



Figura 02 – Modelo de gesso com os alívios já realizados (seta amarela) moldado com placa de acetato



Figura 03 – Modelo de gesso com placa de acetato moldada e recortada

Um guia tomográfico, para cada mandíbula, foi produzido utilizando esta placa de acetato, três dentes radiopacos artificiais, seis suportes tomográficos específicos e seis parafusos de titânio (Neodent, Curitiba-PR, Brasil). Nas regiões a serem reabilitadas foram feitos desgastes nas placas de acetato, onde os dentes radiopacos (feitos de resina acrílica e limalha de amalgama, em proporções de aproximadamente 10:1) foram fixados com resina acrílica e a placa de acetato reforçada utilizando a mesma resina (Resina JET, Artigos Odontológicos Clássicos, São Paulo-SP, Brasil) (Figura 04). Os modelos de gesso com as placas de acetato, já com os dentes radiopacos, foram levados a um posicionador de suporte tomográfico (figura 05), no qual dois suportes tomográficos foram instalados em cada região a ser implantada. Foi fixado um parafuso de titânio em cada suporte tomográfico. Esse conjunto, placa de acetato, suporte tomográfico com os parafusos de titânio e dentes radiopacos constituiu o guia tomográfico (figura 06).



Figura 04 – Placa de acetato reforçada com resina acrílica e com os dentes radiopacos simulando os dentes a serem reabilitados

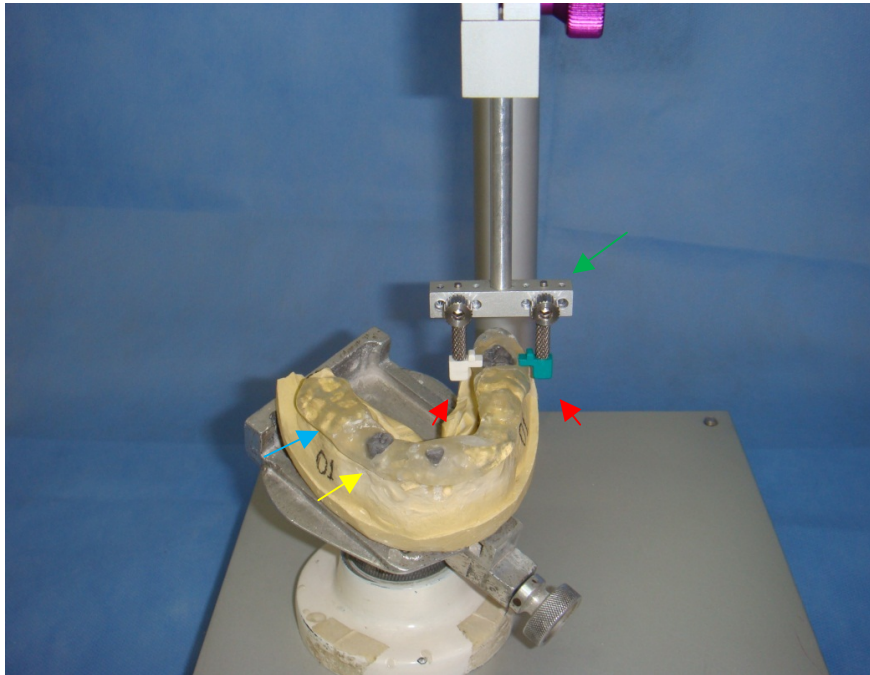


Figura 05 – Posicionador de suportes tomográficos fazendo a instalação dos suportes tomográficos. Suportes tomográficos (setas vermelha), posicionador de suportes tomográficos (seta verde), dentes radiopacos (seta amarela), placa de acetato recortada (seta azul).

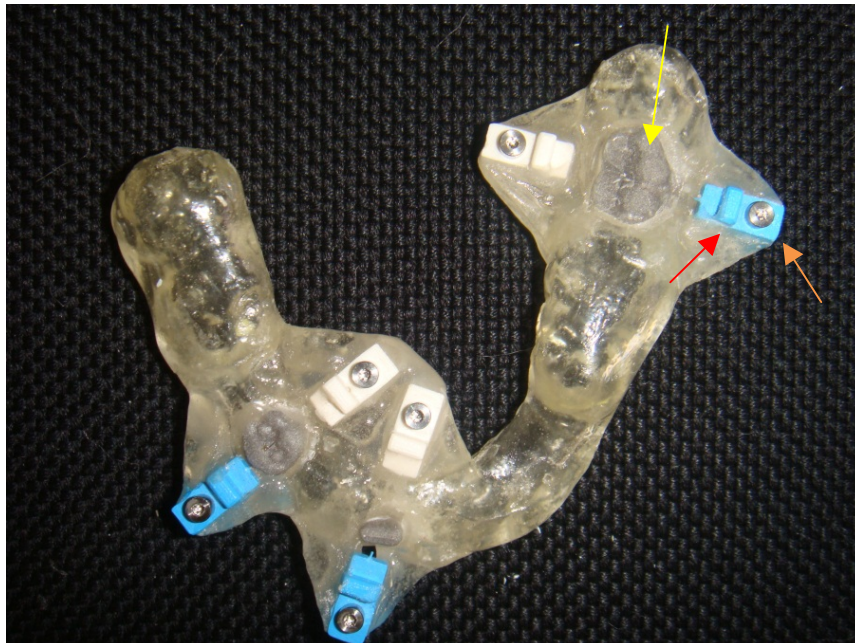


Figura 06 – Guia tomográfico com dentes radiopacos (seta amarela), suportes tomográficos (seta vermelha) e parafusos de titânio (seta laranja).

Cada mandíbula com seu respectivo guia tomográfico foi submetido a uma tomografia computadorizada de feixe cônico (Newtom 3g, QR Srl, Verona, Italy). Foram geradas imagens em DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) de cada conjunto (guia tomográfico e mandíbula), que foram levados a um *software* específico (KEA beta) para planejamento dos implantes.

Foram planejados três implantes virtuais em cada mandíbula baseado no planejamento reverso, visualizando-se os dentes radiopacos, no *software* KEA (figura 04). Para cada implante planejado foi gerado um relatório de dados para o posicionamento das anilhas que consta de três movimentos lineares e dois angulares: movimento e ângulo vestibulo-lingual (VL), movimento e ângulo méso-distal (MD) e movimento cérvico-apical (figura 04).

De posse dos dados de posicionamento das 18 anilhas, os dentes radiopacos e os parafusos de titânio foram removidos dos guias tomográficos e

uma ferramenta posicionadora de anilhas foi fixada no lugar de um dos parafusos de titânio, previamente determinado. Os dados gerados no planejamento foram inseridos nesta ferramenta e anilhas de titânio foram instaladas, utilizando resina acrílica (Resina JET, Artigos Odontológicos Clássicos, São Paulo, SP), nos lugares onde estavam os dentes radiopacos (figura 05).

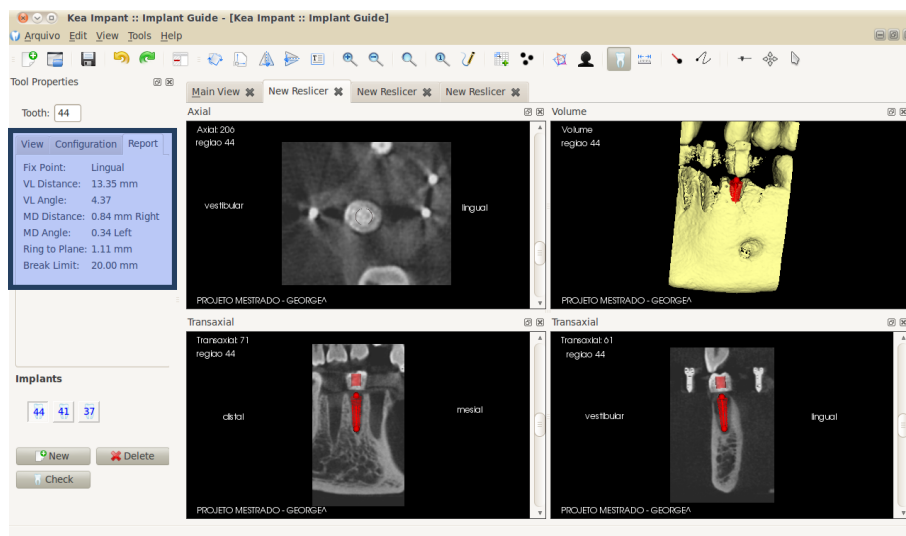


Figura 04 – Software KEA para planejamento de implantes dentários. Quadro azul mostra relatório de dados para posicionamento das anilhas

A instalação das anilhas transformou os guias tomográficos em guias cirúrgicos (figura 06). A seguir, os parafusos de titânio foram novamente fixados nos suportes tomográficos e os guias cirúrgicos foram tomografados juntamente com as mandíbulas (tomografia de conferência de posicionamento das anilhas). Após as tomografias das seis mandíbulas com os guias, as imagens em DICOM foram levadas ao *software* KEA beta para novo estudo de posicionamento das anilhas. Este programa possui uma função que possibilita a sobreposição de um implante virtual ou sua anilha com um real (executado) (figura 07). Foram achadas as posições das 18 anilhas instaladas e seus dados comparados com a do planejamento prévio.

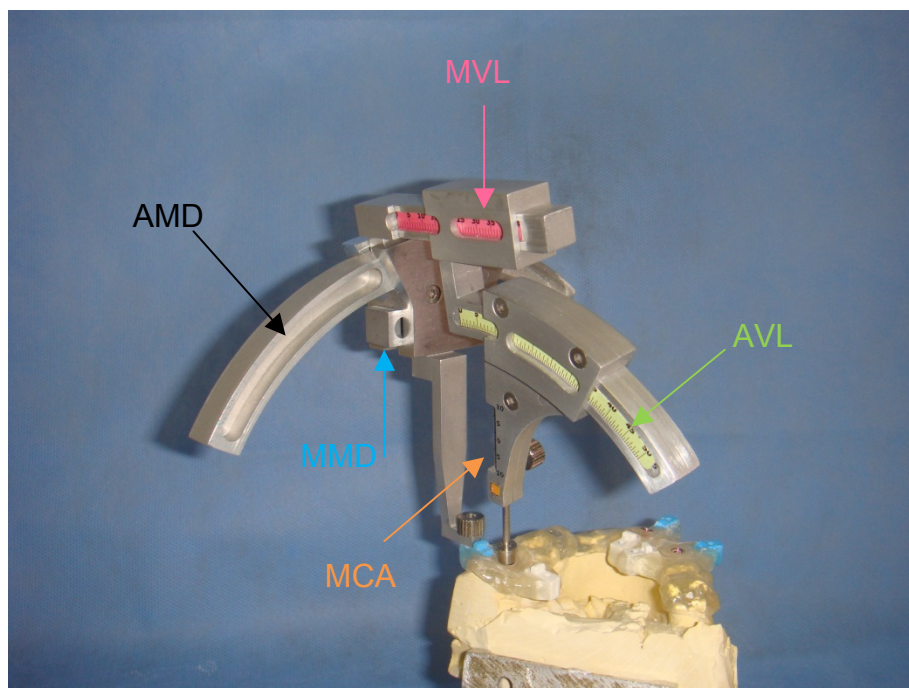


Figura 05 – Ferramenta de transferência dos dados virtuais para o guia tomográfico instalando uma anilha guia. A ferramenta permite a transferência dos movimentos lineares e angulares vestibulo-lingual (MVL e AVL), méso-distal (MMD e AMD) e do movimento cérvico-apical (MCA) representados pelas setas coloridas.

As diferenças dos dados do planejamento e da conferência dos cinco movimentos das 18 anilhas instaladas foram submetidas à análise estatística descritiva.

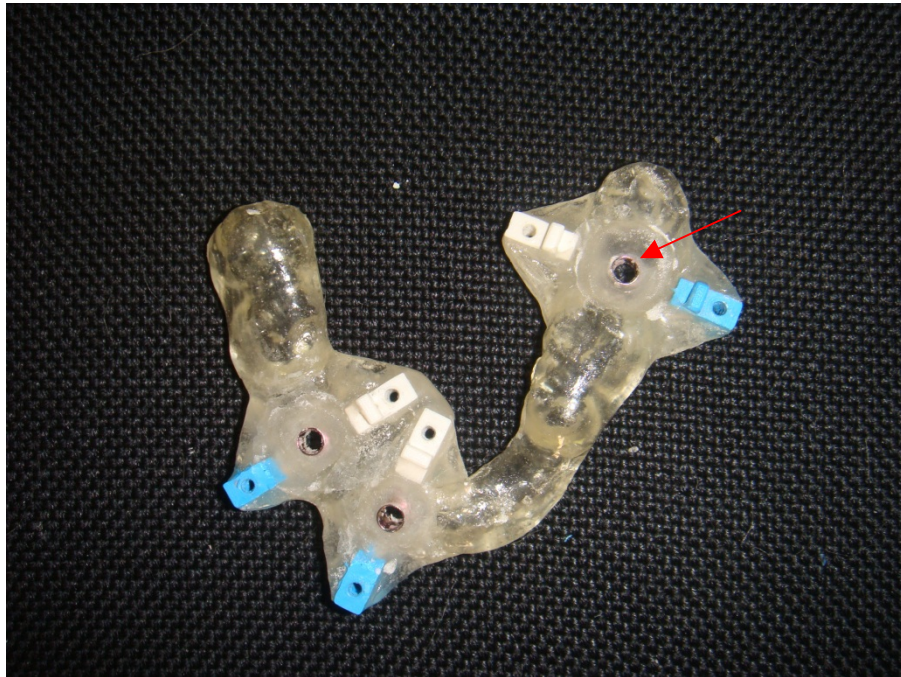


Figura 06 – Guia cirúrgico com anilha em posição (seta vermelha)

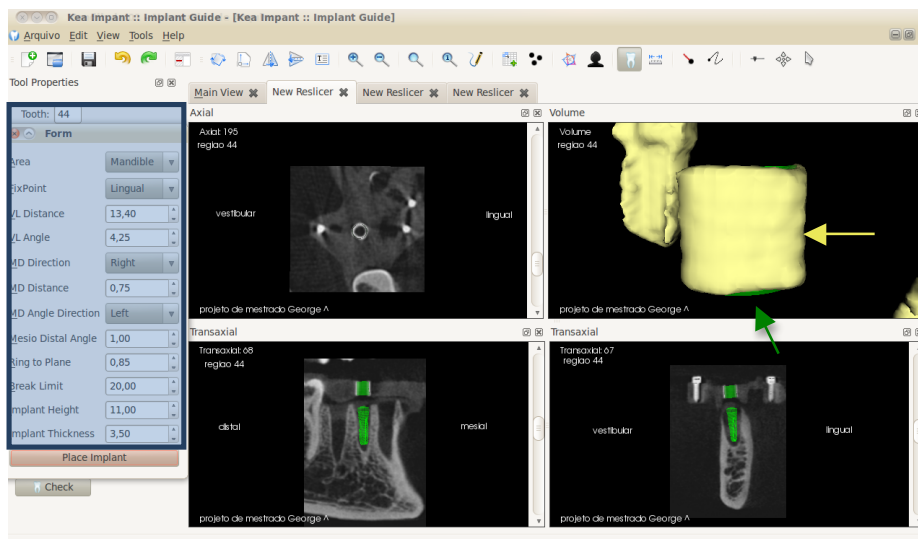


Figura 07 – Conferência de anilha instalada (imagem dourada em 3D seta amarela). A anilha verde representa uma anilha virtual sobreposta à real (seta verde).

5. RESULTADOS

A distribuição das anilhas, os tipos de movimentos avaliados, os dados planejados, executados e a diferença entre eles estão expostos na tabela 01.

Tabela 01 – Dados planejados, executados e suas diferenças

			Planejado	Executado	Diferença do Planejado e Executado
Mandíbula 01	37	Movimento VL	14,50	14,25	0,25
		Ângulo VL	4,00°	3,75°	0,25
		Movimento MD	0	0,13	0,13
		Ângulo MD	0	0	0
		Movimento CA	1	0,65	0,35
	41	Movimento VL	13,25	13,00	0,25
		Ângulo VL	17,50°	17,50°	0
		Movimento MD	0,25	0,25	0
		Ângulo MD	2,50°	2,50°	0
		Movimento CA	0,50	0	0,50
	44	Movimento VL	13,25	13,40	0,15
		Ângulo VL	4,25°	4,25°	0
		Movimento MD	0,75	0,75	0
		Ângulo MD	0,25°	1,00°	0,75
		Movimento CA	1,00	0,85	0,15

			Planejado	Executado	Diferença do Planejado e Executado
Mandíbula 02	37	Movimento VL	11,75	12,15	0,40
		Ângulo VL	0,25°	0,25°	0
		Movimento MD	1,5	1,25	0,25
		Ângulo MD	6,75°	6,75°	0
		Movimento CA	3,00	2,90	0,10
	31	Movimento VL	16,50	15,85	0,65
		Ângulo VL	38,75°	38,50°	0,25°
		Movimento MD	0,75 E	0,65E	0,10
		Ângulo MD	0	0	0
		Movimento CA	8,00	7,05	0,95
	46	Movimento VL	13,50	13,40	0,10
		Ângulo VL	10,75°	10,75°	0
		Movimento MD	0	0,20D	0,20
		Ângulo MD	0	0	0
		Movimento CA	7,00	6,85	0,15

Mandíbula 03	36	Movimento VL	12,50	12,40	0,10
		Ângulo VL	3,50°	3,50°	0
		Movimento MD	0,75	0,55	0,20
		Ângulo MD	0	0	0
		Movimento CA	4,00	4,00	0

Mandíbula 03	31	Movimento VL	13,00	12,60	0,40
		Ângulo VL	13,75°	13,75°	0
		Movimento MD	1,25D	1,38D	0,13
		Ângulo MD	7,00°E	7,00°E	0
		Movimento CA	4,00	3,85	0,15
	46	Movimento VL	12,00	11,85	0,15
		Ângulo VL	4,00°	4,00°	0
		Movimento MD	0	0	0
		Ângulo MD	15,75°E	15,75°E	0
		Movimento CA	1,75	1,40	0,35

Mandíbula 04	36	Movimento VL	12,25	12,10	0,15
		Ângulo VL	5,00°	5,00°	0
		Movimento MD	0,25E	0,05E	0,20
		Ângulo MD	0	0	0
		Movimento CA	5,50	5,90	0,40
	42	Movimento VL	14,75	14,60	0,15
		Ângulo VL	20,25°	20,20°	0,05°
		Movimento MD	1,25D	1,25D	0
		Ângulo MD	1,00°D	1,00°	0
		Movimento CA	5,25	5,00	0,25

Mandíbula 04	47	Movimento VL	12,50	12,35	0,15
		Ângulo VL	8,00°	8,00°	0
		Movimento MD	0,25D	0,35D	0,10
		Ângulo MD	0	0	0
		Movimento CA	2,75	2,75	0

Mandíbula 05	36	Movimento VL	11,75	11,50	0,25
		Ângulo VL	11,75°	11,75°	0
		Movimento MD	0	0,25E	0,25
		Ângulo MD	1,25°D	0,50°D	0,75°
		Movimento CA	3,00	2,75	0,25
	41	Movimento VL	13,00	12,60	0,40
		Ângulo VL	18,50°	18,50°	0°
		Movimento MD	0,75E	0,90E	0,15
		Ângulo MD	0	0	0°
		Movimento CA	3,25	3,00	0,25
	46	Movimento VL	14,75	14,60	0,15
		Ângulo VL	1,25°	1,25°	0
		Movimento MD	0	0,20E	0,20
		Ângulo MD	0,75°E	0,75°E	0
		Movimento CA	1,00	1,15	0,15

Mandíbula 06	36	Movimento VL	11,75	11,50	0,25
		Ângulo VL	11,75°	11,75°	0
		Movimento MD	0	0,25E	0,25
		Ângulo MD	1,25°D	0,50°D	0,75°
		Movimento CA	3,00	2,75	0,25
	31	Movimento VL	13,00	12,60	0,40
		Ângulo VL	18,50°	18,50°	0°
		Movimento MD	0,75E	0,90E	0,15
		Ângulo MD	0	0	0°
		Movimento CA	3,25	3,00	0,25
	47	Movimento VL	11,50	11,30	0,20
		Ângulo VL	9,50°	8,50°	1,00°
		Movimento MD	0	0,05E	0,05
		Ângulo MD	10,50°E	10,50°E	0
		Movimento CA	1,00	-0,60	1,60

Foi feita uma análise estatística descritiva destes dados e as diferenças entre as posições planejadas e finais das anilhas, em medidas lineares, foram 0,26mm (desvio padrão (DP) $\pm 0,16$ mm) na direção vestibulo-lingual (MVL), 0,14mm (DP $\pm 0,12$ mm) na direção méso-distal (MMD) e 0,35mm (DV $\pm 0,39$ mm) na direção cérvico-apical (MCA). Em medidas angulares, a diferença entre o planejado e o final foi 0,15° (DP $\pm 0,36$ °) na direção vestibulo-lingual (AVL) e 0,08° (DP $\pm 0,39$ °) na direção méso-distal (AMD). A Tabela 2 mostra as médias e desvios-padrão descritos acima e as representações gráficas das diferenças das posições planejadas e executadas podem ser vistas nos gráficos 01 e 02 em forma de média e desvio padrão de todas as medidas.

Tabela 02 – Médias e desvios-padrão das diferenças encontradas entre o posicionamento planejado e o executado para as 18 anilhas.

	Médias das diferenças planejado-executado		
	Média	Desvio Padrão	Limites
Movimento VL	0,26mm	0,16mm	0,1 - 0,65mm
Ângulo VL	0,15°	0,36°	0 - 1,25°
Movimento MD	0,14mm	0,12mm	0 - 0,5mm
Angulo MD	0,08°	0,24°	0 - 0,75°
Movimento Vertical	0,35mm	0,39mm	0 - 1,6mm

Gráfico 01 – Médias e desvios-padrão das diferenças entre os movimentos lineares planejados e executados

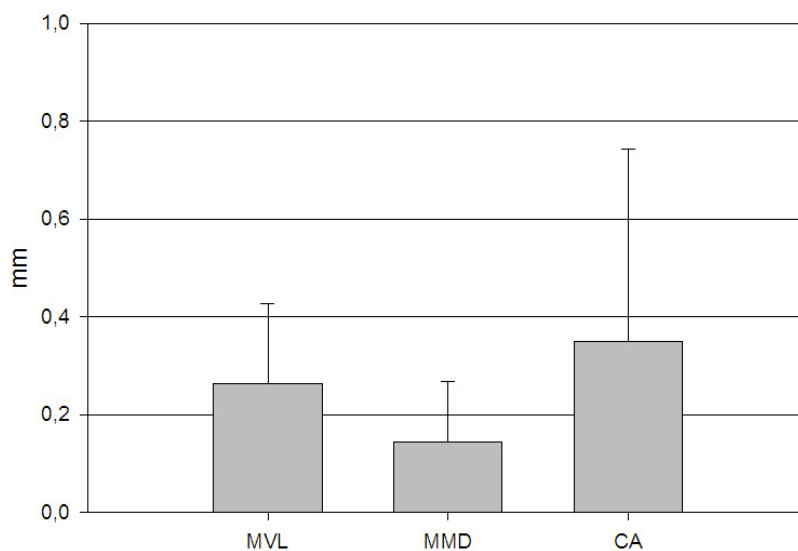
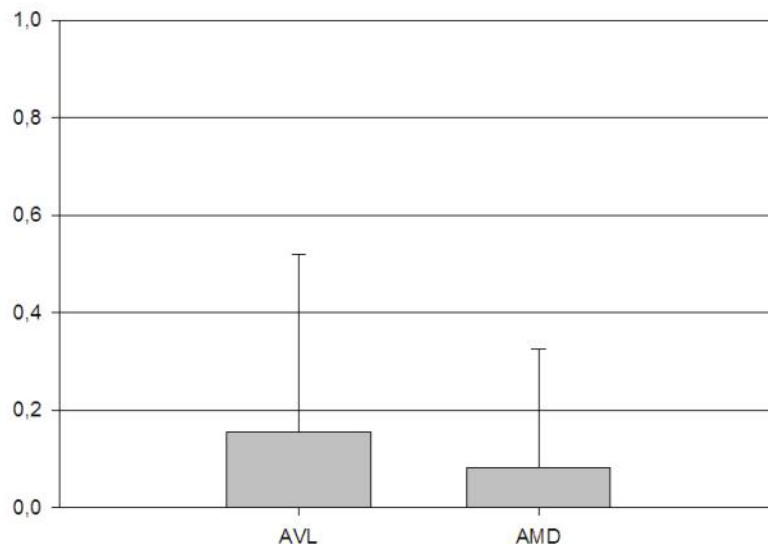


Gráfico 02 – Médias e desvios padrão das diferenças entre os movimentos angulares planejados e executados



O maior desvio em relação ao planejamento virtual foi 1,6 mm na direção cérvico-apical em uma anilha. Nas outras 17 o desvio foi menor que 0,95mm. Em medidas angulares, a maior diferença foi 1,25° na direção vestibulo-lingual, no entanto, 29 das 32 medições angulares foram de zero. A representação gráfica de mediana e variância da distribuição das diferenças entre o planejado e o executado está mostrada nos gráficos 03 e 04, os quais demonstram que a maioria (75%) dos erros nos movimentos angulares está abaixo de 0,05° e que a maioria (75%) das diferenças entre os movimentos planejados e executados está abaixo de 0,45mm.

Gráfico 03 – Mediana e variância das diferenças entre o planejado e o executado para os movimentos angulares.

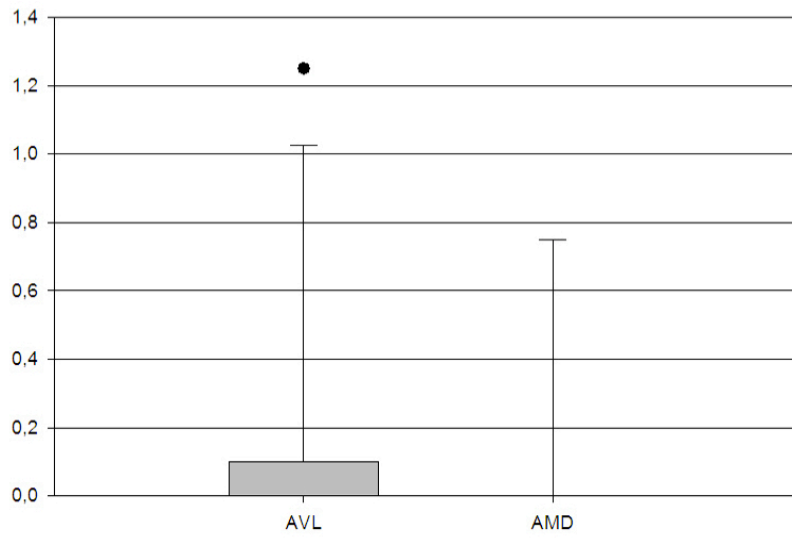
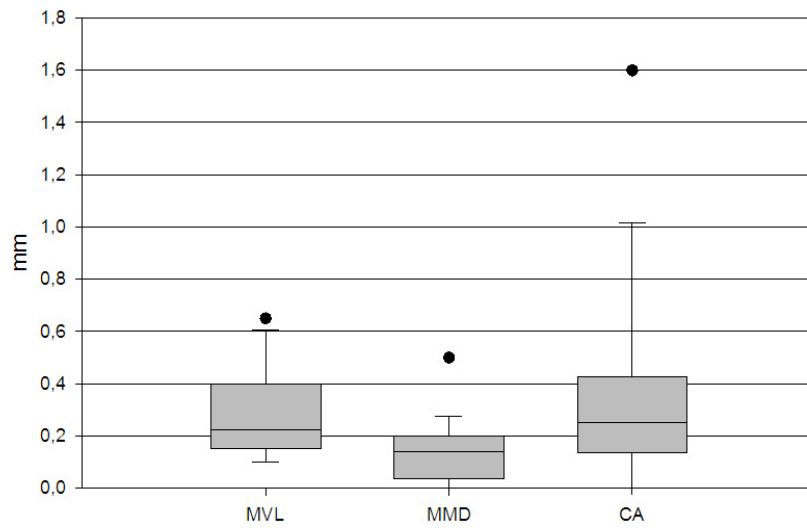


Gráfico 04 – Mediana e variância das diferenças entre o planejado e o executado para os movimentos lineares



6. DISCUSSÃO

Para o planejamento de implantes dentários a avaliação radiográfica quanto à qualidade e quantidade óssea é imprescindível. Radiografias intra-orais são mais indicadas nos casos unitários, radiografias panorâmicas são mais apropriados nos casos anteriores de mandíbula (Jacobs, 2003). Entretanto, quando existe alguma dúvida quanto à espessura óssea disponível, proximidade de estruturas importantes como o nervo alveolar inferior, as tomografias computadorizadas desempenham um importante papel no planejamento dos implantes dentários. (Jacobs et al., 1999).

As tomografias computadorizadas tem sua utilização limitada na odontologia, sobretudo na implantodontia, por justificativas como alto custo, baixa resolução espacial na direção axial, artefatos gerados por restaurações metálicas e, principalmente, altas doses de radiação (Verstreken et al., 1998; Tyndall & Brooks, 2000; Widmann & Bale, 2006; Vercruyssen et al., 2008). Entretanto, isso pode ser significativamente reduzido utilizando tecnologia *cone beam* para aquisição de imagens tomográficas (Guerrero et al., 2006). A dose gerada pelo scanner *cone beam* é de aproximadamente um sexto da tomografia convencional (Mozzo et al., 1998)

Dos exames radiográficos mais utilizados na implantodontia, os intraorais periapicais possuem uma dose de radiação de 70 kV, 7 mA, com uma exposição de 0,65 seg.; aparelhos panorâmicos convencionais trabalham com dose de radiação de 68kV, 19mA e 16seg.; tomógrafos helicoidais convencionais geram uma dose de radiação de 70kV, 2,5mA e 82 seg de exposição (Dula et al., 2001). As doses de radiação média utilizadas neste trabalho para aquisição das imagens foram de 110 kV, 0,3mA e 1.08 seg sendo significativamente menor que a dos tomógrafos helicoidais.

Para a realização de planejamento virtual para as técnicas de cirurgia guiada por prototipagem, é necessário um duplo escaneamento, ou seja, são realizados dois exames tomográficos, um do paciente com a prótese e um somente da prótese. (Verstreken et al., 1998). Entretanto, a presença de restaurações metálicas, armações de prótese parciais ou qualquer outro

artefato metálico pode dificultar no processamento das imagens tomográficas (Widmann & Bale, 2006). Somado a isto, marcações erradas podem ocorrer entre duas fatias da tomografia computadorizada resultando em uma correlação errônea entre as duas tomadas radiográficas (Marmulla et al., 2003). Em nosso trabalho só existe uma tomografia computadorizada evitando assim a possibilidade de erro na sobreposição das imagens do duplo escaneamento bem como do processamento das imagens. Outra vantagem seria o fato do guia tomográfico e a guia cirúrgica serem a mesma peça.

A precisão dos procedimentos guiados por imagem é definida como o desvio em local ou ângulo do planejado, comparado com o resultado e inclui todos os possíveis erros isolados desde a aquisição da imagem à posição do implante instalado (Widmann & Bale, 2006). Assim, muitos trabalhos na literatura tentaram medir a acurácia das cirurgias guiadas e planejadas virtualmente (van Steenberghe et al., 2002; Kopp et al., 2003; Sarment et al., 2003; Van Steenberghe et al., 2003; Vrielinck et al., 2003; Brief et al., 2005; Di Giacomo et al., 2005; Ewers et al., 2005; Hoffmann et al., 2005; Van Assche et al., 2007; Ruppin et al., 2008; Van de Velde et al., 2008; Horwitz et al., 2009; Ozan et al., 2009; Schneider et al., 2009; Danza & Carinci, 2010). Entretanto, a maioria destes trabalhos apenas compara as posições dos implantes no planejamento e no final do tratamento (Widmann & Bale, 2006), sendo que um erro individual pode ocorrer em qualquer passo do protocolo (Vercruyssen et al., 2008).

Na tentativa de individualizar o erro, alguns trabalhos avaliaram as osteotomias geradas pelas brocas, sem a instalação dos implantes (Sarment et al., 2003; Brief et al., 2005; Dreiseidler et al., 2009b; Eggers et al., 2009), supondo evitar o erro gerado na instalação do implante devido à diferença de densidade óssea. Entretanto, existem muitos passos nas técnicas de cirurgia guiada até chegar à osteotomia. Assim, a folga entre as brocas e as anilhas redutoras e a distância das anilhas para o osso foram citadas como possíveis fatores individuais geradores de erros (Van Assche & Quirynen, 2010). Avaliando esses fatores, foi encontrada uma variação de ângulo entre a broca e a anilha de 3,9° e 5,5° dependendo do sistema. Essa variação pode ser

potencializada pela distância da anilha redutora para o osso. Deste modo, quanto maior o implante, maior o erro no seu ápice. Em nosso estudo, tentamos avaliar outra etapa do processo de confecção do guia cirúrgico que é a instalação das anilhas redutoras no guia cirúrgico.

Muitos sistemas têm sido propostos para a transferência dos dados planejados para o campo cirúrgico. Os dispositivos de posicionamento mecânico ou fresadoras convertem o guia radiográfico em guias cirúrgicos (Fortin et al., 2002; Kopp et al., 2003). As técnicas de prototipagem rápida em CAD-CAM geram guias estereolitografados (van Steenberghe et al., 2002; Sarmant et al., 2003; Tardieu et al., 2003) e as cirurgias por navegação permitem, no intra-operatório e em tempo real, o rastreamento da broca de acordo com a trajetória planejada (Wanschitz et al., 2002; Kramer et al., 2005; Wittwer et al., 2007).

A avaliação de cada um desses sistemas, geralmente, é baseada na diferença entre o implante ou osteotomia planejada e executada. Nas técnicas que utilizam a prototipagem rápida são descritos erros de $7,25 \pm 2,67^\circ$ de angulação, $1,45 \pm 1,42$ mm de desvios lineares na cervical e $2,99 \pm 1,77$ mm no ápice (Di Giacomo et al., 2005); de $2,0 \pm 0,8^\circ$ em angulação, $1,1 \pm 0,7$ mm na cervical e $2,0 \pm 0,7$ mm no ápice dos implantes (Van Assche et al., 2007); $7,9^\circ$ de angulação, $1,4$ mm na cervical e $1,6$ mm da apical dos implantes e $1,1$ mm em profundidade (Valente et al., 2009); $4,1 \pm 2,3^\circ$ de desvio angular, $1,11 \pm 0,7$ mm na cervical e $1,41 \pm 0,9$ mm no ápice dos implantes (Ozan et al., 2009).

Os trabalhos que avaliaram as cirurgias por navegação mostraram erros de $0,49 \pm 0,38$ mm da cortical lingual e $0,55 \pm 0,31$ mm da cortical vestibular na cervical e $1,36 \pm 0,70$ mm da cortical lingual, $1,44 \pm 0,79$ mm da cortical vestibular (Wanschitz et al., 2002); $1,2 \pm 0,6$ mm na cervical, $0,8 \pm 0,7$ mm na apical e o erro de angulação foi de $8,1 \pm 4,9^\circ$ para o fabricante Artma Virtual Patient e $1,0 \pm 0,5$ mm na cervical, $0,6 \pm 0,3$ mm no ápice e $8,1 \pm 4,6^\circ$ de erros na angulação para o fabricante RoBoDent (Ruppin et al., 2008).

Já os trabalhos que testaram a precisão das técnicas que utilizam fresadoras CNC ou dispositivos de posicionamento mecânico apresentaram erros de menos de $1,1^\circ$ de angulação e menos de $0,2$ mm de desvio linear

(Fortin et al., 2002); $2,7^{\circ} \pm 0,23^{\circ}$ na angulação entre o planejado e o executado, $0,45 \pm 0,04$ mm na cervical e $0,34 \pm 0,03$ mm no ápice dos implantes (Eggers et al., 2009). Nossa pesquisa utilizou uma ferramenta de posicionamento mecânico de anilhas, que transfere o planejamento virtual para o guia cirúrgico baseado em dados matemáticos gerado por um *software* e foram obtidos resultados bastante satisfatórios: $0,26 \pm 0,16$ mm na direção vestibulo-lingual, $0,14 \pm 0,12$ mm na direção méso-distal e $0,35 \pm 0,39$ mm na direção vertical. Em medidas angulares, a diferença entre o planejado e o final foi $0,15 \pm 0,36^{\circ}$ na direção vestibulo-lingual e $0,08 \pm 0,39^{\circ}$ na direção méso-distal. Não podemos esquecer que foi avaliado apenas posição das anilhas, não sendo considerado instalação de implantes, variação de osteotomias ou folga de brocas em relação às anilhas.

A mensuração das diferenças entre os implantes planejados e os executados é realizada, principalmente, através da sobreposição de duas tomografias, antes e depois da instalação dos implantes. Esta sobreposição é realizada através da fusão de imagens utilizando a técnica de informação mútua (Widmann & Bale, 2006). Nesta técnica, as imagens são interpoladas ao tamanho de voxel isotrópico e combinadas através da comparação da similaridade dos voxels vizinhos em volume (Wanschitz et al., 2002). A fusão das imagens tomográficas também pode ser realizada através da sobreposição de estruturas anatômicas (Di Giacomo et al., 2005). Entretanto, existem outros métodos para avaliar a diferença entre o posicionamento planejado e final dos implantes: fresadoras para medidas angulares (Naitoh et al., 2000), coeficiente de correlação de Kendall para dados qualitativos e coeficiente de concordância de Kappa para os dados quantitativos (Fortin et al., 2003). No presente estudo, a imagem planejada foi sobreposta à final através da utilização de uma referência constante, e o programa gerava os dados da posição de ambas anilhas, então a diferença entre elas podia ser calculada.

A referência constante foi utilizada para calcular a distorção no planejamento para os dados finais (Horwitz et al., 2009). Esse autor encontrou a presença de erros relacionados ao sistema, no planejamento, analisando o mesmo implante em duas tomografias e encontrou diferenças acima de

0,73mm em medidas radiais, 0,47mm em profundidade. No presente estudo uma referência constante foi utilizada em ambos os guias, inicial e final. Essa referência foi sobreposta virtualmente, garantindo a mesma posição dos guias em exames diferentes, fazendo a diferença do posicionamento das anilhas no planejado e no executado mais precisa.

A grande deficiência dos trabalhos que reportam a precisão das técnicas de cirurgia guiada é a direção dos erros, ou seja, são apresentados os erros, mas não apontam para onde (Schneider et al., 2009). Os nossos resultados demonstraram desvios em todos os sentidos espaciais: vestibulo-lingual, mesio-distal (em direção angular e linear) e cérvico-apical. Outros estudos mostraram desvios axiais e angulares apenas, não demonstrando para onde era o erro (Sarment et al., 2003; Van Steenberghe et al., 2003; Brief et al., 2005; Di Giacomo et al., 2005; Van Assche et al., 2007; Elian et al., 2008; Dreiseidler et al., 2009b; Eggers et al., 2009).

Após uma extensa revisão da literatura, podemos avaliar muitos passos que podem influenciar na precisão das cirurgias guiadas, como duplo escaneamento, apoio dos guias radiográficos e cirúrgicos, folga entre a broca e as anilhas, altura das anilhas em relação ao osso a ser implantado, artefatos metálicos nas imagens tomográficas entre outras (Verstreken et al., 1998; Tyndall & Brooks, 2000; Widmann & Bale, 2006; Van Assche & Quirynen, 2010). O sistema avaliado neste trabalho tentou superar estes problemas, utilizando somente uma tomografia, guias tomográficas e cirúrgicas apoiadas em dentes, evitando resiliência de mucosas, utilização de mesma guia (cirúrgica e tomográfica), artefatos metálicos não atrapalham a precisão, pois o guia não é prototipado e referências constantes para avaliar as anilhas instaladas.

Este trabalho avaliou um dos passos de uma técnica de cirurgia guiada, que é a transferência dos dados obtidos no planejamento virtual para o guia cirúrgico, ou seja, a instalação das anilhas guias. Esse passo é de extrema importância em todo o processo, mas existem outros a serem avaliados. A próxima etapa é a instalação de implantes utilizando estes guias já fabricados e avaliar os erros e assim poder individualizar a participação de

cada etapa no erro geral. Isto vai ser possível comparando a posição dos implantes instalados com os planejados, a posição dos implantes instalados com as anilhas planejadas.

7. CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, podemos concluir que a ferramenta de transferência de planejamento virtual para o guia cirúrgico permite a instalação de guias de brocas nos guias precisamente baseado nos dados tomográficos.

8. REFERÊNCIAS

1. Arisan V, Karabuda ZC, Ozdemir T. Accuracy of two stereolithographic guide systems for computer-aided implant placement: a computed tomography-based clinical comparative study. **J Periodontol.** 2010;81(1):43-51.
2. Besimo CE, Lambrecht JT, Guindy JS. Accuracy of implant treatment planning utilizing template-guided reformatted computed tomography. **Dentomaxillofac Radiol.** 2000;29(1):46-51.
3. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. **Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.** 1977;16(1-132).
4. Brief J, Edinger D, Hassfeld S, Eggers G. Accuracy of image-guided implantology. **Clin Oral Implants Res.** 2005;16(4):495-501.
5. Danza M, Carinci F. Flapless surgery and immediately loaded implants: a retrospective comparison between implantation with and without computer-assisted planned surgical stent. **Stomatologija.** 2010;12(2):35-41.
6. Di Giacomo GA, Cury PR, de Araujo NS, Sendyk WR, Sendyk CL. Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: preliminary results. **J Periodontol.** 2005;76(4):503-7.
7. Dreiseidler T, Mischkowski RA, Neugebauer J, Ritter L, Zoller JE. Comparison of cone-beam imaging with orthopantomography and computerized tomography for assessment in presurgical implant dentistry. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2009a;24(2):216-25.
8. 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. **Clin Oral Implants Res.** 2009b;20(11):1191-9.
9. Dula K, Mini R, van der Stelt PF, Buser D. The radiographic assessment of implant patients: decision-making criteria. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2001;16(1):80-9.
10. Eggers G, Patellis E, Muhling J. Accuracy of template-based dental implant placement. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2009;24(3):447-54.
11. Elian N, Jalbout ZN, Classi AJ, Wexler A, Sarment D, Tarnow DP. Precision of flapless implant placement using real-time surgical navigation: a case series. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2008;23(6):1123-7.
12. Ewers R, Schicho K, Undt G, Wanschitz F, Truppe M, Seemann R, et al. Basic research and 12 years of clinical experience in computer-assisted navigation technology: a review. **Int J Oral Maxillofac Surg.** 2005;34(1):1-8.
13. Fortin T, Bosson JL, Coudert JL, Isidori M. Reliability of preoperative planning of an image-guided system for oral implant placement based on 3-dimensional images: an in vivo study. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2003;18(6):886-93.
14. Fortin T, Champleboux G, Bianchi S, Buatois H, Coudert JL. Precision of transfer of preoperative planning for oral implants based on cone-beam CT-scan images through a robotic drilling machine. **Clin Oral Implants Res.** 2002;13(6):651-6.

15. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. **Clin Oral Investig.** 2006;10(1):1-7.
16. Hagiwara Y, Koizumi M, Igarashi T. Application of CT imaging for dental implant simulation. **J Oral Sci.** 1999;41(4):157-61.
17. Hoffmann J, Westendorff C, Schneider M, Reinert S. Accuracy assessment of image-guided implant surgery: an experimental study. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2005;20(3):382-6.
18. Horwitz J, Zuabi O, Machtei EE. Accuracy of a computerized tomography-guided template-assisted implant placement system: an in vitro study. **Clin Oral Implants Res.** 2009;20(10):1156-62.
19. Iacono VJ. Dental implants in periodontal therapy. **J Periodontol.** 2000;71(12):1934-42.
20. Jacobs R. Preoperative radiologic planning of implant surgery in compromised patients. **Periodontol 2000.** 2003;33(12-25).
21. Jacobs R, Adriansens A, Naert I, Quirynen M, Hermans R, Van Steenberghe D. Predictability of reformatted computed tomography for preoperative planning of endosseous implants. **Dentomaxillofac Radiol.** 1999;28(1):37-41.
22. Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1989;4(3):211-7.
23. Kalt G, Gehrke P. Transfer precision of three-dimensional implant planning with CT assisted offline navigation. **Int J Comput Dent.** 2008;11(3-4):213-25.
24. Komiyama A, Klinge B, Hultin M. Treatment outcome of immediately loaded implants installed in edentulous jaws following computer-assisted virtual treatment planning and flapless surgery. **Clin Oral Implants Res.** 2008;19(7):677-85.
25. Kopp KC, Koslow AH, Abdo OS. Predictable implant placement with a diagnostic/surgical template and advanced radiographic imaging. **J Prosthet Dent.** 2003;89(6):611-5.
26. Kramer FJ, Baethge C, Swennen G, Rosahl S. Navigated vs. conventional implant insertion for maxillary single tooth replacement. **Clin Oral Implants Res.** 2005;16(1):60-8.
27. Marmulla R, Hassfeld S, Luth T, Muhling J. Laser-scan-based navigation in cranio-maxillofacial surgery. **J Craniomaxillofac Surg.** 2003;31(5):267-77.
28. McGivney GP, Haughton V, Strandt JA, Eichholz JE, Lubar DM. A comparison of computer-assisted tomography and data-gathering modalities in prosthodontics. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1986;1(1):55-68.
29. 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.
30. Naitoh M, Arijji E, Okumura S, Ohsaki C, Kurita K, Ishigami T. Can implants be correctly angulated based on surgical templates used for osseointegrated dental implants? **Clin Oral Implants Res.** 2000;11(5):409-14.
31. Ozan O, Turkyilmaz I, Ersoy AE, McGlumphy EA, Rosenstiel SF. Clinical accuracy of 3 different types of computed tomography-derived

- stereolithographic surgical guides in implant placement. **J Oral Maxillofac Surg.** 2009;67(2):394-401.
32. 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;19(7):709-16.
33. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2003;18(4):571-7.
34. 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).
35. Schwarz MS, Rothman SL, Chafetz N, Rhodes M. Computed tomography in dental implantation surgery. **Dent Clin North Am.** 1989;33(4):555-97.
36. Spector L. Computer-aided dental implant planning. **Dent Clin North Am.** 2008;52(4):761-75, vi.
37. Tardieu PB, Vrielinck L, Escolano E. Computer-assisted implant placement. A case report: treatment of the mandible. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2003;18(4):599-604.
38. Tyndall DA, Brooks SL. Selection criteria for dental implant site imaging: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial radiology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.** 2000;89(5):630-7.
39. Valente F, Schirolli G, Sbrenna A. Accuracy of computer-aided oral implant surgery: a clinical and radiographic study. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2009;24(2):234-42.
40. Van Assche N, Quirynen M. Tolerance within a surgical guide. **Clin Oral Implants Res.** 2010;21(4):455-8.
41. Van Assche N, van Steenberghe D, Guerrero ME, Hirsch E, Schutyser F, Quirynen M, et al. Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: a pilot study. **J Clin Periodontol.** 2007;34(9):816-21.
42. Van de Velde T, Glor F, De Bruyn H. A model study on flapless implant placement by clinicians with a different experience level in implant surgery. **Clin Oral Implants Res.** 2008;19(1):66-72.
43. 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).
44. Van Steenberghe D, Malevez C, Van Cleynenbreugel J, Bou Serhal C, Dhoore E, Schutyser F, et al. Accuracy of drilling guides for transfer from three-dimensional CT-based planning to placement of zygoma implants in human cadavers. **Clin Oral Implants Res.** 2003;14(1):131-6.
45. van Steenberghe D, Naert I, Andersson M, Brajnovic I, Van Cleynenbreugel J, Suetens P. A custom template and definitive prosthesis allowing immediate implant loading in the maxilla: a clinical report. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2002;17(5):663-70.

46. Vercreyssen M, Jacobs R, Van Assche N, van Steenberghe D. The use of CT scan based planning for oral rehabilitation by means of implants and its transfer to the surgical field: a critical review on accuracy. **J Oral Rehabil.** 2008;35(6):454-74.
47. Verstreken K, Van Cleynenbreugel J, Marchal G, Naert I, Suetens P, van Steenberghe D. Computer-assisted planning of oral implant surgery: a three-dimensional approach. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1996;11(6):806-10.
48. 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;17(5):842-52.
49. Vrielinck L, Politis C, Schepers S, Pauwels M, Naert I. Image-based planning and clinical validation of zygoma and pterygoid implant placement in patients with severe bone atrophy using customized drill guides. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. **Int J Oral Maxillofac Surg.** 2003;32(1):7-14.
50. Wanschitz F, Birkfellner W, Watzinger F, Schopper C, Patruta S, Kainberger F, et al. Evaluation of accuracy of computer-aided intraoperative positioning of endosseous oral implants in the edentulous mandible. **Clin Oral Implants Res.** 2002;13(1):59-64.
51. Widmann G, Bale RJ. Accuracy in computer-aided implant surgery--a review. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2006;21(2):305-13.
52. Wittwer G, Adeyemo WL, Schicho K, Figl M, Enislidis G. Navigated flapless transmucosal implant placement in the mandible: a pilot study in 20 patients. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2007;22(5):801-7.

ANEXO 01



Universidade Federal de Uberlândia
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP
Avenida João Naves de Ávila, nº. 2160 - Bloco J - Campus Santa Mônica - Uberlândia-MG -
CEP 38400-089 - FONE/FAX (34) 3239-4131; e-mail: cep@propp.ufu.br; www.comissoes.propp.ufu.br

ANÁLISE FINAL Nº. 523/10 DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA PARA O PROTOCOLO REGISTRO CEP/UFU
251/10

Projeto Pesquisa: Verificação da viabilidade, aplicabilidade e precisão de um técnica de planejamento virtual e cirurgia guiada em implantodontia.

Pesquisador Responsável: Dareny Zanetta Barbosa

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, o CEP manifesta-se pela aprovação do protocolo de pesquisa proposto.

O protocolo não apresenta problemas de ética nas condutas de pesquisa com seres humanos, nos limites da redação e da metodologia apresentadas.

O CEP/UFU lembra que:

a- segundo a Resolução 196/96, o pesquisador deverá arquivar por 5 anos o relatório da pesquisa e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, assinados pelo sujeito de pesquisa.

b- poderá, por escolha aleatória, visitar o pesquisador para conferência do relatório e documentação pertinente ao projeto.

c- a aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento a Resolução 196/96/CNS, não implicando na qualidade científica do mesmo.

Data de entrega do relatório parcial: Dezembro de 2010.

Data de entrega do relatório final: Março de 2011.

SITUAÇÃO: PROTOCOLO APROVADO.

OBS: O CEP/UFU LEMBRA QUE QUALQUER MUDANÇA NO PROTOCOLO DEVE SER INFORMADA IMEDIATAMENTE AO CEP PARA FINS DE ANÁLISE E APROVAÇÃO DA MESMA.

NOS PROTOCOLOS FUTUROS JUSTIFICAR O NÚMERO DE SUJEITOS DE PESQUISA COM BASE NA BIOESTATÍSTICA. O CEP/UFU LEMBRA QUE, EM CONJUNTO COM A FAMAT, OFERECE ASSESSORIA GRATUITA EM BIOESTATÍSTICA.

Uberlândia, 12 de Agosto de 2010

Prof. Dra. Sandra Terezinha de Farias Furtado
Coordenadora CEP/UFU

Orientações ao pesquisador

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 - Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.x), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que afetem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel de o pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprobatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res.251/97, item III.2.e). O prazo para entrega de relatório é de 120 dias após o término da execução prevista no cronograma do projeto.