantes por meio de cilindros provisórios de titânio, parafusados aos minis pilares cônicos. Sobre a oclusal da prótese, por meio de colagem, foi unido um suporte tomográfico com três marcadores radiopacos cuja inclinação com o eixo horizontal é igual à zero. A figura 2 ilustra a réplica da mandíbula com os implantes, guia tomográfica, suporte e marcadores radiopacos.



**Figura 2. Réplica da mandíbula, implantes, suporte tomográfico com marcadores radiopacos e guia.**

Para simular as possíveis movimentações de cabeça do paciente durante o exame, criamos uma base de dados com quatro diferentes inclinações da mandíbula (esquerda, direita, em flexão e em reflexão), cada uma com três diferentes graus ( $5^\circ$ ,  $10^\circ$  e  $15^\circ$ ). Estes casos são identificados, neste trabalho, pelo tipo de inclinação e seu respectivo grau: E $5^\circ$ , E $10^\circ$ , E $15^\circ$ , D $5^\circ$ , D $10^\circ$ , D $15^\circ$ , F $5^\circ$ , F $10^\circ$ , F $15^\circ$ , EX $5^\circ$ , EX $10^\circ$ , EX $15^\circ$ . Acrescentamos à base de dados um exame controle (C), em que a guia tomográfica está corretamente posicionada com inclinação zero, portanto totalizando 13 exames. Os exames foram adquiridos usando o tomógrafo *NewTow 3G* [NNT 2006], com *slices* de espessura de 2mm. A escolha dessa espessura fundamenta-se em estudos que comprovam que os erros de medições em imagens tomográficas com inclinações da cabeça apresentam erros inferiores a 5% quando a espessura do *slice* é inferior a 3mm [Togashi and Kumiko 2002].

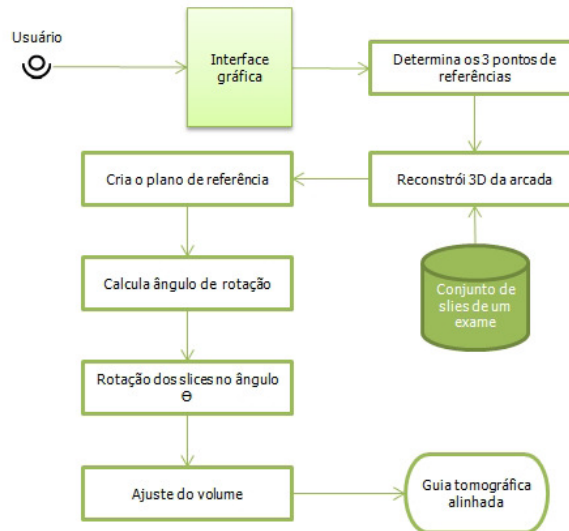
## **2.2. KEA Tech**

O sistema de planejamento virtual do sistema KEA é composto por 2 aplicativos: o *Moonstone* e o *Plug-in KEA*. O *Moonstone* é um aplicativo para processamento, análise e visualização de imagens tomográficas no formato DICOM, multi plataforma (*Unix-like*, *Mac OSX*, *Windows*), escrito na linguagem de programação *Python* e com uso de bibliotecas de base DICOM (GDCM) para o processamento de imagem [João R. F. S. Sousa et al. 2005]. É distribuído em uma licença livre, *Library General Public License* (LGPL), e permite a adição de módulos de extensão (*plug-in*). O *Moonstone* encontra-se disponível para a comunidade no *Google Code* [Neppo TI 2010]. O *Plug-in KEA* contém todas as funcionalidades necessárias para atender o processo de cirurgia virtual guiada do sistema KEA. Este é um aplicativo proprietário e disponível para os profissionais credenciados no sistema KEA.

## **3. O Método de Alinhamento Proposto: rWTP**

O método de alinhamento geométrico proposto neste trabalho, denominado *reclineWithThreePoints-rWTP*, requer que o implantodontista marque três pontos de referência de forma interativa. Uma vez determinados esses pontos, o alinhamento da

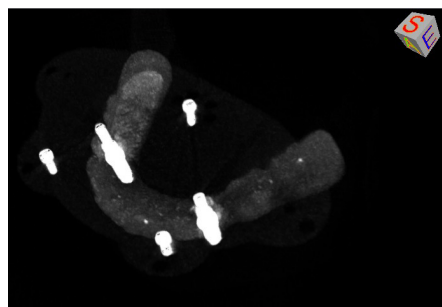
guia tomográfica é realizado de tal forma que esta fique alinhada com relação ao eixo horizontal. Um esquema do fluxo de dados para o método é ilustrado na Figura 3.



**Figura 3. Fluxo de dados para o método rWTP.**

### 3.1. Reconstrução 3D da arcada

Para facilitar a identificação dos marcadores radiopacos o algoritmo utiliza a técnica de reconstrução por projeção de intensidade máxima (MIP). Esta técnica destaca os objetos mais brilhantes da imagem, devido ao alto contraste destes marcadores e ao fato do MIP projetar a maior intensidade capturada pelos raios perpendiculares ao plano de projeção da imagem. Na Figura 4 uma ilustração da reconstrução 3D da arcada com os marcadores radiopacos.



**Figura 4. Reconstrução 3D da arcada com os marcadores radiopacos.**

### 3.2. Rotação dos slices no ângulo $\Theta$

Dados os três pontos (P1, P2, P3) define-se a equação paramétrica do plano, cria-se o plano conforme ilustrado na Figura 5, e por fim obtêm-se o ângulo. A matriz de rotação ( $\Theta$ ) é construída por vetores (a, b) e rotacionada em torno de um eixo horizontal.

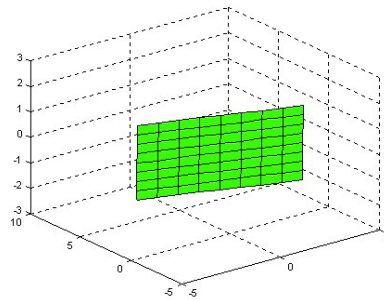


Figura 5. Novo plano baseado nos pontos P1, P2 e P3.

### 3.3. Visualização da guia tomográfica alinhada

Ao final do processo temos as imagens giradas em relação ao eixo horizontal (Figura 6), possibilitando uma navegação do implantodontista com os marcadores posicionados em um mesmo *slice*.

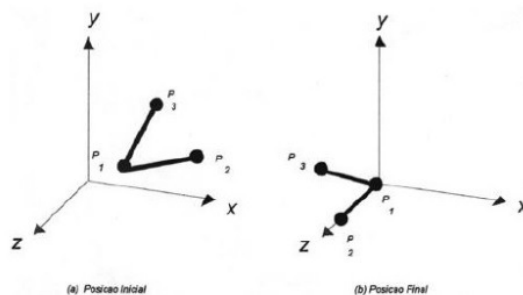


Figura 6. Rotação em torno do eixo horizontal.

## 4. Experimentos e Discussão de Resultados

### 4.1. Metodologia para os experimentos

O método de alinhamento rWTP foi avaliado segundo dois critérios: i) Análise do ângulo de alinhamento da guia tomográfica após o alinhamento; ii) Análise do relatório do planejamento virtual no KEA, considerando o alinhamento previamente realizado. Em ambos os casos usaremos o exame controle como padrão ouro.

Cada exame, exceto o controle, foi analisado por três especialistas da área de implantodontia. Para reduzir o erro de alinhamento inter-especialistas, ficou padronizado que cada ponto de referência seria marcado no primeiro *slice* após o início da visualização do marcador radiopaco. Para facilitar o processo de avaliação, o método de alinhamento proposto foi incorporado ao KEA e os arquivos DICOM dos treze exames, descritos na seção 2.1, foram exportados para o KEA.

Para cada implante virtual instalado, o KEA gera um relatório com a localização do implante em termos das coordenadas e de suas medidas lineares e angulares, a saber: linear vestíbulo lingual (LVL), angular vestíbulo lingual (AVL), linear méso distal (LMD) e angular méso distal (AMD). Usando o aplicativo estatístico *Action 2.4*, a análise dos resultados foi realizada por meio da análise de variância (Teste de *Tukey*) e

teste de comparações múltiplas (Teste de *Dunnett*), com nível de significância de 5% [ANOVA 1986, *Dunnett* 1955, Marsaglia et al. 2004, Action 2012].

## 4.2. Análise dos resultados

### *i) Análise do ângulo de alinhamento da guia tomográfica*

Cada um dos três especialistas avaliou 12 exames alinhando a guia tomográfica em relação ao eixo horizontal. Na análise do ângulo de alinhamento da guia tomográfica aplicou-se um teste de hipótese (Teste de *Dunnett*) com intervalo de confiança de 5%. A análise dos resultados mostra que o erro no alinhamento obtido pelo método rWTP não foi estatisticamente significativo (Tabela 1).

**Tabela 1. Diferença do alinhamento por ângulos entre avaliadores e controle.**

Avaliador	Média <sup>#</sup>	LI	LS	P-Valor <sup>*</sup>
C-1	0.441666667	-0.967452507	1.85078584	0.636433152
C-2	0.109166667	-1.299952507	1.51828584	0.981491106
C-3	0.086666667	-1.322452507	1.49578584	0.990260749

\*Teste de *Dunnett* # Diferença das médias entre avaliadores e controle

### *ii) Análise do relatório do planejamento virtual no KEA*

Inicialmente o planejamento foi executado usando o exame de controle. Os implantes foram instalados nas regiões 34 e 44 da arcada dentária, respeitando os limites protéticos (quantidade óssea, espaço inter-oclusal para acomodar a prótese, estrutura anatômica). As medidas geradas pelo KEA por cada avaliador nos quatro movimentos (LVL, AVL, LMD e AMD) foram comparadas aquelas geradas pelo controle. Os resultados foram sumarizados na Tabela 2.

**Tabela 2. Resultado sumarizado por região, movimento e avaliadores.**

Região	Movimento	Avaliador	Média <sup>#</sup>	LI	LS	P-Valor <sup>*</sup>
34	LVL	Avaliador 1	0.1142	-0.2545	0.4828	0.6422
		Avaliador 2	-0.0258	-0.3945	0.3428	0.9859
		Avaliador 3	-0.0433	-0.4120	0.3253	0.9450
34	LMD	Avaliador 1	-0.0742	-0.4367	0.2884	0.8169
		Avaliador 2	0.0650	-0.2976	0.4276	0.8521
		Avaliador 3	0.0192	-0.3434	0.3817	0.9937
34	AVL	Avaliador 1	0.2567	-0.9660	1.4793	0.8082
		Avaliador 2	-0.0283	-1.2510	1.1943	0.9994
		Avaliador 3	-0.3100	-1.5326	0.9126	0.7349
34	AMD	Avaliador 1	-0.0267	-2.0011	1.9478	0.9999
		Avaliador 2	-0.2867	-2.2611	1.6878	0.9096
		Avaliador 3	-0.2892	-2.2636	1.6853	0.9078
44	LVL	Avaliador 1	0.2575	-0.0071	0.5222	0.0569
		Avaliador 2	0.1075	-0.1572	0.3722	0.4961
		Avaliador 3	0.2367	-0.0280	0.5013	0.0814
44	LMD	Avaliador 1	0.0225	-0.3116	0.3566	0.9875
		Avaliador 2	-0.0617	-0.3958	0.2724	0.8500
		Avaliador 3	-0.0600	-0.3941	0.2741	0.8580
44	AVL	Avaliador 1	0.4417	-0.9682	1.8516	0.6363
		Avaliador 2	0.0867	-1.3232	1.4966	0.9903
		Avaliador 3	0.1092	-1.3007	1.5191	0.9815
44	AMD	Avaliador 1	0.1783	-1.3557	1.7124	0.9465
		Avaliador 2	0.2600	-1.2741	1.7941	0.8736
		Avaliador 3	0.2192	-1.3149	1.7532	0.9128

\*Teste de *Dunnett* # Diferença das médias entre avaliadores e controle

Na região 34, verificou-se semelhança entre a medida LVL do controle (20,60mm) e a média das demais medidas (20,62mm; IC 95%: 20,27 - 20,99); entre a medida LMD do controle (3,57mm) e a média das demais medidas (3,57mm; IC95%: 3,14 - 3,84); entre a medida AVL do controle (6,13°) e a média das demais medidas (6,10°; IC95%: 4,91 - 7,37) e entre a medida AMD do controle (2,13°) e a média das demais medidas (1,93°; IC95%: 0,60 - 4,50). Na região 44, também verificou-se semelhança entre a medida LVL do controle (23,63mm) e a média das demais medidas (23,83mm; IC 95%: 23,59 - 24,07); entre a medida LMD do controle (5,94mm) e a média das demais medidas (5,91mm; IC95%: 5,56 - 6,30); entre a medida AVL do controle (7,83°) e a média das demais medidas (8,04°, IC95%: 7,17 - 9,78) e entre a medida AMD do controle (2,49°) e a média das demais medidas (2,71°; IC95%: 1,05 - 3,90).

As avaliações dos resultados foram conduzidas usando teste estatístico de *Dunnett* com 5% de nível de significância. Os resultados mostraram que, independentemente do avaliador não houve diferença significativa entre os relatórios para os 12 exames. Portanto, o alinhamento da guia tomográfica ocorreu com sucesso.

## 5. Conclusões

Neste trabalho propomos o desenvolvimento de um método de alinhamento geométrico para o reposicionamento da guia tomográfica à posição horizontal. Este algoritmo mostrou-se eficaz para alinhar corretamente a guia tomográfica por três pontos, garantindo alta confiabilidade ao *software* do sistema KEA e, ao mesmo tempo, permitindo reprodutibilidade do método. Assim sendo, os autores consideram que este estudo possa gerar um acréscimo substancial no planejamento de cirurgias virtuais guiadas.

Como limitação deste estudo, ressalta-se o difícil acesso a tomógrafos públicos e o elevado preço da tomografia computadorizada no mercado brasileiro, sendo sugestiva a realização de mais estudos com um número maior de variações tomográficas.

Como trabalho futuro, estamos trabalhando em um algoritmo para o alinhamento de guia tomográfica, sem a intervenção do usuário.

## Agradecimentos

Agradecemos aos inventores do sistema KEA Tech, ao professor Rogério de Melo Costa Pinto da Faculdade de Matemática da Universidade Federal de Uberlândia pelo apoio na análise estatísticas dos experimentos, e aos órgãos de fomento FAPEMIG, CAPES e CNPq.

## Referências

- Hatcher D. C., Dial C., Mayorga C. (2003). Cone beam ct for pre-surgical assessment of implant sites. J Calif Dent Assoc, pp. 31(11):825833, 2003.
- Verstreken K., Cleynenbreugel J. V., Martens K., Marchal G., Steenberghe D. V., Suetens P. (1998). An Image-Guided Planning System for Endosseous Oral Implants. Transactions on Medical Imaging, v.17(5):October 1998.
- Meurer M. I., Silva E. J., Vicente B., Ailton N., Oliveira L. F., Marília S. D. (2004).



- Acquisition and manipulation of computed tomography images of the maxillofacial region for biomedical prototyping *Radiol Bras.*, 41(1):49–54, 2008.
- Machado A. R., Rangel E. F., Rangel K. F. (2012). Guide tube positioning method in polymeric material plate, tomographic reference support and guide tube positioning device. Patente EUA, 13/445,464.
- Neppo Tecnologia da Informação Ltda. (2012). Software KEA Tech INPI Brasil, protocolo: 0000271206707403.
- Hill D. L. G., Batchelor P. G. (2001). Medical image registration. *Physics in Medicine and Biology.*, 46: 1-45, 2001.
- Maintz J. B. A., Viergever M. A. (1998). A Survey of Medical Image Registration. *Medical Image Analysis.*, 2(1): 1-36, 1998.
- Xie Z., Fari G. E. (2004). Image Registration Using Hierarchical B-Splines. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics.*,10(1): 85-94, 2004.
- Togashi and Kumiko (2002). Three-dimensional cephalometry using helical computer tomography: measurement error caused by head inclination. *The Angle Orthodontist*, 72(6) 513–520.
- Neppo Tecnologia da Informação Ltda. (2010). Software Moonstone Google code, <https://code.google.com/p/moonstonemedical> (09/03/2013 12:00 hr).
- Shepherd N. J. (2000). Implantes protéticos acessíveis: usando um sistema de implante sem rosca. *Journal of American Dentistry Association*, v.7(20).
- Albrektsson T., Bränemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. (1981). Osseointegrated titanium implants. requirements for ensuring a long-lasting direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*, 52:155–70.
- Bränemark PI (1983). Osseointegration and its experimental background. *J Prothet Dent*, 50:399–410.
- Stratemann S. A., Huang J. C., Maki K., Miller A. J., Hatcher D. C. (2008). Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofac Radiol*, pp. 37(2):8093, 2008.
- Mischkowski R. A., Zinser M. J., Neugebauer J., Kübler A. C., Zöller J. E. (2006). Klinik und Poliklinik für Zahnärztliche, Chirurgie und für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie, Klinikum der Universität zu Köln. *International Journal of Computerized Dentistry*, 9(1):23–35.
- Kühl S, Zürcher S, Mahid T, Müller-Gerbl M, Filippi A, Cattin P. (2012). Accuracy of full guided vs. half-guided implant surgery. *Clin Oral Impl Res*, 1–7.
- Freitas A. C., Gonçalves, Robson W. Sérgio R., Luís. (2005). Prototipagem aplicada no

- planejamento reverso das fixações zigomáticas. *Implant News*, V. 2 No 2 Mar/Abr, 2005.
- Rosa E. L.S., Oleskovicz, Csar F., Arago B. N. (2004). Rapid Prototyping in Maxillofacial Surgery and Traumatology: Case Report *Braz Dent J*, 15(3): 243247, 2004.
- NNT Qrnnt versão 2.01 (2006). NewTow 3G <http://www.qrverona.it>, QR SRL via Silvestrini 20 – 37.135 – Verona – Itália.
- R. G. (1986). *Beyond ANOVA, Basics of Applied Statistics* John Wiley and Sons, New York 1986.
- Dunnett C.W. (1955). A multiple comparison procedure for comparing several treatments with a control. *Journal of the American Statistical Association*, 50:1096–1121.
- Marsaglia G., Marsagli J. (2004). Evaluating the Anderson-Darling Distribution. *Journal of Statistical Software*, 1–5.
- Action (2012). *Consultoria Estatística em Qualidade. Estatcamp*, Disponível na WWW. URL: <http://www.portalaction.com.br>. Acessado em: 09.03.2013.
- João R. F. S. Sousa, Aristófanés C. Silva, Anselmo C., de Paiva. Framework para representação, manipulação e visualização de Dados Volumétricos Médicos. IV SBQS - V Workshop de Informática Médica - 2005 - Porto Alegre, RS