FERNANDO PENTEADO LOPES DA SILVA

**Interferência dos artefatos de imagem causados por acessórios ortodônticos
metálicos em sobreposições de imagens de TCFC**

São Paulo

2012

FERNANDO PENTEADO LOPES DA SILVA

**Interferência dos artefatos de imagem causados por acessórios ortodônticos
metálicos em sobreposições de imagens de TCFC**

Versão Original

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutor, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Ortodontia

Orientador: Prof. Dr. José Rino Neto

São Paulo

2012

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catalogação da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Silva, Fernando Penteado Lopes da

Interferência dos artefatos de imagem causados por acessórios ortodônticos metálicos em sobreposições de imagens de TCFC : [versão original] / Fernando Penteado Lopes da Silva; orientador José Rino Neto. -- São Paulo, 2012.
98p. : fig., tab.; 30 cm.

Tese -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Ortodontia. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Aparelhos ortodônticos. 2. Tomografia. 3. Imagem 3D. I. Rino Neto, José. II. Título.

Silva FPL. Interferência dos artefatos de imagem causados por acessórios ortodônticos metálicos em sobreposições de imagens de TCFC. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas.

Aprovado em: / /2012

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Este trabalho é dedicado aos meus pais, pela firmeza, exemplo constante, mas principalmente pelo amor incondicional.

Obrigado, simplesmente por serem vocês.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. José Rino Neto, pela orientação criteriosa, mas sobretudo amiga, com a qual convivi durante o curso de Doutorado. Muito obrigado Professor.

Ao Departamento de Ortodontia e Odontopediatria da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, representado com muita competência e dedicação pelo Prof. Dr. João Batista de Paiva, pela realização do sonho em cursar o Doutorado nesta Instituição.

Ao Departamento de Ciências da Computação do Instituto de Matemática e Estatística da Universidade de São Paulo (IME-USP), representado pelo Prof. Dr. Marcel Parolin Jackowski e pelo pós-graduando William Seiti Mizuta, sem os quais não seria possível a conclusão do trabalho aqui apresentado.

Aos Professores Doutores do Departamento de Ortodontia e Odontopediatria da FOUSP: Gladys Cristina Domingues Morea, Jorge Abrão, André Tortamano, Solange Mongelli de Fantini e Lylian Kanashiro, pelos ensinamentos, mas, principalmente, pela amizade criada durante o período de Pós-Graduação.

Ao Prof. Dr. Israel Chilvarquer, pelo apoio e atenção constantes durante a realização das aquisições tomográficas.

Aos colegas Tiago Zanet, Angélica Hernandez e Eduardo Duailibi, bem como a toda equipe do INDOR – unidade FUNDECTO, pela prestatividade e atenção durante a fase experimental deste trabalho.

Ao Museu de Anatomia Humana do ICB-USP, representado pelo Prof. Dr. Renato Chopard, pela compreensão e empréstimo dos corpos de prova para realização do presente estudo.

Aos colegas contemporâneos de Pós-Graduação: Beatriz Lombardi, Fernanda Bozzini, André Abrão, Ricardo Horliana, Priscila Chibebe, Ana Cristina, Fábio Vigorito, Soo Young, Siddharta, Tarcila, Annelise, Carolina Pedrinha, Edson Illipronti,

Luis Vicente, Mariana Galvão, Lúcio Uchida, Michelle Sendyk, Carolina Ballastreire, Julissa Robles, Gisele Guimarães, José Valladares, Luiz Carlos Marchi, Paulo de Carvalho, Luciana Barrela, Leile e Amanda Frasson.

Aos amigos e funcionários de nosso Departamento: Vivi, Edina, Nalva, Ronaldo e Edilson, pelo carinho, transparência e companheirismo durante estes anos de convívio.

Ao amigo e irmão Paulo Estevão Scanavini, pela inigualável amizade e apoio desde o curso de Mestrado.

Às Dras. Lígia e Ana Amstalden, pelo privilégio do convívio profissional diário.

Ao Dr. Roberto Antônio Trevisan, pela inspiração e amor à Ortodontia.

RESUMO

Silva FPL. Interferência dos artefatos de imagem causados por acessórios ortodônticos metálicos em sobreposições de imagens de TCFC [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012. Versão Original.

O objetivo deste estudo foi avaliar, de forma quantitativa e qualitativa, se artefatos de imagem causados por acessórios ortodônticos metálicos interferem em sobreposições tridimensionais (3D) de imagens de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC). Dez crânios secos humanos foram submetidos a três aquisições tomográficas: sem acessórios ortodônticos (T1), com braquetes e tubos ortodônticos de aço inoxidável colados às superfícies vestibulares dos dentes superiores e inferiores (T2), e com fios ortodônticos de aço inoxidável inseridos nas canaletas dos referidos acessórios (T3). Os arquivos DICOM originais foram convertidos em arquivos de imagem *Analyze*, por meio do *software* Medsquare. O passo seguinte constituiu-se no registro rígido entre os pares de imagens T2-T1 e T3-T1, por meio do *software* Bioimage. Após o registro, foram então realizadas as sobreposições 3D entre os referidos pares de imagens, utilizando-se o *software* MeshValmet. Este software realiza uma codificação por mapas de cores, a partir das distâncias obtidas durante o processo de sobreposição. Distâncias positivas são codificadas com tonalidades de vermelho, enquanto que as negativas recebem tonalidades de azul. A ausência de deslocamento entre estruturas sobrepostas recebem o valor 0,0mm sendo codificadas com a cor verde. As imagens referentes a T2 e T3 foram sobrepostas em relação à T1 no mesmo plano de espaço, para cada crânio da amostra. A partir das referidas sobreposições, foram calculadas as seguintes medidas: Distâncias Máxima, Mínima e Média, Distância Mean Square (MSD), Distância Root Mean Square (RMS) e Mediana. Estas quatro últimas caracterizaram-se como medidas de tendência central, e representaram a faixa de valores de maior concentração de dados. Os acessórios metálicos causaram artefatos de imagem principalmente nas imagens T2 e T3, porém os mesmos não comprometeram o processo de sobreposição das mesmas em relação à T1. As Distâncias Máximas foram comparadas à medida Diagonal (D), calculada a partir das dimensões dos acessórios ortodônticos e representativa dos mesmos ($D=7,5\text{mm}$). Nesta comparação, o teste *t* de Student não mostrou diferença significativa ($p \leq 0,05$) indicando, de forma numérica, que os artefatos não se

mostraram estatisticamente importantes em relação às dimensões dos corpos metálicos que os causaram. As medidas de tendência central foram então comparadas ao valor 0,0mm, o qual representa ausência total de deslocamento entre as imagens sobrepostas. Neste caso, o teste t também não evidenciou diferença significativa ($p \leq 0,05$), indicando que a maior concentração de distâncias entre pontos em T2-T1 e T3-T1 localizou-se próxima ao referido valor. Somado a isso, a avaliação qualitativa propiciada pelas imagens corroborou tal constatação. Na comparação entre as medidas em T2-T1 e T3-T1, os coeficientes de Pearson mostraram alta correlação em relação às medidas de tendência central, como Distância Média ($r=0.86$), MSD ($r=0.87$), RMS ($r=0.97$) e Mediana ($r=0.74$). Mediante a avaliação quantitativa, complementada pela interpretação qualitativa dos dados, concluiu-se que os artefatos de imagem não comprometeram o procedimento de sobreposição de modelos 3D no presente estudo.

Palavras-chave: Aparelhos ortodônticos. Artefatos de imagem. Tomografia computadorizada de feixe cônico.

ABSTRACT

Silva FPL. Influence of streaking artifacts due to metallic orthodontic accessories in CBCT 3D model superimposition [thesis] São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012. Versão Original.

The aim of this study was to determine whether the artifacts caused by orthodontic metallic accessories interfere with the accuracy of three-dimensional (3D) Cone Beam Computed Tomography (CBCT) model superimposition. Ten dry human skulls were subjected to 3 CBCT scans: without orthodontic brackets (T1), with stainless steel brackets bonded (T2) and with orthodontic arch wires inserted into the bracket slots (T3). Individual 3D surface models were generated for the T1, T2 and T3 images, and the within-surface distances between T2-T1 and T3-T1 were computed. Superimposition error was calculated assuming CBCT image registration of T2 and T3 with respect to T1 using plain superimposition. The following measures were evaluated: Maximum, Mean and Mean Square Distance (MSD), Root MSD (RMS) and Median. The metallic accessories caused image artifacts primarily in T2 and T3 images which, however, did not compromise the 3D model superimposition. The maximum distances of artifacts image points were compared to the representative measure of orthodontic accessories (7.5mm), and Student *t* test showed no significant differences ($p \leq 0.05$) between both measures. When measures of T2-T1 and T3-T1 were compared, the Pearson coefficients showed a high correlation regarding the central tendency measures, as follows: Mean Distance ($r=0.86$), MSD ($r=0.87$), RMS (0.97) and Median ($r=0.74$). The statistical findings, which were complemented by qualitative image data obtained from this study, depicted that streaking artifacts did not affect the accuracy of CBCT 3D model superimposition of dry human skulls.

Keywords: Orthodontic appliances. Image artifacts. Cone beam computed tomography.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	09
2 REVISÃO DA LITERATURA	11
3 PROPOSIÇÃO	31
4 MATERIAL E MÉTODOS	32
5 RESULTADOS.....	52
6 DISCUSSÃO	73
7 CONCLUSÕES	83
REFERÊNCIAS.....	84
APÊNDICE.....	90
ANEXOS	97

1 INTRODUÇÃO

Desde a descoberta da radiação X por Roentgen, em 1895, a busca por sistemas de imagem que proporcionem efetividade no processo de diagnóstico e na resolução de procedimentos clínicos tem sido uma constante. Radiografias convencionais, apesar dos inúmeros benefícios oferecidos em relação ao diagnóstico odontológico, oferecem limitações inerentes como, por exemplo, a sobreposição de estruturas anatômicas.

A partir da descrição da Tomografia Computadorizada (TC) no final da década de 1960 e início dos anos 70 por Hounsfield e Cormack, passando desde os aparelhos *Singleslice* até os chamados *Multislice* (TCMS) e, recentemente, com a incorporação da Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC), muitas mudanças vêm ocorrendo no campo da Radiologia médica e odontológica.

A TCFC tem sido fonte importante de informações volumétricas tridimensionais (3D) desde sua introdução na Odontologia, no final dos anos 90. Essa nova modalidade de exame oferece alto valor agregado com dose de radiação relativamente baixa, tornando-a de grande relevância na prática odontológica atual. Considerando o alto grau de detalhamento da imagem obtida, a TCFC mostra-se particularmente útil na elaboração de diagnósticos e planos de tratamento, principalmente nos casos onde os benefícios de tal tecnologia superem seus riscos (Kapila et al., 2011).

Mais especificamente no campo da Ortodontia e da Cirurgia Bucomaxilofacial, um dos grandes benefícios do uso das imagens tomográficas é a possibilidade da sobreposição tridimensional de todo o volume craniofacial. Este procedimento torna-se particularmente útil no acompanhamento pós-tratamento em longo prazo de pacientes com deformidades dentofaciais. Alterações esqueléticas pós-cirurgias ortognáticas muitas vezes não constatadas por exames convencionais, como remodelações ósseas adaptativas, vêm sendo cada vez mais elucidadas por meio de sobreposições tridimensionais (Carvalho et al., 2010).

A sobreposição de modelos tomográficos normalmente envolve a utilização de imagens obtidas em diferentes fases do tratamento ortopédico, ortodôntico ou ortodôntico-cirúrgico. De acordo com as alterações a serem

avaliadas, cabe ao profissional decidir qual imagem será utilizada como referência.

Via de regra, as imagens utilizadas como referência durante o processo de sobreposição são aquelas obtidas no pré-tratamento (iniciais) as quais, no caso de pacientes ortodônticos, normalmente não apresentam acessórios metálicos que interfiram em sua visualização. Imagens adquiridas durante o tratamento, porém, podem apresentar acessórios ortodônticos metálicos que venham acarretar artefatos de imagem, interferindo na qualidade das mesmas.

A sobreposição de imagens 3D se faz por meio de *softwares* específicos, sendo normalmente realizada *voxel a voxel*, baseada nas tonalidades de cinza (ou *grayscale*) dos mesmos. Esta propriedade confere caráter automatizado e rígido ao processo e vem sendo utilizado com diferentes propósitos clínicos e de pesquisa, tendo sido validado por Cevitanes et al. em 2005a. Na maioria das vezes, porém, as imagens contendo artefatos metálicos precisam ser pós-processadas para remoção ou suavização dos mesmos (Paniagua et al., 2010). Esta suavização dos artefatos pode ser realizada durante a aquisição tomográfica por meio de interpolação de imagens ou após a aquisição das mesmas, neste caso feita manualmente pelo profissional. Tais procedimentos têm sido cada vez mais aperfeiçoados, mas ainda necessitam de maior desenvolvimento (Grauer et al., 2009).

Consideramos de grande importância o papel das sobreposições tomográficas tridimensionais no acompanhamento longitudinal de pacientes ortodônticos. Porém, a partir do momento que objetos metálicos possam interferir na intensidade de tons de cinza dos *voxels* da imagem (Katsumata et al., 2007) a sobreposição de imagens 3D baseada na correspondência entre os mesmos pode ser comprometida.

Devido à escassez de trabalhos científicos referentes especificamente ao estudo dos artefatos de imagem em imagens de TCFC (Schulze et al., 2011), o objetivo do presente estudo foi avaliar se artefatos causados por acessórios ortodônticos metálicos interferem no processo de sobreposição tomográfica 3D de crânios secos humanos, a partir de imagens originais sem manipulação (*raw data*).

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Aplicações da Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) em Ortodontia

Recentemente, a TCFC estabeleceu-se na Odontologia como uma categoria de exames com aplicações clínicas e de pesquisa dedicadas à região bucomaxilofacial. Particularmente em Ortodontia e Cirurgia Ortognática, grandes benefícios têm ocorrido na avaliação tridimensional do crescimento e da morfologia craniofacial, bem como na avaliação dos limites ortodônticos terapêuticos na região dento alveolar (Garib et al., 2007).

Resultado de avanços tecnológicos, da redução da exposição à radiação e da ótima qualidade da imagem, as expectativas apontam para uma utilização mais abrangente da TCFC na Odontologia e na Ortodontia. Com a definição de novos conhecimentos gerados pela visão tridimensional do crânio e da face, o futuro reserva a renovação de conceitos e paradigmas, bem como a redefinição de metas e planos terapêuticos ortodônticos (Rino-Neto et al., 2010).

Os tomógrafos de feixe cônico podem ser divididos em dois tipos principais: aqueles nos quais somente volumes tomográficos são adquiridos, e os tomógrafos multifunção, pelos quais além do volume tomográfico, radiografias bidimensionais convencionais como a panorâmica e as telerradiografias podem ser adquiridas. Os sensores de área utilizados em TCFC também são subdivididos em dois grupos: os intensificadores de imagem e os sensores *flat panel*. Historicamente os primeiros sensores utilizados foram os intensificadores de imagem, os quais precisam de múltiplos estágios para a obtenção final da imagem. Estes são constituídos por uma grade de fósforo onde os raios X são convertidos em luz, um foto-cátodo para a geração de elétrons que depois são acelerados e focalizados em um sensor tipo CCD (*Charge Couple Device*), ou dispositivo de carga acoplada. Os sensores tipo intensificadores de imagem são sensíveis aos campos eletromagnéticos e à vibração. São passíveis de distorções geométricas no volume gerado da imagem, precisam de constante calibração e têm um tamanho consideravelmente maior que os sensores *flat panel*. Em contrapartida, precisam de uma dose menor de radiação

para a obtenção do volume, o que reduz a dose de exposição ao paciente. Os sensores *flat panel* são mais simples do que os intensificadores de imagem, onde os raios X são absorvidos por uma camada de cintiladores e são transformados em luz. Os fótons então são convertidos em elétrons pela camada de foto-diodos e então capturados e armazenados pela camada de silicone amorfa. Transistores TFT fazem a leitura final dos sinais para o computador. Dentre as vantagens dos sensores *flat panel*, podemos destacar os menores tamanho e peso dos sensores, gerando assim menor vibração durante as aquisições. Soma-se a isso a ausência de distorção das imagens e maior resolução das mesmas, além de maior vida útil dos sensores, os quais não são sensíveis aos campos eletromagnéticos. Atualmente, a grande maioria dos tomógrafos de TCFC utilizam os sensores *flat panel* devido às suas vantagens em relação aos sensores intensificadores de imagem (Chilvarquer et al., 2008).

Dentre as várias aplicações da TCFC em Ortodontia, a utilização de imagens 3D do complexo craniofacial em estudos prospectivos controlados tem sido considerada um dos maiores avanços na busca de avaliações mais completas dos resultados dos tratamentos.

Representações cefalométricas bidimensionais (2D) de fenômenos 3D podem muitas vezes não responder questões relacionadas aos mecanismos de resposta ao tratamento e localização da remodelação esquelética (Motta et al., 2010a). Os movimentos esqueléticos decorrentes das cirurgias para correção de deformidades dentofaciais, por exemplo, precisam ser avaliados em três dimensões com o objetivo de melhorar os resultados, a estabilidade, aumentar a previsibilidade e reduzir os riscos de sintomas de distúrbios temporomandibulares após a cirurgia (Cevdanes et al., 2007).

Novas aplicações ortodônticas de técnicas avançadas de imagens 3D incluem sobreposições de modelos tomográficos para verificação de alterações no crescimento craniofacial (Cevdanes et al., 2009), resultados de tratamentos ortopédicos faciais (Heymann et al., 2010), bem como análises dos tecidos moles (Cevdanes et al., 2010) e simulação computadorizada de procedimentos cirúrgicos (Nkenke et al., 2004; Swennen et al., 2009).

2.2 Sobreposição de modelos tomográficos tridimensionais (3D)

A sobreposição seriada de imagens para estudos longitudinais não é novidade na Ortodontia. A partir do trabalho de Broadbent (1937), surgiu a possibilidade do estudo do crescimento facial e das modificações impostas pelo tratamento, empregando-se telerradiografias e traçados cefalométricos frontais e laterais. Utilizando-se o cefalostato, os pacientes eram mantidos numa posição fixa e reproduzível durante as tomadas radiográficas. Com a padronização das radiografias, iniciou-se o estudo em série e a análise das mudanças esqueléticas e dentárias dos pacientes. As imagens passaram então a serem sobrepostas em pontos de referência estáveis, com o intuito de melhor compreender as mudanças advindas do crescimento e/ou tratamento ortodôntico.

Tradicionalmente, a melhor e praticamente única maneira de se realizar avaliações quantitativas era por meio das sobreposições cefalométricas bidimensionais. Estruturas anatômicas estáveis durante o tratamento, descritas nos trabalhos de Björk e Skieller (1972, 1983) são comumente utilizadas como referências para realização das sobreposições. Dessa forma, alterações ocorridas em estruturas craniofaciais vizinhas são avaliadas em relação às estruturas de referência.

Porém segundo Cevidanes e Moro (2011), a cefalometria bidimensional não se baseia integralmente na biologia do desenvolvimento craniofacial. Segundo os autores, a cefalometria foi introduzida antes dos conceitos atuais sobre o crescimento craniofacial. Sobreposições com referência em linhas e/ou planos bidimensionais forneceriam interpretações simplistas e sem significado morfogênico para a avaliação do crescimento craniofacial. As imagens 3D, por sua vez, permitem sobreposições na fossa craniana (Figura 2.1), as quais revelaram interessantes alterações na flexão entre a fossa craniana anterior (cujo crescimento se completa antes dos sete anos de idade) e a fossa craniana média, durante a puberdade (Figura 2.2).

Figura 2.1 (A,B) - Exemplo de estruturas anatômicas da fossa craniana anterior (em verde), utilizada como referência para sobreposições 3D. Visões superior (A) e inferior (B) (Cevidanes et al., 2009)

Figura 2.2 - Alterações na flexão entre a fossa craniana anterior e a fossa craniana média durante o surto de crescimento pubertário. Início do tratamento em vermelho e, um ano após, em linha tracejada (Cevidanes; Moro, 2011)

Outra importante propriedade das sobreposições 3D é seu caráter rígido e automatizado, sendo que as ferramentas para sobreposição fazem parte de *softwares* específicos. A sobreposição é realizada para cada *voxel* da imagem, baseando-se em suas tonalidades de cores de cinza, ou *grayscale*. Dessa forma, busca-se minimizar interferências e erros intra-operadores durante o processo de sobreposição. Como referência, são utilizadas estruturas que permanecem estáveis durante o tratamento, como a base do crânio (Figura 2.3).

Figura 2.3 (A,B,C) - Método de sobreposição automatizada para cada *voxel* da imagem, utilizando-se como referência, neste exemplo, a base do crânio (Cevidanes et al., 2010)

Softwares como o Valmet (Cevidanes et al., 2005a; 2007), SPHARM-PDM (Paniagua et al., 2011), Dolphin, InVivoDental e 3dMDvultus (Grauer et al., 2009), além do CMFApp (Heymann et al., 2010) e BiolImage (Papademetris et al., 2001) são exemplos descritos na literatura com finalidade de registros e sobreposições de imagens tridimensionais. Estes *softwares* possuem ferramentas que permitem a sobreposição de imagens tomadas em diferentes tempos, num mesmo plano de coordenadas.

Os *softwares* comerciais Dolphin e InVivoDental, por exemplo, apresentam cinco passos a serem seguidos durante o processo de sobreposição:

1. Obtenção das 2 imagens a serem sobrepostas;

2. O usuário determina pontos de referência comuns às duas imagens, em regiões anatômicas que não sofreram alterações durante o crescimento e/ou tratamento;

3. Por meio de uma matriz de transformação que permite rotação e translação das imagens, o *software* realiza um alinhamento inicial entre as mesmas. Dessa forma, ambas as imagens passam a ocupar o mesmo plano (ou sistema) de coordenadas;

4. Devido à dificuldade de localização de pontos de referência estáveis em superfícies curvas, especialmente na região da base do crânio, ambos os *softwares* permitem um refinamento manual por parte do operador até que a maior parte das estruturas de referência fiquem sobrepostas.

5. Após o correto alinhamento das imagens, o usuário consegue avaliar as alterações advindas do crescimento e/ou tratamento de forma tridimensional, em relação aos pontos de referência previamente demarcados.

Com relação ao *software* 3dMDvultus, o processo de sobreposição se dá de forma semelhante, também envolvendo cinco passos:

1. Após obtenção das imagens, são criadas segmentações das mesmas quando necessárias;

2. O usuário determina os padrões de rotação e translação para alinhamento das imagens, de acordo com as regiões de interesse a serem avaliadas;

3. O usuário seleciona as estruturas anatômicas a serem utilizadas como referência;

4. O usuário realiza o alinhamento inicial das imagens de forma manual, tentando aproximá-las o máximo possível. Neste caso, o alinhamento é realizado baseando-se em superfícies, ao invés de pontos de referência. O *software* realiza então o alinhamento final, superfície a superfície, para refinamento da sobreposição;

5. Após o alinhamento final, o usuário pode visualizar as alterações ocorridas nas regiões de interesse, inclusive nas estruturas segmentadas. As alterações são avaliadas em relação às estruturas utilizadas como referência.

Segundo Grauer et al. (2009), as sobreposições realizadas utilizando-se o *software* 3dMDvultus fornecem maior precisão em relação às realizadas com o Dolphin e InVivoDental. Salientam que, enquanto estes últimos utilizam-se de pontos

de referência selecionados pelo usuário, o 3dMDvultus realiza sobreposições baseadas em superfícies, as quais possuem milhares de pontos para registro das imagens entre si. Todavia, a acurácia do processo depende da precisão do alinhamento entre as superfícies dos modelos tridimensionais (Figura 2.4).

Figura 2.4 - Sobreposição realizada com os *softwares*: Dolphin (A-C), 3dMDvultus (D- F) e InVivoDental (G-H)

As aplicações das sobreposições 3D vão desde avaliações de pacientes em crescimento (Cevidanes et al., 2009) e de resultados pós-tratamentos ortopédicos faciais (Heymann et al., 2010) (Figuras 2.5 e 2.6), até controles de estabilidade

(Cevidanes et al., 2007; Carvalho et al., 2010; Motta et al., 2010a,b) e alterações de tecidos moles pós-cirurgias ortognáticas (Cevidanes et al., 2010) (Figura 2.7).

Uma importante propriedade dos *softwares* é a codificação de estruturas anatômicas por meio de diferentes tonalidades de cores, a partir da sobreposição entre exames tomográficos do mesmo paciente. De acordo com a quantificação do deslocamento de uma determinada estrutura, entre dois tempos pré-estabelecidos, o *software* associa a magnitude da referida movimentação à tonalidades de cores correspondentes, baseando-se numa escala de medidas do próprio programa (Figuras 2.5 e 2.6). Estruturas que não sofrem deslocamento pelo crescimento e/ou tratamento são codificadas com a cor verde, sendo normalmente utilizadas como referência para realização das sobreposições. Estruturas deslocadas para frente recebem diferentes tonalidades de cor vermelha de acordo com a quantidade de deslocamento, enquanto aquelas que sofrem deslocamento em direção posterior são codificadas com diferentes tonalidades de azul.

Uma vez realizada a sobreposição do volume, a imagem obtida pode ser manipulada por translação ou rotação, permitindo visualizações sob diferentes perspectivas (Figura 2.6).

Figura 2.5 - Sobreposições 3D de pacientes Classe III tratados com elásticos intermaxilares ligados à miniplacas (Heymann et al., 2010). Superfícies ósseas deslocadas para anterior foram codificadas em cor vermelha, enquanto superfícies deslocadas para posterior receberam cor azul

Figura 2.6 - Visão posterior das sobreposições 3D dos mesmos pacientes da Figura.5, mostrando alterações advindas do tratamento sob nova perspectiva (Heymann et al., 2010)

Figura 2.7 (A,B,C) - Alterações tegumentares na região mentoniana de paciente 01 ano após cirurgia de avanço mandibular (Cevidanes et al., 2010)

Para melhor detalhamento de regiões de interesse, segmentações podem ser realizadas por ferramentas dos próprios *softwares*, agilizando assim o processo computacional (Figura 2.8).

Figura 2.8 - Segmentação para melhor visualização da sobreposição dos ramos e cabeças da mandíbula pré e uma semana após a cirurgia de avanço maxilar e recuo mandibular. Nota-se variabilidade em relação à rotação dos ramos, porém estabilidade na região das cabeças da mandíbula (Motta et al., 2010)

A primeira versão do *software* Valmet (Guerig et al., 2001), atualmente denominado MeshValmet, encontra-se em sua versão 3.0 (<http://www.nitrc.org/projects/meshvalmet/>), tendo sido baseado no trabalho de Aspert (Aspert et al., 2002). Este software possui ferramentas para mensuração de distâncias entre pontos e/ou superfícies constituídas por malhas triangulares ou poligonais (*meshes*), estas representativas dos volumes tomográficos originais.

Estas malhas são geradas a partir dos arquivos padrão em formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). Por meio de mensurações entre pontos e/ou superfícies das malhas sobrepostas, as ferramentas do *software* permitem o cálculo de distâncias durante o alinhamento das mesmas, bem como a identificação da distribuição de valores numéricos referentes a estas distâncias (Motta et al., 2010) (Figura 2.9). Para isso, o *software* disponibiliza informações a partir dos cálculos realizados após as sobreposições, por meio de medidas como distâncias máximas e mínimas. São disponibilizadas também medidas de tendência central, as quais apontam para a faixa de valores de maior concentração dos dados, como: distâncias médias, medianas, *Mean Square Distance* (MSD) e *Root Mean Square Distance* (RMS) (Guerig et al., 2001; Aspert et al., 2002).

Figura 2.9 - Exemplo de distância linear, computada em milímetros, a partir da sobreposição entre duas malhas distintas. A malha em cinza representa a imagem da cabeça da mandíbula após um deslocamento posterior de 3,2mm em relação à imagem em vermelho, esta última utilizada como referência (Motta et al.,2010)

Além disso, os *softwares* oferecem também histogramas de distribuição dos valores obtidos. Por meio destes, obtém-se uma melhor visualização da localização de maior concentração dos dados referentes às distâncias entre pontos constituintes das malhas sobrepostas (Figura 2.10).

Figura 2.10 - Tela de trabalho do *software* MeshValmet, com histograma da distribuição dos valores referentes às distâncias entre pontos correspondentes de duas malhas sobrepostas

2.3 Fatores que interferem na qualidade da imagem tomográfica

A exemplo do que ocorre nas Tomografias Computadorizadas *Multi-Slice* (TCMS), as Tomografias Computadorizadas de Feixe Cônico (TCFC) também são afetadas por artefatos de imagem. Neste caso, o termo artefato é interpretado como qualquer discrepância existente entre os dados da imagem tomográfica reconstruída e os reais coeficientes de atenuação de raios X do objeto. Dessa forma, qualquer alteração na intensidade dos mesmos interfere no processo de reconstrução volumétrica da imagem.

De acordo com suas características, os artefatos de imagem classificam-se em (Barret; Keat, 2004):

- *streaking* (ou “em estrias”): geralmente associado à diferença de uma única medida entre o objeto e sua imagem reconstruída;
- *shading* (ou “sombreado”): associado à diferenças de diferentes medidas entre o objeto e sua imagem reconstruída;
- *rings* (ou “em anel”): associado à falta de calibração dos detectores de raios X;
- *distortion* (de distorção): associado a erros relacionados à reconstrução volumétrica da imagem, do ponto de vista anatômico.

Em Ortodontia, os artefatos mais comumente encontrados são causados por acessórios metálicos (braquetes, tubos, bandas e fios ortodônticos) fixados aos dentes, além daqueles provocados pelo movimento do paciente durante a aquisição da imagem tomográfica (respiração e deglutição).

Considerando os objetivos do presente trabalho, iremos nos ater aos artefatos de imagem causados por objetos metálicos presentes no *Field of view* (FOV).

Aquisições realizadas na presença de tais objetos apresentam raios ou estrias em volta dos dentes. Este fenômeno é conhecido como “*beam hardening*” ou endurecimento do raio, e ocorre devido ao aumento da energia do feixe primário de raios X durante sua passagem pelos objetos metálicos (Chilvarquer et al., 1998).

O feixe de raios X utilizado na TCFC é policromático. Devido à rápida absorção dos raios X formados por fótons de baixa energia pelos corpos metálicos, estes atuam como um filtro absorvendo os raios de baixa energia e fazendo com que os fótons remanescentes aumentem sua energia ao passar pelo objeto. Esses fótons mais energizados fazem com que os coeficientes de atenuação dos tecidos adjacentes a esses metais sofram mudanças, gerando halos de baixa densidade e artefatos de imagem que comprometem mensurações próximas a dentes com acessórios metálicos (Chilvarquer et al., 1998; Molen, 2010). Além disso, segundo Katsumata et al. (2007), artefatos de imagem podem interferir na interpretação e reconstrução tomográfica de estruturas próximas a corpos metálicos, à medida que estes afetam a resolução de imagem de *voxels* adjacentes.

De acordo com Holberg et al. (2005), enquanto a TCMS ainda representa o padrão-ouro para mensurações mais precisas em regiões de raízes dentárias e osso alveolar, a TCFC é mais apropriada em situações onde haja corpos metálicos no

FOV. Para os referidos autores, artefatos metálicos de imagem interferem menos nas imagens de TCFC em relação às de TCMS (Figura 2.11).

Figura 2.11 (A,B) - Em A, Artefatos de imagem causado por restauração metálica no dente 46 em imagem de TCMS. Em B, artefatos causados pela mesma restauração em imagem de TCFC (Holberg et al., 2005)

Por outro lado, Perrela et al. (2010) relatam que mesmo interferindo na detecção de lesões em mandíbulas humanas secas, artefatos causados por restaurações metálicas em imagens de TCMS não foram significantes quando comparadas às mandíbulas sem restaurações dentárias. Resultados semelhantes foram encontrados por Cremonini et al. (2011), os quais avaliaram, em imagens de TCMS e TCFC, se a presença de artefatos metálicos poderia interferir em mensurações lineares realizadas em mandíbulas humanas secas. Os autores concluíram que, apesar dos artefatos dificultarem a identificação de cristas ósseas alveolares, os mesmos não provocaram alterações significantes nas medidas obtidas em imagens de TCMS ou TCFC.

Nkenke et al. (2004) avaliaram a influência de artefatos causados por restaurações metálicas em relação à acurácia no processo de sobreposição entre imagens obtidas de *scanners* 3D e imagens de TCMS. Os autores compararam imagens dos mesmos modelos de gesso, obtidas pelas referidas técnicas, sem restaurações metálicas entre si, e com restaurações metálicas entre si, num total de 10 modelos. Após a redução dos artefatos e aplicação de técnicas de registro de

imagens, foi conseguida uma precisão satisfatória durante o alinhamento e sobreposição entre imagens 3D e de TCMS sem restaurações, bem como entre mesmas imagens com restaurações. As diferenças médias encontradas entre pontos correspondentes das imagens óticas 3D e de TCMS foram $0,2671 \pm 0,0580\text{mm}$ e $0,1262 \pm 0,0301\text{mm}$ referentes aos modelos com e sem restaurações metálicas, respectivamente. Entretanto, as imagens com e sem restaurações não foram comparadas entre si. Os autores concluíram que a precisão e acurácia do processo final de sobreposição foram satisfatórias, e que técnicas de registro de imagens devem ser utilizadas como rotina previamente à sobreposição final das mesmas.

Com relação aos artefatos causados por implantes de titânio ósseo-integrados, Schulze et al. (2010) consideram que qualquer técnica radiográfica que utilize raios-X policromáticos e retroprojeção (*"backprojection"*) para reconstruções tridimensionais não constitui um método totalmente confiável para avaliações da interface implante-osso. Os autores afirmam que tais artefatos comprometem a qualidade das reconstruções volumétricas na grande maioria dos tomógrafos atuais.

Num estudo mais relacionado à Ortodontia, Sanders et al. (2007) avaliaram os artefatos causados em imagens de TCFC geradas pelo tomógrafo NewTom 3G (AFP Imaging, Elmsford, NY), por diferentes tipos de braquetes colados aos dentes de cadáveres humanos. Os autores investigaram a influência dos artefatos sobre o *grayscale* de *voxels* adjacentes aos referidos acessórios. Com o objetivo de verificar se os artefatos poderiam ou não comprometer o diagnóstico de lesões de cárie interproximais induzidas, foram avaliadas imagens tomográficas axiais de três crânios de cadáveres humanos em relação a um crânio sem braquetes, utilizado como controle. Os autores utilizaram braquetes de material plástico, porcelana, aço inoxidável e titânio. Os acessórios de aço inoxidável causaram os artefatos de imagem mais significativos, aumentando as áreas radiolúcidas e diminuindo o contraste das imagens, comprometendo assim a visualização das cavidades nos pontos de contato interproximais.

Os artefatos podem ser removidos por meio da interpolação dos dados de imagens de cortes sequenciais que não possuam objetos metálicos. Dessa forma, a intensidade do artefato de imagem é significativamente diminuída (Vannier et al., 1997). Entretanto, resultados obtidos com esta técnica utilizando-se *softwares* tomográficos são algumas vezes insatisfatórios, principalmente em relação ao

detalhamento oclusal em reconstruções dentárias tridimensionais (Nkenke et al., 2004). Para Schulze et al. (2010), iniciativas para redução de artefatos de imagem deveriam começar pelo aprimoramento dos algoritmos de reconstrução de imagens dos próprios tomógrafos, ao invés do pós-processamento das mesmas.

Mesmo sendo considerada uma realidade nas imagens de TCFC, Schulze et al., em recente levantamento bibliográfico realizado em 2011, afirmam que poucos artigos científicos publicados em periódicos odontológicos referem-se especificamente aos artefatos de imagem em exames de TCFC. Destes, a maioria trata dos artefatos causados por restaurações e implantes metálicos, enquanto a minoria aborda àqueles causados por acessórios ortodônticos metálicos. De forma análoga, a interferência de artefatos metálicos sobre o *grayscale* de *voxels* de imagens TCFC e, por consequência, em relação à sobreposição das mesmas, tem sido pouco abordada pela literatura até o presente momento.

2.4 Registro de Imagens

Considerando ser o presente estudo referente às sobreposições de imagens 3D, faz-se necessária uma revisão do tópico de registros de imagens. Durante diferentes aquisições tomográficas, pequenas variações de posicionamento da cabeça do paciente podem ocorrer. Desta forma, o registro das imagens a serem sobrepostas deve ser realizado previamente, para que mensurações possam ser feitas de forma confiável.

Com o advento de tecnologias tridimensionais no campo da Radiologia médica e odontológica, técnicas de registro de imagens tornaram-se fundamentais em muitas tarefas envolvendo o emprego de imagens 3D. Esforços por parte de pesquisadores nos últimos 20 anos têm sido direcionados ao desenvolvimento de ferramentas para registro destas imagens em avaliações de tecidos moles e duros em áreas como Odontologia, Medicina e Antropologia (Cevidanes et al., 2010). Estes procedimentos podem ser aplicados a imagens de TCMS, TCFC ou de Ressonância Magnética (RM).

O registro pode ser entendido como o processo de alinhamento entre duas ou mais imagens obtidas em tempos diferentes, sob diferentes perspectivas ou por meio de diferentes fontes ou sensores. Este procedimento torna-se de extrema importância em casos onde uma completa avaliação diagnóstica e/ou terapêutica dependa de informações contidas em mais de uma única imagem. O alinhamento espacial torna-se, portanto, necessário para que informações pertencentes a diferentes imagens possam ser avaliadas de forma integrada (Fischer; Modersitzki, 2008).

Durante o procedimento de registro, a imagem a ser sobreposta recebe o nome de imagem alvo, enquanto a imagem de referência pode ser chamada de imagem fonte. Enquanto a imagem de referência ou imagem fonte permanece intacta durante o processo, a imagem alvo sofre as transformações necessárias para adequação de sua geometria à da imagem de referência.

As técnicas de registro de imagens podem ser divididas em dois grupos principais, de acordo com o tipo de transformação (ou alteração) aplicada às imagens alvo: rígidas ou não rígidas (elásticas).

Nas técnicas de registro rígido, as principais transformações aplicadas são as de translação e de rotação. Estas transformações envolvem o deslocamento de imagens, e também são conhecidas como transformações Euclidianas (Bookstein, 1997; Adams et al., 2004). Estas operações de posicionamento e movimento de imagens ou objetos geométricos podem ser realizadas num cenário bi (2D) ou tridimensional (3D).

As técnicas de registro não rígido, por sua vez, além das transformações de translação e rotação, envolvem também as transformações de escalas e propriedades afins. A classe de propriedades afins engloba as transformações de translação, rotação, de escalas, de reflexão, e de cisalhamento (Figura 2.12). As transformações de escala e de cisalhamento estão relacionadas à alteração de tamanho das imagens, ou seja, possibilitam a remodelação da imagem alvo para seu alinhamento com a imagem de referência.

Figura 2.12 - Exemplos de transformações da classe afim aplicadas às imagens alvo para alinhamento em relação à imagem de referência

As técnicas de registro não rígido são normalmente utilizadas em estudos envolvendo modelos elásticos, modelos fluídos e modelos de elementos finitos (Bajcsy, Kovacic, 1989; Crum et al., 2004).

No caso do registro rígido, as transformações realizadas (rotação ou translação) não causam deformações na imagem alvo para alinhamento de sua geometria em relação à da imagem de referência. Neste caso, as transformações envolvem apenas o deslocamento da imagem alvo. Esta fase do registro é conhecida como reamostragem (ou *resampling*), pois reamostra a imagem alvo ao sistema de coordenadas da imagem de referência, por meio do tipo de transformação escolhida (Goshtasby, 2005).

Em Odontologia, e mais especificamente em Ortodontia, a técnica de registro rígido de imagens é a mais comumente utilizada em estudos longitudinais para avaliações advindas do crescimento craniofacial e/ou tratamento ortodôntico. O registro rígido pode ser utilizado em imagens de estruturas rígidas como as do tecido ósseo, ou mesmo em imagens de estruturas que sofreram mínimas alterações de forma, como em cortes histológicos sucessivos (Pluim et al., 2003). Para avaliação de alterações do tecido facial tegumentar pós-tratamento, entretanto, a referida

técnica ainda não apresentou resultados conclusivos, principalmente devido às variações apresentadas pelo tegumento (Cevitanes et al., 2010).

As técnicas de registro rígido podem ser realizadas a partir de pontos de referência contidos nas imagens (Rohlf, Marcus, 1993; Rohr, 2001; Cevitanes et al., 2005a,b), em contornos de curvaturas contidas nas imagens (Subsol et al., 1997, 1998), planos de referência (Baumrind et al., 1983), superfícies (Thompson et al., 1997; Jackowski et al., 2003) ou por meio da correspondência entre voxels (*voxel-based*) pertencentes às imagens a serem registradas (Maes et al., 1997; Swennen et al., 2009).

Esta última modalidade de registro rígido (*voxel-based*) tem tido grande aplicabilidade em estudos longitudinais, e baseia-se na intensidade de tons de cinza (ou *grayscale*) dos voxels pertencentes às diferentes imagens a serem registradas. A partir da semelhança entre tonalidades de cinza de *voxels* pertencentes a duas imagens distintas, as mesmas são ajustadas ou alinhadas num sistema espacial de coordenadas em comum, com intuito de estabelecer a correspondência exata entre elas.

A gama de possibilidades para aplicações das técnicas de registro é bastante ampla. Varia desde o registro entre imagens de mesma modalidade com diferentes contrastes (duas imagens de TCMS, TCFC ou RM obtidas do mesmo indivíduo, em tempos distintos) até mesmo ao registro entre imagens de diferentes modalidades (TCMS, TCFC ou RM) entre si. Além disso, existe também a possibilidade de registro entre imagens de diferentes indivíduos, para realização de determinadas análises em grupos de pacientes, bem como registro entre imagens de diferentes dimensões (Jackowski et al., 2003).

Em termos de literatura ortodôntica, as técnicas de registro rígido apresentam conceitos muitas vezes interligados às técnicas de sobreposições de imagens tridimensionais, mas não significam necessariamente o mesmo procedimento. Na grande maioria dos casos, o registro rígido constitui um procedimento necessário como pré-requisito antes da obtenção de medidas advindas da sobreposição final (Nkenke et al., 2004; Swennen et al., 2009; Cevitanes et al., 2010).

A manipulação de imagens 3D difere em relação às 2D em muitos aspectos. Como a maioria dos ortodontistas foi treinada utilizando imagens 2D para elaboração de diagnósticos e avaliação de resultados de tratamento, a transição

para uso rotineiro das tecnologias 3D envolve uma curva (ou período) de adaptação e aprendizado (Chilvarquer et al., 2008; Rino-Neto et al., 2010).

A metodologia de sobreposições 3D, por exemplo, encontra-se em franco desenvolvimento, e com futuro promissor na avaliação dos tratamentos ortodônticos (Motta et al., 2010a). Somado a isso, os benefícios advindos destas sobreposições vêm sendo demonstrados na literatura de forma expressiva nos últimos anos.

Alguns fatores como a ocorrência de artefatos de imagem podem, entretanto, interferir na realização de tal procedimento. Considerando que tais sobreposições são realizadas *voxel a voxel*, princípio este que confere caráter automatizado ao processo, torna-se plausível considerar que a presença de metais no *Field of View* (FOV) possa interferir na realização das sobreposições 3D.

Especificamente em Ortodontia, são muitas as ocasiões nas quais são necessárias sobreposições entre imagens, obtidas com e sem acessórios ortodônticos metálicos, entre si. Dessa forma imagens com e sem artefatos de imagem, os quais podem alterar tonalidades de cinza de *voxels* pertencentes à mesma região anatômica (Katsumata et al., 2007; Schulze et al., 2010), são sobrepostas num único plano de espaço.

A ocorrência de artefatos de imagem é uma realidade nas imagens de TCFC, e torna-se de grande importância ao considerarmos a metodologia das sobreposições baseadas na correspondência entre *voxels*. Entretanto, atualmente, há uma escassez de trabalhos científicos relacionados ao tema.

Dessa forma, julgou-se válida a investigação da interferência de artefatos de imagem causados por acessórios ortodônticos metálicos em relação à sobreposição de imagens 3D obtidas pela TCFC.

3 PROPOSIÇÃO

Com intuito de avaliar se artefatos de imagem causados por acessórios ortodônticos metálicos interferem em sobreposições 3D de imagens de TCFC, propusemo-nos a avaliar em crânios humanos secos:

- A intensidade dos artefatos de imagem, do ponto de vista quantitativo, em relação aos acessórios ortodônticos metálicos que os causaram;
- Por meio da avaliação quantitativa e qualitativa, se tais artefatos interferem na sobreposição automatizada de modelos tomográficos.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Seleção da amostra

Os 10 crânios humanos secos constituintes da amostra foram cedidos pelo Museu de Anatomia Humana (MAH) do Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo (ICB-USP), mediante carta de autorização (Anexo A).

Os crânios, todos de indivíduos adultos, foram previamente selecionados, sem distinção de etnia ou gênero. A seleção respeitou os seguintes critérios (Leung et al., 2010):

- integridade das estruturas maxilares e mandibulares;
- ausência de lesões ou fraturas na região de rebordos alveolares;
- mínimo de 12 (doze) dentes por arcada;
- intercuspidação dentária e assentamento da cabeça da mandíbula na fossa articular estáveis;

O Projeto de Pesquisa do presente experimento foi submetido à apreciação pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (CEP-FOUSP). O parecer de aprovação encontra-se anexado ao final deste trabalho (Anexo B - Protocolo 81/11, CAAE 0092.0.017.000-11).

4.2 Materiais

4.2.1 Acessórios ortodônticos

Foram utilizados braquetes ortodônticos modelo Premium Series Mini, prescrição Roth com canaletas .022"x.028" da marca Orthometric® (Marília, Brasil). Estes acessórios foram colados na superfície vestibular de incisivos, caninos e pré-molares superiores e inferiores dos crânios utilizados. Nos molares

superiores e inferiores, foram colados tubos ortodônticos série Premium - Roth com canaletas 022"x.028" da marca Orthometric® (Figura 4.1).

Figura 4.1 - Braquetes (A) e tubos (B) ortodônticos de colagem utilizados no experimento

O procedimento de colagem direta dos acessórios mencionados foi realizado utilizando-se o sistema Ortholink VLC (Figura 4.2), distribuído pela empresa Orthometric®.

Figura 4.2 - Sistema de colagem direta utilizado no experimento

Além dos braquetes e tubos, foram utilizados também arcos ortodônticos pré-formados de secção retangular .019"x.025" de aço inoxidável, marca Orthometric®.

4.2.2 Materiais para obtenção das imagens de TCFC

- Tomógrafo Computadorizado de Feixe Cônico modelo i-Cat[®] Next Generation (Imaging Sciences International Inc., Hatfield, PA, USA) (Figura 4.3);
- *Workstation* com Processador Pentium D 3.60Ghz, Memória Ram de 4 Gb e *Hard Disk* (HD) de 250 Gb;
- *Software* tomográfico i-Cat Vision[®];
- Caixa plástica colocada sob a base posterior dos crânios, para estabilização dos mesmos na mesa de apoio do tomógrafo;
- HD externo de capacidade total 1TB para gravação das cópias de segurança dos arquivos.

Figura 4.3 - Aparelho de TCFC utilizado, i-Cat[®] Next Generation

As aquisições tomográficas foram realizadas no INDOR – Unidade FUNDECTO, mediante carta de autorização (Anexo C).

4.2.3 Materiais para conversão dos arquivos *DICOM* e realização das sobreposições de imagens tridimensionais

- Computador de mesa (*desktop*) de configuração: processador Intel Core i7 2640QM1 2.8-3.5GHz, Memória Ram de 6 Gb, HD de 640Gb e sistema operacional Fedora 64-bit Linux;
- *Software* de livre acesso MedSquare (<http://www.medsquare.org>), desenvolvido no Instituto de Matemática e Estatística da Universidade de São Paulo (IME-USP);
- *Software* de livre acesso BioImage versão 3.01 (<http://www.bioimagesuite.org>), desenvolvido no Departamento de Ciências da Computação / Imagens médicas da Universidade de Yale (EUA).
- *Software* de livre acesso MeshValmet (*Validation Metric for Meshes*) versão 3.0 (<http://www.nitrc.org/projects/meshvalmet/>), desenvolvido no Departamento de Ciências da Computação / Imagens médicas da Universidade da Carolina do Norte (EUA).

4.3 Métodos

4.3.1 Método para obtenção das imagens de TCFC

Os crânios foram posicionados na mesa de apoio e utilizando-se, como referências, as linhas de orientação vertical e horizontal do tomógrafo. Dessa forma, consegue-se maior reprodutibilidade entre diferentes aquisições tomográficas do mesmo crânio, bem como entre aquisições de diferentes crânios (Leung et al., 2010). A linha de referência vertical foi posicionada de acordo com estruturas cranianas como a sutura internasal, espinha nasal anterior e sutura intermaxilar. A linha de orientação horizontal foi posicionada de acordo com o plano oclusal (Nkenke et al., 2004), (Figura 4.4).

Figura 4.4 - Crânio posicionado no tomógrafo, de acordo com as linhas de orientação vertical (A) e horizontal (B)

As cabeças da mandíbula foram relacionadas às fossas mandibulares de acordo com a posição dentária de máxima intercuspidação. Foi então realizada fixação das mesmas com cola Superbond[®] para evitar deslocamentos mandibulares durante a manipulação dos crânios, o que comprometeria o processo de registro e sobreposição das imagens. Logo após a realização das aquisições tomográficas, o material de fixação foi então removido e as superfícies ósseas devidamente limpas.

O protocolo de aquisição tomográfica foi realizado utilizando-se: 18,54mA, 120 kVp, FOV de 17 cm x 23 cm (*Extended*) e tempo de aquisição de 8,9 segundos. As imagens foram reconstruídas com *voxels* isotrópicos de 0,3mm. Todas as aquisições seguiram o mesmo protocolo. Para cada crânio da amostra, foram realizadas aquisições tomográficas, em três tempos distintos:

-T1: sem acessórios ortodônticos, também chamada imagem referência (Figura 4.5):

Figura 4.5 - Exemplos de crânios utilizados no experimento, sem acessórios em T1

-T2: com acessórios ortodônticos (braquetes e tubos) colados à superfície vestibular dos dentes superiores e inferiores (Figura 4.6):

Figura 4.6 - Exemplos de crânios utilizados, com acessórios ortodônticos em T2

-T3: com arcos ortodônticos superiores e inferiores .019"x.025" de aço inoxidável inseridos nas canaletas dos acessórios (Figura 4.7):

Figura 4.7 - Exemplos de crânios com arcos de aço inoxidável .019"x.025" encaixados nas canaletas dos acessórios ortodônticos em T3

4.3.2 Método para colagem dos acessórios ortodônticos

Os acessórios ortodônticos foram colados de modo que suas canaletas fossem posicionadas de forma passiva, utilizando-se os arcos ortodônticos pré-formados como guias. Dessa maneira, todas as canaletas localizaram-se no mesmo plano (Sanders et al., 2007). Na Figuras 4.8 a 4.10, é ilustrado um exemplo de colagem realizada em uma das mandíbulas utilizadas no experimento.

Figura 4.8 (A-D) - Posicionamento dos tubos na região de segundos molares e utilização do arco pré-contornado de aço como guia para início do procedimento de colagem direta dos acessórios ortodônticos

Figura 4.9 (A-C) - Prosseguimento da colagem utilizando-se o arco de aço como guia. Colagem dos tubos nos primeiros molares, e braquetes em pré- molares e caninos

Figura 4.10 - Fase final do procedimento com a colagem dos incisivos inferiores, e encaixe do arco de aço inoxidável .019"x.025" de forma passiva nas canaletas dos mesmos

4.3.3 Método para conversão dos arquivos *DICOM* e realização das sobreposições de imagens tridimensionais

A partir dos arquivos originais (*raw data*), foram obtidos modelos tomográficos tridimensionais, utilizando-se para isso o software do próprio tomógrafo (i-Cat Vision®). Os volumes 3D dos crânios, em formato DICOM, não sofreram qualquer alteração de imagem (brilho e/ou contraste) para atenuação de quaisquer artefatos de imagem (Sanders et al., 2007). Dessa forma, poderia ser avaliada sua real influência nas intensidades de cinza dos *voxels* das imagens obtidas.

A partir dos volumes tomográficos iniciais, foram gerados novos modelos tridimensionais em formato *Analyze*, utilizando-se a ferramenta *Marching Cubes*, pertencente ao *software* MedSquare (Figura 4.11).

Figura 4.11 - Imagem em formato *Analyze*, representativa do volume tomográfico original de todo o crânio

Considerando a realização das aquisições (T1, T2 e T3) para cada crânio, em tempos diferentes, foi necessária a realização do registro rígido entre as referidas imagens *Analyze*. O mesmo foi realizado para diminuir o desalinhamento entre as mesmas, decorrentes de diferenças no posicionamento dos crânios entre as diferentes aquisições tomográficas. A figura 4.12 ilustra o desalinhamento durante a sobreposição de duas imagens referentes ao mesmo crânio, sem realização do registro, durante a fase piloto do presente trabalho. A grande distribuição de cores enfatiza as áreas de maior desalinhamento, bem como a necessidade do registro entre as imagens a serem sobrepostas, para minimizá-lo.

Figura 4.12 - Desalinhamento inicial entre imagens, enfatizando a necessidade do registro entre as mesmas. Notar a grande distribuição de cores, destacando o desalinhamento previamente à realização do registro

Para realização do registro, os modelos *Analyze* foram exportados para o *software* BiolImage. O registro rígido foi realizado por meio da correspondência entre tons de cinza de *voxels* pertencentes às duas imagens conforme mencionado anteriormente, ou seja, de forma automatizada.

O registro rígido foi utilizado para os seguintes pares de imagens, em cada crânio da amostra:

- T2-T1: registro entre a imagem com acessórios ortodônticos (T2=imagem alvo) e a imagem referência T1;
- T3-T1: registro entre a imagem com acessórios e fios ortodônticos (T3=imagem alvo) e a imagem referência T1.

Os modelos *Analyze* pós-registro foram então convertidos em imagens formadas por malhas (*meshes*), constituídas por triângulos e representativas das imagens tridimensionais, conforme mostrado na Figura 4.13.

Figura 4.13 – Exemplo de estrutura em malha (mesh) e seus triângulos constituintes, durante uma sobreposição T2-T1

Os referidos pares de imagens (malhas) pós-registro foram então exportados para o *software* MeshValmet, que calcula milhares de distâncias lineares (em milímetros) entre pontos (vértices) dos triângulos constituintes das malhas das imagens 3D (Figura 4.14).

Figura 4.14 – Exemplo de sobreposição de imagens e codificação por cores realizada por meio do software MeshValmet

A partir das distâncias encontradas entre dois pontos mais próximos (ou correspondentes) pertencentes a duas malhas sobrepostas, são gerados mapas com escalas de cores para complementação da análise numérica. Os pontos, neste caso, são os vértices dos triângulos que formam as malhas de cada imagem. No caso do MeshValmet, estruturas que não sofrem alterações entre os tempos avaliados recebem a cor verde, e normalmente são utilizadas como referência durante a sobreposição. Estruturas que se deslocam para frente (em sentido anterior) são codificadas com diferentes tonalidades de vermelho, enquanto aquelas que se deslocam para trás (em sentido posterior) recebem tonalidades de azul (Figuras 4.12 a 4.14).

Todos os procedimentos computacionais foram realizados no Departamento de Ciências da Computação do Instituto de Matemática e Estatística da Universidade de São Paulo (IME-USP), por um único operador.

Por meio de ferramentas do *software* MeshValmet foram então calculadas, em milímetros (mm), as distâncias entre pontos (vértices) dos

triângulos constituintes das malhas representativas dos volumes tomográficos. Esta metodologia permitiu a quantificação de distâncias entre pontos localizados em qualquer região do volume.

Conforme mencionado, de acordo com a escala do *software*, distâncias positivas receberam diferentes tonalidades de cor vermelha, enquanto que distâncias negativas receberam tonalidades de azul.

4.4 Medidas avaliadas

Após realizado o registro rígido das imagens, as seguintes distâncias lineares foram computadas pelo *software* MeshValmet:

- Distância Máxima entre dois pontos correspondentes, pertencentes a duas imagens (malhas), durante a sobreposição. É determinada quando um ponto da imagem alvo encontra-se em sentido anterior em relação ao ponto correspondente da imagem referência. Portanto, recebe valor positivo, sendo codificada com tonalidades de cores graduais, do amarelo ao vermelho.
- Distância Mínima entre dois pontos correspondentes, pertencentes a duas imagens (malhas), durante a sobreposição. Na determinação desta medida, entretanto, o *software* considera o máximo valor absoluto entre dois pontos correspondentes, sendo que o ponto da imagem alvo encontra-se em sentido posterior em relação ao ponto correspondente da imagem referência. Valores referentes à Distância Mínima recebem valores negativos, sendo codificados por áreas em azul.

Além das referidas distâncias lineares computadas, foram calculadas medidas de tendência central, com intuito de identificar o comportamento do conjunto total de dados (Callegari-Jacques, 2006). Estas medidas são utilizadas para representação dos valores mais frequentemente encontrados (Triola, 1998).

No presente estudo, a obtenção de tais medidas fez-se necessária devido à grande quantidade de pontos constituintes das imagens e, por consequência, do grande número de distâncias obtidas entre os mesmos. Para cada sobreposição, foram obtidas cerca de 394.038 pontos (vértices), e um total de 789.976 triângulos, os quais estabeleceram 2.135.286 distâncias. Dessa forma, buscou-se uma melhor caracterização da distribuição destas distâncias durante as sobreposições. Assim, as seguintes medidas foram calculadas:

- Distância Média entre pontos correspondentes, pertencentes a duas imagens (malhas) distintas, durante a sobreposição. Para seu cálculo, foram consideradas todas as distâncias obtidas entre pontos correspondentes das imagens sobrepostas.
- Mean Square Distance (MSD): conhecida como média quadrática, foi utilizada para definir a distribuição das distâncias obtidas em toda a imagem. Obtém-se o MSD de um conjunto de valores elevando-se cada um ao quadrado, somando-se os resultados, dividindo-se o total pelo número n de valores e calculando-se a raiz quadrada do resultado (Downing; Clark, 2002), conforme a fórmula abaixo:

$$\text{MSD} = \sqrt{\frac{\sum x_i^2}{n}}$$

onde:

X_i = valor da distância obtida

n = total de distâncias obtidas

- Root Mean Square distance (RMS): corresponde à raiz quadrada do MSD. Representa a média absoluta das distâncias de uma forma normalizada, útil quando existem grandes variações de valores tanto para positivo quanto para negativo (Carugo, 2007).

- Mediana: é o elemento que ocupa a posição central de uma série ordenada de dados, ou seja, os mesmos devem estar dispostos em ordem crescente ou decrescente. Uma importante característica da Mediana é a de que ela não é afetada pelos dados extremos da série.

O processo de mensuração das distâncias e cálculo das medidas mencionadas, durante a sobreposição das imagens, foi realizado da seguinte forma:

- T2-T1: obtenção das distâncias advindas da sobreposição da imagem com acessórios ortodônticos (T2=imagem alvo) sobre a imagem referência T1;
- T3-T1: obtenção das distâncias advindas da sobreposição da imagem com acessórios e fios ortodônticos (T3=imagem alvo) sobre a imagem referência T1.

4.5 Método Estatístico

4.5.1 Avaliação do erro de medição

Para verificar o erro sistemático intra examinador foi utilizado o teste t pareado. Na determinação do erro casual utilizou-se o cálculo de erro proposto por Dahlberg (Houston, 1983).

$$erro = \sqrt{\frac{\sum d^2}{2n}}$$

onde: d = diferença entre 1ª. e 2ª. medições e n = número de repetições.

A 2ª medição foi realizada pelo mesmo operador após 30 dias em relação à 1ª, em 40% da amostra (4 crânios).

4.5.2 Análise estatística

Para verificar se os dados apresentavam distribuição normal, foi utilizado o teste de Kolmogorov-Smirnov.

A partir da constatação da normalidade dos dados, os mesmos foram descritos em tabelas e gráficos pelos parâmetros de média e desvio padrão. Testes paramétricos foram então realizados para prosseguimento da análise dos dados.

Por meio do teste t para uma amostra, a média das Distâncias Máximas foi comparada ao valor da diagonal calculada a partir das dimensões dos acessórios ortodônticos metálicos. Esta diagonal (D), determinada como a maior distância entre dois pontos pertencentes ao mesmo acessório ortodôntico, foi considerada no presente estudo como a medida linear representativa das dimensões dos referidos acessórios. Seu valor é definido como a raiz quadrada da soma dos quadrados das seguintes distâncias, segundo a fórmula:

$$D = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}, \text{ onde (Figura 4.15):}$$

- X: correspondente à altura da base do acessório;
- Y: correspondente à largura da base do acessório;
- Z: correspondente ao perfil (vestíbulo-lingual) do acessório.

Figura 4.15 - Medidas X, Y e Z, utilizadas para o cálculo da diagonal (D) de cada acessório ortodôntico utilizado

A diagonal de objetos tridimensionais, também conhecida como vetor diagonal, é comumente utilizada em geometria analítica e conecta um dado vértice de origem ao vértice oposto a esta origem (Boulos; Oliveira, 1987; Noble; Daniel, 1988).

Para o cálculo do vetor diagonal (D) num sistema de coordenadas tridimensional, aplica-se o teorema de Pitágoras duas vezes, considerando os triângulos l (plano horizontal) e v (plano vertical) da figura 4.16 (Grossman, 1994; Winterle, 2000). Dessa forma, o valor da diagonal (D) corresponde à raiz quadrada da soma dos quadrados dos vetores de cada triângulo considerado. Na Figura 4.16, o eixo X está representado pelo vetor v_1 , o eixo Y pelo vetor v_2 , e o eixo Z pelo vetor v_3 . Já no exemplo da figura 4.17, o vetor diagonal é ilustrado considerando-se um objeto tridimensional, representado pelo cubo.

$$D = \sqrt{v_1^2 + v_2^2 + v_3^2}$$

Figura 4.16 - Representação do vetor diagonal (D) num sistema de coordenadas tridimensional, bem como a fórmula para seu cálculo

Figura 4.17 - Exemplo de diagonal obtida considerando vértices em diferentes planos do espaço de um elemento tridimensional (cubo)

A partir das medidas dos acessórios ortodônticos, fornecidas pelo fabricante (Apêndice D), foi calculado o valor da maior diagonal (D) referente aos acessórios, obtendo-se o valor 7,5mm. Valores referentes à Distância Máxima maiores que 7,5mm, no presente estudo, representaram de forma numérica os artefatos de imagem causados pelos referidos acessórios.

As médias referentes à Distância Média, MSD, RMS e Mediana foram avaliadas em relação ao valor 0,0mm por meio do teste t para uma amostra. Conforme mencionado anteriormente, estas medidas são denominadas de tendência central, e representam os valores mais frequentemente encontrados no conjunto de dados. No presente estudo, os dados correspondem às distâncias entre pontos de imagens correspondentes, durante a sobreposição das mesmas. Portanto, objetivou-se compará-las ao valor representativo da ausência total de deslocamento, ou máxima correspondência, entre as malhas sobrepostas.

Para comparar os valores obtidos durante as sobreposições T2-T1 e T3-T1, entre si, foi utilizado o teste t pareado enquanto que, para verificar a correlação entre os mesmos, foi utilizado o Coeficiente de Correlação de Pearson.

Em todos os testes foi adotado nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

O *software* utilizado em toda a análise foi o Statistica, versão 5.1 (StatSoft Inc., Tulsa, EUA).

5 RESULTADOS

Os resultados das avaliações do erro sistemático, avaliado pelo teste t pareado, e do erro casual, medido pela fórmula de Dahlberg, estão mostrados na tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Média, desvio padrão, teste t pareado e erro de Dahlberg para avaliação dos erros sistemático e casual

medida	1a. Medição		2a. Medição		t	p	Erro
	média	dp	média	dp			
Dist.Mín.	-3,57	1,49	-3,57	1,49	0,00	1,00ns	0,00
Dist.Máx.	6,04	1,48	6,04	1,48	0,00	1,00ns	0,00
Dist.Méd.	0,21	0,33	0,21	0,33	0,00	1,00ns	0,00
MSD	0,60	0,56	0,60	0,56	0,00	1,00ns	0,00
RMS	0,82	0,77	0,82	0,77	0,00	1,00ns	0,00
Mediana	0,13	0,20	0,13	0,20	0,00	1,00ns	0,00

- ns – diferença estatisticamente não significativa
- * - diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

Por meio do cálculo do erro sistemático, verificou-se se as medidas avaliadas apresentavam alguma tendência de se mostrarem sistematicamente maiores ou menores na 2ª medição, em relação à 1ª.

Devido ao fato de tratar-se de um procedimento de sobreposição rígida computacional, os erros sistemático e casual foram nulos (Apêndice A), conforme mostrado na tabela 5.1.

Como mencionado anteriormente, todos os grupos de medidas (Apêndice B) passaram pelo critério de normalidade pelo teste de Kolmogorov-Smirnov ($p < 0,05$) (Tabela 5.2). Os histogramas de distribuição dos valores de cada uma das variáveis em T2-T1 e T3-T1 estão mostrados nas figuras 5.1 a 5.12.

Tabela 5.2 – Resultado do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov

Sobreposição	Medida	p
T2 – T1	Distância Mínima	0,880 ns
	Distância Máxima	0,535 ns
	Distância Média	0,299 ns
	Mean Square Distance (MSD)	0,154 ns
	Face Root Mean Square (RMS)	0,063 ns
	Mediana	0,487 ns
T3 – T1	Distância Mínima	0,830 ns
	Distância Máxima	0,635 ns
	Distância Média	0,392 ns
	Mean Square Distance (MSD)	0,098 ns
	Face Root Mean Square (RMS)	0,193 ns
	Mediana	0,390 ns

ns – desvio da normalidade estatisticamente não significativo

Figura 5.1 – Histograma e curva de distribuição normal dos valores da Distância Mínima em T2-T1

Figura 5.2 – Histograma e curva de distribuição normal dos valores da Distância Mínima em T3-T1

Figura 5.3 – Histograma e curva de distribuição normal dos valores da Distância Máxima em T2-T1

Figura 5.4 – Histograma e curva de distribuição normal dos valores da Distância Máxima em T3-T1

Figura 5.5 – Histograma e curva de distribuição normal dos valores da Distância Média em T2-T1

Figura 5.6 – Histograma e curva de distribuição normal dos valores da Distância Média em T3-T1

Figura 5.7 – Histograma e curva de distribuição normal dos valores de *Mean Square Distance* (MSD) em T2-T1

Figura 5.8 – Histograma e curva de distribuição normal dos valores de *Mean Square Distance* (MSD) em T3-T1

Figura 5.9 – Histograma e curva de distribuição normal dos valores de *Root Mean Square* (RMS) em T2-T1

Figura 5.10 – Histograma e curva de distribuição normal dos valores de *Root Mean Square* (RMS) em T3-T1

Figura 5.11 – Histograma e curva de distribuição normal dos valores da Mediana em T2-T1

Figura 5.12 – Histograma e curva de distribuição normal dos valores da Mediana em T3-T1

Observando-se a imagem mostrada no canto superior esquerdo da tela do *software* MeshValmet na figura 5.13, o qual representa um exemplo de sobreposição T2-T1, nota-se os braquetes ortodônticos com coloração vermelha, indicando portanto distâncias em direção anterior de acordo com a escala de cores. Tais distâncias foram computadas como positivas, devido ao fato de os braquetes estarem colados sobre a superfície vestibular dos dentes. Neste caso, a imagem com braquetes (T2) foi a imagem alvo, enquanto a imagem sem acessórios (T1) foi a imagem de referência.

Figura 5.13: Sobreposição realizada no *software* MeshValmet. Na imagem do crânio à esquerda, nota-se os braquetes destacados em vermelho

As distâncias negativas, por sua vez, foram codificadas com tonalidades de cor azul (Figura 5.14). Estas foram provavelmente ocasionadas por pequenos desalinhamentos não totalmente eliminados durante a fase de registro rígido ou mesmo por pequenas diferenças entre a geometria das malhas das imagens sobrepostas, mas certamente não diretamente relacionada à presença dos artefatos.

Figura 5.14 – Detalhe das regiões codificadas em cores de azul, representativas das distâncias negativas computadas durante um exemplo de sobreposição T2-T1

Devido ao fato de as medidas de tendência central representarem os valores mais frequentemente encontrados no conjunto de dados, estes aqui representados pelas distâncias entre pontos correspondentes das duas imagens sobrepostas, o comportamento das mesmas foi avaliado em relação ao valor 0,0mm. Este valor representa a máxima correspondência entre pontos de duas imagens distintas, durante a sobreposição das mesmas. Conforme observado nos gráficos das figuras 5.15 e 5.16, as médias e desvios-padrão das referidas medidas ficaram muito próximas ao valor zero. No mapa de cores representativo das sobreposições, tais valores foram codificados em cor verde e corresponderam à quase totalidade da imagem (Figura 5.14).

Analisando-se os valores médios computados para todas as medidas, pode-se constatar maior variabilidade em relação às Distâncias Mínima e Máxima, para as sobreposições T2-T1 e T3-T1 (Figuras 5.15 e 5.16). As médias referentes às Distâncias Mínima e Máxima em T2-T1 foram, respectivamente, $-4,22 \pm 1,89\text{mm}$ e $6,50 \pm 2,66\text{mm}$. Com relação à sobreposição T3-T1, as médias correspondentes às mesmas foram, respectivamente, $-4,54 \pm 2,12\text{mm}$ e $7,78 \pm 2,29\text{mm}$ (Tabela 5.3).

Figura 5.15 – Box-plot das 05 medidas avaliadas na sobreposição T2-T1

Figura 5.16 – Box-plot das 05 medidas avaliadas na sobreposição T3-T1

As informações das figuras 5.15 e 5.16 apresentam-se de forma semelhante. As medidas de tendência central (Distância Média, MSD, RMS e Mediana) claramente localizaram-se próximas ao valor zero, enquanto que uma maior variabilidade foi encontrada em relação às Distâncias Mínima e Máxima.

As medidas de tendência central apresentaram baixos valores durante as sobreposições realizadas. Para a Distância Média, os valores encontrados em T2-T1 e T3-T1 foram, respectivamente, $0,10 \pm 0,15\text{mm}$ e $0,19 \pm 0,29\text{mm}$. Da mesma forma, as medidas MSD, RMS e Mediana apresentaram valores reduzidos. Os valores médios de MSD para T2-T1 e T3-T1 foram, respectivamente, $0,50 \pm 0,31\text{mm}$ e $0,54 \pm 0,43\text{mm}$. Para a variável RMS, os valores médios em T2-T1 e T3-T1 foram, respectivamente, $0,60 \pm 0,38\text{mm}$ e $0,74 \pm 0,59\text{mm}$. De forma semelhante, os valores médios para a Mediana em T2-T1 e T3-T1 foram, respectivamente, $0,06 \pm 0,10\text{mm}$ e $0,12 \pm 0,18\text{mm}$ (Tabela 5.3).

Tabela 5.3 - Média, desvio padrão (mm), e resultado do teste t para as sobreposições T2-T1 e T3-T1

Sobreposição	Medida	média	dp	p
T2 – T1	Distância Mínima	-4,22	1,89	
	Distância Máxima	6,50	2,66	0,265 ns
	Distância Média	0,10	0,15	0,068 ns
	Mean Square Distance (MSD)	0,50	0,31	0,001 *
	Face Root Mean Square (RMS)	0,60	0,38	0,001 *
	Mediana	0,06	0,10	0,090 ns
T3 – T1	Distância Mínima	-4,54	2,12	
	Distância Máxima	7,78	2,29	0,708 ns
	Distância Média	0,19	0,29	0,072 ns
	Mean Square Distance (MSD)	0,54	0,43	0,003 *
	Face Root Mean Square (RMS)	0,74	0,59	0,003 *
	Mediana	0,12	0,18	0,064 ns

* - diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

ns - diferença estatisticamente não significativa

Avaliando-se ainda a tabela 5.3 nota-se que, aplicando-se o teste t para uma amostra, as medidas Distância Média e Mediana não apresentaram diferença significativa em relação ao valor 0,0mm, enquanto que as medidas MSD e RMS apresentaram diferenças ligeiramente maiores. Este comportamento ocorreu para as mesmas variáveis durante as sobreposições T2-T1 e T3-T1.

Em termos dos mapas de cores representativos das sobreposições, este comportamento numérico corresponde às regiões verdes, as quais indicam ausência de alteração de imagem ou de deslocamento entre as malhas sobrepostas. Na figura 5.17 é mostrada uma das telas de trabalho do *software* MeshValmet, na qual visualiza-se um exemplo de “histograma de erros” (*histograms of mesh errors*) dos valores computados para um dos crânios da amostra. Estes erros correspondem às distâncias entre pontos correspondentes pertencentes a duas malhas distintas, após a sobreposição das mesmas. Nota-se neste exemplo uma maior concentração de distâncias entre pontos localizada na faixa entre -1,40 e 1,60mm. Nota-se, ainda, o valor 0,1mm localizado no centro da curva de distribuição destes dados. A escala de cores ao lado esquerdo da tela indica a correspondência do valor 0,0mm à cor verde da imagem obtida após a sobreposição. A imagem logo acima da escala ilustra a sobreposição realizada, com praticamente a totalidade do crânio em verde, e apenas as imagens referentes aos braquetes metálicos em vermelho. Como os braquetes representam estruturas metálicas à frente dos dentes, receberam valores de deslocamento positivos.

Figura 5.17 - Tela de trabalho do *software* MeshValmet, na qual observa-se o histograma da distribuição de valores, escala de cores correspondente a estes valores e imagem da sobreposição realizada (canto superior esquerdo)

Para avaliação dos artefatos de imagem, de forma quantitativa, as médias das Distâncias Máximas obtidas em T2-T1 e T3-T1 foram comparadas em relação ao valor da diagonal (D) representativa das dimensões dos acessórios ortodônticos ($D=7,5\text{mm}$). A medida D foi obtida por meio do cálculo da maior distância entre dois pontos pertencentes a um mesmo acessório.

Dessa forma valores referentes à Distância Máxima, maiores que $7,5\text{mm}$, representaram de forma numérica os artefatos de imagem causados pelos acessórios metálicos. Os valores médios da referida distância foram $6,50\pm 2,66\text{mm}$ e $7,78\pm 2,29\text{mm}$ para as sobreposições T2-T1 e T3-T1, respectivamente. Após avaliação por meio do teste t para uma amostra, estes valores não apresentaram diferença significativa em relação ao valor da diagonal D (Tabela 5.3, coluna p).

Na tabela 5.4 são mostrados os resultados referentes à comparação entre as medidas obtidas em T2-T1 e T3-T1. Não houve diferença significativa em nenhuma delas, sugerindo que a presença dos fios ortodônticos metálicos encaixados nas canaletas dos acessórios não interferiu de forma importante em relação às mesmas.

Tabela 5.4 – Comparação entre medidas de T2-T1 e T3-T1

Medida	T2-T1		T3-T1		dif.	p
	média	dp	média	dp		
Dist.Mínima	-4,22	1,89	-4,54	2,12	-0,32	0,584 ns
Dist.Máxima	6,50	2,66	7,78	2,29	1,28	0,253 ns
Dist.Média	0,10	0,15	0,19	0,29	0,09	0,150 ns
MSD	0,50	0,31	0,54	0,43	0,04	0,611 ns
RMS	0,60	0,38	0,74	0,59	0,13	0,114 ns
Mediana	0,06	0,10	0,12	0,18	0,06	0,139 ns

ns - diferença estatisticamente não significativa

Com relação à correspondência entre mesmas medidas em T2-T1 e T3-T1, o coeficiente de correlação de Pearson mostrou os seguintes resultados: fraca correlação para a Distância Máxima ($r=0,11$; $p=0,764$), correlação moderada para a Distância Mínima ($r=0,60$; $p=0,065$), e fortes correlações para a Distância Média ($r=0,86$; $p=0,001$), MSD ($r=0,87$; $p=0,001$), RMS ($r=0,97$; $p<0,001$) e Mediana ($r=0,74$; $p=0,014$). As correlações mostraram-se com significado estatístico em relação às medidas de tendência central: Distância Média, MSD, RMS e Mediana (Tabela 5.5).

Tabela 5.5 – Correlação entre as medidas obtidas em T2-T1 e T3-T1

Medida	r	p
Distância Mínima	0,60	0,065 ns
Distância Máxima	0,11	0,764 ns
Distância Média	0,86	0,001 *
Mean Square Distance (MSD)	0,87	0,001 *
Face Root Mean Square (RMS)	0,97	<0,001 *
Mediana	0,74	0,014 *

* - correlação estatisticamente significativa ($p<0,05$)

ns - correlação estatisticamente não significativa

Os gráficos de correlação entre as referidas medidas são mostrados nas figuras 5.18 a 5.22. Observa-se, nos gráficos referentes às medidas de tendência central, maior concentração de indivíduos apresentando valores próximos a 0,0mm.

Figura 5.18 - Correlação entre T2-T1 e T3-T1 para a Distância Mínima ($r=0,60$; $p=0,065$)

Figura 5.19 - Correlação entre T2-T1 e T3-T1 para a Distância Máxima ($r=0,11$; $p=0,764$)

Figura 5.20 - Correlação entre T2-T1 e T3-T1 para a Distância Média ($r=0,86$; $p=0,001$)

Figura 5.21 - Correlação entre T2-T1 e T3-T1 para a medida MSD ($r=0,87$; $p=0,001$)

Figura 5.22 - Correlação entre T2-T1 e T3-T1 para a medida RMS ($r=0,97$; $p<0,001$)

Figura 5.23 - Correlação entre T2-T1 e T3-T1 para a Mediana ($r=0,74$; $p=0,014$)

Os artefatos de imagem causados pelos acessórios e arcos ortodônticos metálicos foram quantificados e demonstrados por meio da escala de cores fornecida pelo *software* MeshValmet. As estruturas não afetadas pelos artefatos de imagem receberam tonalidades de cor verde. A presença dos acessórios metálicos bem como os artefatos causados pelos mesmos receberam tonalidades de cor amarela e vermelha, já que representaram distâncias computadas em direção anterior. Conforme mencionado, tal fato ocorreu devido ao fato de estarem fixados à superfície vestibular dos dentes (Figuras 5.24, 5.25 e 5.26).

Figura 5.24 (A-C) - A presença dos braquetes em T2-T1, bem como os artefatos de imagem ocasionados, foram codificados com tonalidades de cor vermelha. Já as estruturas que não sofreram alterações de imagem durante a sobreposição, receberam a cor verde

Figura 5.25 (A-C) - A presença dos braquetes e fios ortodônticos em T3-T1, bem como os artefatos de imagem ocasionados, foram codificados com tonalidades de cor vermelha. Já as estruturas que não sofreram alterações de imagem durante a sobreposição, receberam a cor verde

Figura 5.26 (A,B) - Detalhes dos artefatos de imagem causados nas sobreposições T2-T1 (A) e T3-T1 (B). As imagens referentes aos acessórios e os artefatos causados pelos mesmos destacam-se com tonalidades do amarelo ao vermelho

6 DISCUSSÃO

Atualmente, o número de pesquisas direcionadas ao desenvolvimento de ferramentas computacionais para avaliação 3D de alterações longitudinais, sejam esqueléticas ou tegumentares, tem sido crescente. O método de escolha utilizado na maioria destes estudos é o de sobreposições baseadas na correspondência da escala de tons de cinza (ou *grayscale*) entre *voxels* pertencentes às imagens utilizadas, o qual apresenta alto índice de acurácia (Cevidanes et al., 2005a; Swennen et al., 2009; Carvalho et al., 2010). Desta forma, é estabelecida a correspondência entre *voxels* semelhantes, fato este que confere caráter automatizado às sobreposições.

O acompanhamento longitudinal de pacientes ortodônticos requer, muitas vezes, comparações entre imagens adquiridas com e sem acessórios ortodônticos metálicos, entre si. Entretanto, de acordo com van Daatselaar et al., 2003 e Katsumata et al. (2006; 2007), artefatos de imagem interferem na intensidade de tons de cinza de *voxels* vizinhos a corpos metálicos.

Em Ortodontia, os mais comumente encontrados são aqueles causados pela presença de corpos metálicos no FOV (Molen, 2010). Devido à escassez de trabalhos relacionados ao tema (Schulze et al., 2011), no presente estudo objetivou-se avaliar, de forma quantitativa e qualitativa, se artefatos de imagem causados por acessórios ortodônticos metálicos interfeririam em sobreposições 3D de imagens de TCFC.

Para isso, foram utilizados braquetes e tubos fixados à superfície vestibular dos dentes de crânios humanos secos, bem como arcos ortodônticos de aço. A ideia de que artefatos de imagem causados por bandas de aço inoxidável seriam mais evidentes em relação àqueles causados por tubos de colagem, entretanto, deve ser levada em consideração. Porém, assumindo que crânios secos foram utilizados neste trabalho, o risco de deslocamentos dentários dentro de seus alvéolos era inerente, caso fosse realizada a bandagem dos mesmos. Tais deslocamentos certamente representariam um viés a presente metodologia, pois diferentes posicionamentos dentários entre as aquisições T1, T2 e T3 poderiam ser interpretadas como falhas durante o registro rígido das imagens. Para que as distâncias computadas em T2-T1 e T3-T1 fossem relativas

apenas aos artefatos de imagem, de forma isolada, buscou-se evitar qualquer deslocamento de estruturas dentárias e ósseas entre as referidas aquisições.

Os tomógrafos i-Cat Next Generation[®], como o aqui empregado, utilizam-se de sensores do tipo *flat panel*, os quais proporcionam menor vibração durante as aquisições, devido ao menor tamanho e peso dos mesmos. Com isso, a distorção das imagens reconstruídas é eliminada, obtendo-se melhor resolução das mesmas (Chilvarquer et al., 2008). O protocolo de aquisição tomográfica, baseado em estudos utilizando crânios secos (Swennen et al., 2009; van Vlijmen et al., 2009; Leung et al., 2010), bem como nas especificações do modelo utilizado no presente trabalho, foi realizado utilizando-se: 18,54mA, 120 kVp, FOV de 17 cm x 23 cm, e tempo de aquisição de 8,9 segundos. No protocolo aqui realizado, os artefatos de imagem não comprometeram o processo de sobreposição automatizada das imagens volumétricas. Porém, torna-se plausível questionar-se se aquisições com FOVs menores não causariam artefatos mais significantes nas imagens obtidas (Katsumata et al., 2007; Molen, 2010). Desta forma, novas investigações devem ser conduzidas em FOVs como, por exemplo, de dimensões 8cm x 8cm, 16cm x 8cm ou 16cm x 10cm. Os volumes tomográficos aqui obtidos foram constituídos por *voxels* isotrópicos de 0,3mm³, resolução esta que oferece altos níveis de acurácia na obtenção de medidas lineares a partir de imagens de TCFC (Patcas et al., 2012), bem como na precisão de registro de imagens. Nossos resultados foram semelhantes aos de Swennen et al. (2009), os quais obtiveram resultados precisos em relação ao detalhamento oclusal e intercuspídico por meio do registro rígido de imagens obtidas por meio de tomógrafo i-Cat, utilizando-se *voxels* de 0,4mm³.

Para Molen (2010) e Patcas et al. (2012), a utilização de *voxels* com mesmas dimensões oferece níveis similares de precisão e acurácia nas mensurações feitas em imagens obtidas por tomógrafos com propriedades semelhantes. Porém, mesmo considerando que atualmente a grande maioria dos aparelhos de TCFC utiliza-se dos sensores *flat panel*, os resultados aqui encontrados não devem ser extrapolados para todos os outros aparelhos existentes no mercado. Estudos envolvendo metodologias semelhantes utilizando imagens obtidas por diferentes tomógrafos devem ser conduzidos para comparações mais adequadas com os resultados aqui encontrados.

Estudos envolvendo sobreposições 3D de imagens contendo tais acessórios normalmente envolvem suavização dos artefatos causados pelos mesmos (Nkenke et al., 2004; Cevidanes et al., 2005a; Heymann et al., 2010; Paniagua et al., 2011). Porém, manipulações de imagens neste sentido podem levar à perda de informações ou de dados importantes da imagem (Schulze et al., 2010). Em nosso estudo, semelhante ao de Sanders et al. (2007), os arquivos DICOM iniciais não sofreram qualquer tipo de suavização de artefatos causados pelos acessórios e fios ortodônticos metálicos, os quais foram presentes principalmente nas aquisições T2 e T3. Dessa forma, foi possível acessar sua influência sobre o processo de sobreposição dos volumes tomográficos tridimensionais.

Durante abordagens envolvendo as referidas sobreposições, existe um passo preliminar e essencial, chamado registro de imagens. No presente estudo, o mesmo foi realizado no intuito de eliminar desalinhamentos entre as posições dos crânios entre as aquisições T1, T2 e T3. A realização do registro é sempre necessária durante qualquer metodologia envolvendo sobreposições 3D, mesmo quando são utilizadas as linhas de referência do tomógrafo, aplicando-se principalmente em estudos envolvendo pacientes (Swennen et al., 2009; Cevidanes et al., 2010). Considerando a natureza do tecido ósseo, o registro rígido de imagens foi considerado a modalidade de escolha no presente estudo (Goshtaby, 2005). Esta etapa de registro foi realizada de forma automatizada, por meio do *software* Bioimage, com base na intensidade de tons de cinza entre *voxels* correspondentes para os pares de imagens T2-T1 e T3-T1, em todos os crânios avaliados. A exemplo do presente trabalho, Nkenke et al., em 2004, concluíram que o registro rígido das imagens deve ser um procedimento padrão a ser realizado previamente às mensurações advindas de sobreposições.

Esta particularidade conferiu um caráter computacional rígido ao procedimento, fato este que explica a ausência de erros do método entre as sobreposições repetidas para os mesmos pares de imagens. Tal fato ocorreu tanto para as sobreposições T2-T1 quanto para T3-T1, em relação aos erros sistemático e casual (Tabela 5.1). Considerando tais resultados, bem como o método automatizado aqui empregado, o fato de as fases computacionais terem sido conduzidas por um único operador não deve ser considerada fonte de erros na obtenção das medidas. Metodologias envolvendo mensurações em imagens

de TCFC, realizadas por um único operador têm se tornado comuns atualmente (Leung et al., 2010; Patcas et al., 2012). Somado a isso, em uma meta-análise conduzida por Trpkova et al. (1997) os autores concluíram que, nos trabalhos avaliados, a quantidade de observadores não interferiu de forma significativa na magnitude dos erros de mensurações cefalométricas.

No passo seguinte do presente estudo, os modelos *Analyze* pós-registro foram convertidos em imagens formadas por malhas (*meshes*), constituídas por triângulos cujos vértices constituíam os pontos das imagens. As referidas malhas das imagens sobrepostas (T2-T1 e T3-T1, de todos os crânios) foram então exportadas para o *software* MeshValmet, por meio do qual foram obtidas as distâncias e calculadas as medidas referentes às sobreposições. Dessa forma, foram obtidas as distâncias entre os vértices dos triângulos constituintes das malhas sobrepostas.

As Distâncias Máximas computadas referiram-se principalmente à presença dos acessórios ortodônticos e de seus artefatos, presentes nas imagens T2 e T3. Quando ambas foram sobrepostas em relação à T1, esta sem acessórios, evidenciou-se a presença e os efeitos dos corpos metálicos no processo de sobreposição. Quando comparadas à medida da Diagonal (D) dos acessórios ortodônticos, entretanto, as Distâncias Máximas não apresentaram diferença significativa em T2-T1 e T3-T1 (Tabela 5.3, coluna p). Interpretando-se esta comparação estatística pode-se inferir que, do ponto de vista quantitativo, os artefatos de imagem causados pelos acessórios não se apresentaram de forma expressiva em relação às dimensões dos próprios corpos metálicos que os causaram. Com objetivos semelhantes, Sanders et al., em 2007, avaliaram artefatos em imagens de TCFC causados por diferentes tipos de braquetes colados aos dentes em cabeças de cadáveres humanos. Os artefatos de imagem mais significativos foram ocasionados pelos braquetes de aço inoxidável. Apesar de os artefatos não terem sido removidos das imagens iniciais, estas foram analisadas apenas no plano axial (bidimensional) ao nível dentário interproximal, sem a avaliação da interferência dos mesmos na reconstrução de imagens tridimensionais. Além disso, arcos ortodônticos foram utilizados como guias para colagem dos acessórios, porém foram removidos para realização das aquisições tomográficas. Dessa forma, possíveis artefatos causados pelos mesmos não foram avaliados.

As Distâncias Mínimas caracterizaram o outro extremo da série de dados, ou seja, em sentido oposto em relação à Distância Máxima. Por isso, receberam valores negativos. Considerando seus valores absolutos em detrimento ao seu significado espacial (ou anteroposterior), nota-se valores menores da referida medida em relação aos valores da Distância Máxima (Tabela 5.3). Tais resultados foram encontrados tanto em T2-T1 quanto em T3-T1, e devem-se principalmente ao fato de as Distâncias Máximas representarem de forma numérica os acessórios e arcos ortodônticos, bem como os artefatos ocasionados pelos mesmos.

Na avaliação das imagens sobrepostas, os valores referentes às Distâncias Mínimas foram codificados em cor azul. As tonalidades de azul são atribuídas pelo *software* Valmet àquelas estruturas que sofrem deslocamentos em direção posterior em relação a uma determinada estrutura de referência. Em nosso caso, foram realizadas sobreposições de imagens dos mesmos crânios entre si, os quais não sofreram alterações de posição dentária ou esquelética entre as diferentes aquisições. Estas áreas em azul corresponderam, certamente, a pequenos desalinhamentos não totalmente eliminados durante a fase prévia de registro rígido, ou mesmo a pequenas diferenças entre as geometrias das malhas sobrepostas. Além disso, as mesmas foram encontradas distantes das regiões dentárias onde se localizavam os acessórios, como por exemplo nos ossos parietal, occipital e região inferior do mento (Figura 5.14, 5.24 e 5.25). Estas áreas tornam-se, portanto, de menor importância ao considerarmos os objetivos do presente estudo. Neste contexto, as Distâncias Mínimas desempenharam papel mais significativo na delimitação do conjunto de dados numéricos, ao invés de serem consideradas consequência direta dos artefatos de imagem durante o processo de sobreposição. Muitas vezes o registro de imagens apresenta peculiaridades inerentes ao método (Swennen et al., 2009), como a aqui relatada. De qualquer forma, diante do exposto, futuros estudos fazem-se necessários para se avaliar diferentes ferramentas e *softwares* em relação a presente metodologia.

Os resultados acima descritos em relação às Distâncias Máxima e Mínima apresentaram-se de forma semelhante em T2-T1 e T3-T1, sem diferenças estatísticas entre as mesmas (Tabela 5.4). Por outro lado, o teste de Pearson mostrou correlação moderada para a Distância Mínima, e fraca para a Distância

Máxima (Tabela 5.5). A fraca correlação obtida para a Distância Máxima pode ser atribuída ao fato de que, para o cálculo da mesma, é considerada a maior distância entre dois pontos pertencentes a imagens com (T2 ou T3) e sem artefatos (T1). Para localização de cada ponto, o *software* realiza um mapeamento nos três planos do espaço (eixos X, Y, Z) para cada par de imagens sobrepostas. Portanto, tais medidas apresentaram maior variação em relação à amostra como um todo e, conseqüentemente, menor grau de correlação entre T2-T1 e T3-T1. A dispersão em relação às Distâncias Mínima e Máxima, para toda a amostra, pode ser constatada nas figuras 5.18 e 5.19.

Ainda em relação à tabela 5.4, nota-se que não houve diferença significativa em nenhuma das medidas entre T2-T1 e T3-T1, sugerindo que a presença dos fios ortodônticos metálicos encaixados nas canaletas dos acessórios não interferiu de forma importante nas mesmas.

Conforme anteriormente mencionado, as distâncias obtidas em T2-T1 e T3-T1 foram determinadas entre os vértices correspondentes dos milhares de triângulos constituintes das malhas sobrepostas. Do ponto de vista estatístico, a manipulação de todos os elementos de uma sequência de dados não é tarefa simples, exceto em ocasiões nas quais haja pouca quantidade dos mesmos (Triola, 1998). Porém, para cada par de imagens sobrepostas, foram gerados 394.038 pontos (vértices), e um total de 789.976 triângulos, os quais estabeleceram cerca de 2.135.286 distâncias. Tornou-se importante, portanto, saber onde os valores do conjunto total de dados se concentravam (Downing; Clark, 2002), e dessa forma buscou-se uma melhor caracterização da distribuição destes valores.

Por meio das medidas de tendência central, foi possível identificar onde os valores se concentravam com maior frequência, facilitando assim a associação entre valores numéricos (quantitativos) e os achados advindos das imagens das sobreposições (qualitativos). Estas medidas, fornecidas pelo *software* MeshValmet, foram as seguintes: Distância Média, MSD, RMS e Mediana (Gerig et al., 2001; Carugo, 2007).

Conforme mostrado nos histogramas de distribuição de valores, (Figuras 5.5 a 5.12), as referidas medidas encontraram-se muito próximas ao valor 0,0mm. Tal achado mostrou-se semelhante em T2-T1 e T3-T1, de acordo com os gráficos Box-plot das figuras 5.15 e 5.16. Considerando a distribuição normal

dos dados (Tabela 5.2), foi aplicado o teste t para avaliação do comportamento das referidas medidas em relação ao valor zero. De acordo com a tabela 5.3, verifica-se que não houve diferença significativa como resultado de tal comparação para a Distância Média e Mediana. O mesmo não ocorreu para as medidas MSD e RMS, embora seus valores também tenham se apresentado baixos. Aqui se destaca, principalmente, o fato de valores referentes à Mediana não terem se mostrado significativamente diferente do valor zero, em T2-T1 e T3-T1. Uma importante característica da referida medida é que a mesma não é afetada pelos dados extremos de uma série de valores (Triola, 1998; Downing; Clark, 2002; Callegari-Jacques, 2006). Dessa forma, valores extremos referentes às Distâncias Mínima e Máxima não exerceram, conceitualmente, influência na determinação dos valores referentes à Mediana em ambas as sobreposições realizadas. Considerando as características da presente avaliação, tal fato confere credibilidade adicional à referida medida.

Esta comparação envolvendo as medidas de tendência central foi realizada à medida que o valor 0,0mm representa ausência total de deslocamento entre as imagens sobrepostas, o que significaria total exatidão do procedimento. Em outras palavras, tal constatação representou um forte indício numérico de que os artefatos de imagem não interferiram de forma significativa na precisão do alinhamento entre as imagens sobrepostas.

Nkenke et al. (2004) encontraram diferenças ao compararem resultados advindos de sobreposições entre imagens de modelos de gesso obtidas por *scanner* ótico 3D e por TCMS, com e sem restaurações metálicas. Tais diferenças, estatisticamente significantes, levaram à interpretação de que os artefatos de imagem causados pelas restaurações mostraram-se importantes. Porém, os autores concluíram, por meio da avaliação qualitativa, que a acurácia na sobreposição entre as imagens não foi comprometida pelos artefatos metálicos. Apesar de objetivos semelhantes, algumas diferenças tornam-se marcantes em relação à metodologia dos referidos autores e a aqui apresentada. A primeira refere-se ao tipo de comparação realizada. O intuito principal de Nkenke et al. foi comparar a interferência de artefatos metálicos em relação à acurácia da sobreposição entre modalidades distintas de imagens (TCMS e imagens óticas 3D). Além disso, ao contrário do realizado no presente estudo, os autores não compararam imagens com e sem artefatos metálicos entre si. Dessa

forma a interferência dos mesmos não foi avaliada de forma isolada, ao contrário do aqui realizado. Outro aspecto crucial refere-se ao pós-processamento das imagens tomográficas iniciais. Enquanto Nkenke et al. realizaram a suavização dos artefatos de forma manual, a nossa metodologia não envolveu qualquer tipo de alteração das imagens DICOM originais. Portanto, os artefatos causados pelos acessórios ortodônticos foram aqui avaliados em sua totalidade, para todos os crânios da amostra, nas sobreposições T2-T1 e T3-T1. Dessa forma, apesar da semelhança entre os valores das distâncias médias, a comparação direta entre os valores obtidos em ambos os trabalhos em questão torna-se inadequada.

De acordo com a escala de cores do *software* MeshValmet, o valor 0,0mm é representado por tonalidades de cor verde. A associação entre a maior frequência de valores próximos a 0,0mm e a referida cor é melhor demonstrada nas figuras 5.24 e 5.25. Nestas, praticamente a totalidade da imagem dos crânios sobrepostos está em verde, enquanto apenas as imagens dos acessórios e seus artefatos, de acordo com suas intensidades, receberam tonalidades de amarelo e vermelho.

O correto alinhamento obtido por meio das sobreposições tridimensionais apresentadas no presente trabalho poderia levar à falsa impressão de que os acessórios ortodônticos não causaram artefatos de imagem de forma perceptível. Porém, os mesmos foram evidentes principalmente nas imagens referentes à T2 e T3 (Figura 5.26).

Os resultados aqui apresentados referem-se a um estudo laboratorial, no qual crânios secos humanos foram utilizados como corpos de prova. Com isso, objetivou-se eliminar possíveis artefatos de imagem adicionais advindos de recipientes simuladores de tecidos moles. Dessa forma, os artefatos presentes em T2 e T3 referem-se principalmente aos corpos metálicos presentes no FOV durante tais aquisições. Em condições clínicas, entretanto, tecidos moles como pele e músculos recobrem as estruturas ósseas. Neste sentido, uma opção seria a utilização de cabeças de cadáveres humanos (Sanders et al., 2007; Patcas et al., 2012). Esta alternativa, entretanto, também oferece limitações, como menor quantidade de corpos de prova disponíveis ao estudo, bem como propriedades das soluções fixadoras utilizadas nos tecidos tegumentares. Estas soluções, como glutaraldeído ou formaldeído, provocam alterações teciduais como

aumento de volume muscular e encolhimento do tecido adiposo (Comert et al., 2009; Hansen et al., 2009; Docquier et al., 2010), as quais podem interferir na atenuação dos raios X e, conseqüentemente, na qualidade da imagem final (Leung et al., 2010; Patcas et al., 2012).

Além disso, não houve também movimentações dos referidos corpos de prova durante as aquisições. Em condições convencionais, entretanto, a aquisição de imagem pode ser influenciada por movimentos acidentais ou mesmo fisiológicos dos pacientes, como a respiração e deglutição (Rino Neto et al., 2010; Cremonini et al., 2011). Pode-se especular que desalinhamentos entre as imagens, causados por tais movimentos, seriam minimizados ou mesmo eliminados durante a fase de registro rígido. Entretanto, do ponto de vista científico, futuros estudos devem ser conduzidos com pacientes, para tal comprovação.

Dessa forma, os resultados aqui obtidos não devem ser diretamente extrapolados às imagens de TCFC obtidas de pacientes convencionais. Trabalhos avaliando simuladores de tecidos moles, bem como em situações clínicas reais, são necessários para comparações com os resultados aqui apresentados.

7 CONCLUSÕES

Após análise e discussão dos resultados, concluiu-se que:

- A quantidade dos artefatos de imagem presentes em T2 e T3 não se mostrou significativa em relação às dimensões dos acessórios metálicos que os causaram;
- Os artefatos de imagem causados pelos acessórios ortodônticos metálicos, em imagens de TCFC, não comprometeram o procedimento de sobreposição de modelos tomográficos tridimensionais de crânios humanos secos;

REFERÊNCIAS ¹

- Adams DC, Rohlf FJ, Slice DE. Geometric morphometrics: ten years of progress following the 'revolution'. *Ital J Zool* 2004;71:5-16.
- Aspert N, Santa-Cruz D, Ebrahimi T. MESH: Measuring error between surfaces using the Hausdorff distance. *Proc IEEE ICME* 2002;1:705-8.
- Bajcsy R, Kovacic S. Multiresolution elastic matching. *Comp VisGraph Image Proc* 1989;46:1-21.
- Barrett J F, Keat N. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. *RadioGraphics* 2004; 24:1679–1691.
- Baumrind S, Moffitt FH, Curry S. The geometry of three-dimensional measurement from paired coplanar x-ray images. *Am J Orthod* 1983;84:313-22.
- Bjork A, Skieller V. Facial development and tooth eruption. An implant study at the age of puberty. *Am J Orthod* 1972;62:339-83.
- Bjork A, Skieller V. Normal and abnormal growth of the mandible. A synthesis of longitudinal cephalometric implant studies over a period of 25 years. *Eur J Orthod* 1983;5:1-46.
- Bookstein FL. Landmark methods for forms without landmarks: localizing group differences in outline shape. *Med Image Anal* 1997;1:225-43.
- Boulos P, Oliveira IC. Geometria Analítica - um tratamento vetorial. Makron Books, São Paulo, 2a. edição, 1987.
- Broadbent BH. Bolton standards and technique in Orthodontic practice. *Angle Orthod*, Appleton, v.7, no. 4, p. 209-233, 1937.
- Callegari-Jacques SM. Bioestatística: Princípios e Aplicações. Ed. Artmed, 1ªed, 2006, São Paulo, Brasil.
- Carugo O. Statistical validation of the root-mean-square-distance, a measure of protein structural proximity. *Protein Engineering, Design & Selection* 2007;20:33–8.
- Carvalho FA, Cevitanes LHS, da Motta AT, Almeida MA, Phillips C. Three-dimensional assessment of mandibular advancement 1 year after surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137:S53.e1-12; discussion S53-5.
- Cevitanes LHS, Bailey LJ, Tucker GR Jr, Styner MA, Mol A, Phillips CL, Proffit WR, Turvey T. Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. *Dentomaxillofac Radiol*. 2005a;34:369-75.

Cevitanes LH, Franco AA, Gerig G, Proffit WR, Slice DE, Enlow DH. Assessment of mandibular growth and response to orthopedic treatment with 3-dimensional magnetic resonance images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005b;128:16-26.

Cevitanes LHS, Bailey LJ, Tucker SF, Styner MA, Mol A, Phillips CL, Proffit WR, Turvey T. Three-dimensional cone-beam computed tomography for assessment of mandibular changes after orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007 Jan;131(1):44-50.

Cevitanes LHS, Heymann G, Cornelis MA, DeClerck HJ, Tulloch JFC. Superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models of growing patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136:94-9.

Cevitanes LHS, Moro A. Crescimento e desenvolvimento facial em 3D. In: Accorsi M, Velasco L. *Diagnóstico 3D em Ortodontia*. 1a ed. Ed.Napoleão, Nova Odessa: 2011, p.181-91.

Cevitanes LHS, Motta A, Proffit WR, Ackerman JL, Styner M. Cranial base superimposition for 3-dimensional evaluation of soft-tissue changes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(4):S120-9.

Chilvarquer I, Hayek JE, Azevedo B. Tomografia: Seus avanços e aplicações na Odontologia. *Rev ABRO* 2008;1:3-9.

Comert A, Kokat AM, Akkocaoglu M, Tekdemir I, Akca K, Cehreli MC. Fresh-frozen vs. embalmed bone: is it possible to use formalin-fixed human bone for biomechanical experiments on implants? *Clin Oral Implants Res* 2009; 20:521-5.

Cremonini CC, Dumas M, Pannuti CM, Neto JBC, Cavalcanti MGP, Lima LA. Assessment of linear measurements of bone for implant sites in the presence of metallic artifacts using cone beam computed tomography and multislice computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2011; 40: 845-50.

Crum WR, Hartkens T, Hill DL. Non-rigid image registration: theory and practice. *Br J Radiol* 2004;77(Special number 2):S140-53.

Docquier PL, Paul L, Cartiaux O, Lecouvet F, Dufrane D, Delloye C, et al. Formalin fixation could interfere with the clinical assessment of the tumor-free margin in tumor surgery: magnetic resonance imaging-based study. *Oncology* 2010;78:115-24.

Downing D, Clark J. *Estatística aplicada*. 2a ed. São Paulo: Ed. Saraiva, 2002.

Fischer B, Modersitzki J. Ill-posed medicine - an introduction to image registration. *Inverse Problems* 2008;24:1-19.

Garib DG, Raymundo Jr R, Raymundo MV, Raymundo DV, Ferreira SN. Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone Beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2007;12:139-56.

Gerig G, Jomier M, Chakos M. Valmet: a new validation tool for assessing and improving 3D object segmentation. *Med Image Comput Assist Interv Int Conf*. 2001; 2008:516-28.

Goshtasby A. 2-D and 3-D image registration for medical, remote sensing, and industrial applications. New Jersey, USA: John Wiley & Sons; 2005. 284p.

Grauer D, Cevidanes LHS, Proffit WR. Working with DICOM craniofacial images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:460-70.

Grossman SI. Elementary Linear Algebra. Saunders College Publishing, New York, 5a. edição, 1994.

Hansen P, Hassenkam T, Svensson RB, Aagaard P, Trappe T, Haraldsson BT. Glutaraldehyde cross-linking of tendon—mechanical effects at the level of the tendon fascicle and fibril. *Connect Tissue Res* 2009;50:211-22.

Heymann GC, Cevidanes LHS, Cornelis M, De Clerck HJ, Tulloch JFC. Three-dimensional analysis of maxillary protraction with intermaxillary elastics to miniplates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:274-84.

Holberg C, Steinhäuser S, Geis P, Rudzki-Janson I. Cone-Beam Computed Tomography in Orthodontics: Benefits and Limitations. *J Orofac Orthop* 2005; 66:434–44.

Houston WJB. The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am J Orthod*. 1983;5:382-90.

Jackowski MP, Satter M, Goshtasby A. Approximating Digital 3D Shapes by Rational Gaussian Surfaces. *J IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*. 2003;9:56-69.

Kapila S, Conley RS, Harrell Jr WE. Current status of CBCT in orthodontics. *Dentomaxillofac Radiol*. 2011;40:24–34.

Katsumata A, Hirukawa A, Noujeim M, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, et al. Image artifact in dental cone-beam CT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006;101:652-7.

Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Aiji E, Langlais RP. Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104:829-36.

Leung CC, Palomo L, Griffith R, Hans MG. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:S109-19.

Maes F, Collignon A, Vandermeulen D, Marchal G, Suetens P. Multimodality image registration by maximization of mutual information. *IEEE Trans Med Imaging* 1997;16:187-98.

Molen AD. Considerations in the use of cone-beam computed tomography for buccal bone measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:S130-5.

Motta ATS, Carvalho FAR, Cevitanes LHS, Almeida MAO. Avaliação da cirurgia de avanço mandibular por meio da superposição de modelos tomográficos tridimensionais. *Dental Press J Orthod*, 2010a; 1:45.e1-45.e12.

Motta ATS, Carvalho FAR, Cevitanes LHS, Almeida MAO. Deslocamentos esqueléticos associados à cirurgia de avanço mandibular: avaliação quantitativa tridimensional. *Dental Press J Orthod*, 2010b;5:79-88.

Nkenke E, Zachow S, Benz M, Maier T, Veit K, Kramer M, Benz S, Häusler G, Neukam FW, Lell M. Fusion of computed tomography data and optical 3D images of the dentition for streak artefact correction in the simulation of orthognathic surgery. *Dentomaxillofacial Radiology* 2004; 33:226–232.

Noble B, Daniel JW. *Applied Linear Algebra*. Prentice Hall, Upper Saddle River, New Jersey, 3a. edição, 1988.

Paniagua B, Cevitanes LHS, Zhu H, Styner M. Outcome quantification using SPHARM-PDM toolbox in orthognathic surgery. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2011;6:617-26.

Papademetris X, Jackowski M, Rajeevan N, Okuda H, Constable RT, Staib LH. *BioImage Suite: An integrated medical image analysis suite*, Section of Bioimaging Sciences, Dept. of Diagnostic Radiology, Yale School of Medicine. <http://www.bioimagesuite.org>.

Patcas R, Müller L, Ullrich O, Peltomäki T. Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;141:41-50.

Perrela A, Lopes PML, Rocha RG, Fenyo-Pereira M, Cavalcanti MGP. Influence of dental metallic artifact from multislice CT in the assessment of simulated mandibular lesions. *J Appl Oral Sci*. 2010;18(2):149-54.

Pluim JPW, Maintz JBA, Viergever MA. Mutual information based registration of medical images: a survey. *IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING* 2003;22(8):986-1007.

Rino Neto J, Accorsi MAO, Paiva JB, Farias BUL, Cavalcanti MGP. Aplicações da Tomografia Computadorizada em Ortodontia: "O estado da arte". Rev Clin Ortod Dental Press 2010;1:72-84.

Rohlf FJ, Marcus LE. A revolution in morphometrics. TREE 1993;8:129-32.

Rohr K. Landmark-based image analysis: using geometric and intensity models. Computational imaging and vision series. Volume 21. Dordrecht, Boston, London: Kluwer Academic Publishers; 2001.

Sanders MA, Hoyjberg C, Chu CB, Leggitt VL, Kim JS. Common orthodontic appliances cause artifacts that degrade the diagnostic quality of CBCT images. J Calif Dent Assoc. 2007 Dec; 35(12):850-7.

Schulze RKW, Berndt D, d'Hoedt B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. Clin Oral Impl Res 2010; 21:100–7.

Schulze R, Heil U, Grob D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E. Artefacts in CBCT: a review. Dentomaxillofac Radiol 2011;40:265–273.

Subsol G, Roberts N, Doran M, Thirion JP, Whitehouse GH. Automatic analysis of cerebral atrophy. Magn Reson Imaging 1997;15:917-27.

Subsol G, Thirion JP, Ayache N. A scheme for automatically building three-dimensional morphometric anatomical atlases: application to a skull atlas. Med Image Anal 1998;2:37-60.

Swennen GRJ, Mollemans W, De Clercq C, Abeloos J, Lamoral P, Lippens F, Neyt N, Casselman J, Schutyser F. A Cone-Beam Computed Tomography Triple Scan Procedure to Obtain a Three-Dimensional Augmented Virtual Skull Model Appropriate for Orthognathic Surgery Planning. J Craniofac Surg 2009;20:297-307.

Thompson PM, MacDonald D, Mega MS, Holmes CJ, Evans AC, Toga AW. Detection and mapping of abnormal brain structure with a probabilistic atlas of cortical surfaces. J Comput Assist Tomogr 1997;21:567-81.

Triola MF. Introdução à Estatística. Ed.LTC, 7ªed. 1998, Rio de Janeiro, Brasil.

Trpkova B, Major P, Prasad N, Nebbe B. Cephalometric landmarks identification and reproducibility: a meta analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1997;112(2):165-70.

Vannier MW, Hildebolt CF, Conover G, Knapp RH, Yokoyama-Crothers N, Wang G. Three-dimensional dental imaging by spiral CT. A progress report. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1997; 84: 561–570.

van Daatselaar AN, Dunn SM, Spoelder HJ, Germans DM, Renambot L, Bal HE, van der Stelt PF. Feasibility of local CT of dental tissues. *Dentomaxillofac Radiol* 2003;32:173-80.

van Vlijmen OJC, Bergé SJ, Bronkhorst EM, Swennen GRJ, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM. A comparison of frontal radiographs obtained from cone beam CT scans and conventional frontal radiographs of human skulls. *Int J OralMaxillofac Surg*. 2009; 38: 773–778.

Winterle P. Vetores e Geometria Analítica. Makron Books, São Paulo, 2a. edição, 2000.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Apêndice A - 1^{as} e 2^{as} medições para o cálculo do Erro do método (40% da amostra), para todas as medidas avaliadas

Crânio 1	Distância Mínima	Distância Máxima	Distância Média	MSD	RMS	Mediana
1º medição (T2-T1)	-2,881239	5,346753	0,057615±0,485218	0,380911	0,47335	0,043914
2º medição (T2-T1)	-2,881239	5,346753	0,057615±0,485218	0,380911	0,47335	0,043914
1º medição (T3-T1)	-3,101629	6,233128	0,055830±0,433845	0,316857	0,408541	0,031694
2º medição (T3-T1)	-3,101629	6,233128	0,055830±0,433845	0,316857	0,408541	0,031694

Crânio 2	Distância Mínima	Distância Máxima	Distância Média	MSD	RMS	Mediana
1º medição (T2-T1)	-5,430218	6,472586	0,448702 ± 1,605694	1,23141	1,649711	0,260803
2º medição (T2-T1)	-5,430218	6,472586	0,448702 ± 1,605694	1,23141	1,649711	0,260803
1º medição (T3-T1)	-6,162596	9,431383	0,956796 ± 2,183106	1,728795	2,374106	0,572649
2º medição (T3-T1)	-6,162596	9,431383	0,956796 ± 2,183106	1,728795	2,374106	0,572649

Crânio 3	Distância Mínima	Distância Máxima	Distância Média	MSD	RMS	Mediana
1º medição (T2-T1)	-2,194882	5,354979	0,045420 ± 0,515893	0,393296	0,506394	0,018352
2º medição (T2-T1)	-2,194882	5,354979	0,045420 ± 0,515893	0,393296	0,506394	0,018352
1º medição (T3-T1)	-3,975473	5,456448	0,051997 ± 0,361473	0,223869	0,354272	0,027898
2º medição (T3-T1)	-3,975473	5,456448	0,051997 ± 0,361473	0,223869	0,354272	0,027898

Crânio 4	Distância Mínima	Distância Máxima	Distância Média	MSD	RMS	Mediana
1º medição (T2-T1)	-2,353946	4,685632	0,034546 ± 0,320417	0,218257	0,313683	0,018529
2º medição (T2-T1)	-2,353946	4,685632	0,034546 ± 0,320417	0,218257	0,313683	0,018529
1º medição (T3-T1)	-2,460071	5,362669	0,059534 ± 0,457755	0,343949	0,454146	0,039006
2º medição (T3-T1)	-2,460071	5,362669	0,059534 ± 0,457755	0,343949	0,454146	0,039006

Apêndice B - Distâncias Mínima, Máxima, Média, MSD e RMS referentes à sobreposição T2-T1

Crânio	Distância Mínima (mm)	Distância Máxima (mm)	Distância Média (mm)	MSD (mm)	RMS (mm)
01	-2,88	5,34	0,05	0,38	0,47
02	-5,43	6,47	0,44	1,23	1,64
03	-2,19	5,35	0,04	0,39	0,50
04	-2,35	4,68	0,03	0,21	0,31
05	-2,01	5,47	0,03	0,28	0,38
06	-5,13	10,83	0,09	0,39	0,53
07	-3,37	3,86	0,00	0,32	0,41
08	-7,40	4,49	0,27	0,88	0,57
09	-6,05	11,68	-0,06	0,41	0,57
10	-5,35	6,80	0,04	0,45	0,58

Apêndice C - Distâncias Mínima, Máxima, Média, MSD e RMS referentes à sobreposição T3-T1

Crânio	Distância Mínima (mm)	Distância Máxima (mm)	Distância Média (mm)	MSD (mm)	RMS (mm)
01	-3,10	6,23	0,05	0,31	0,40
02	-6,16	9,43	0,95	1,72	2,37
03	-3,97	5,45	0,05	0,22	0,35
04	-2,46	5,36	0,05	0,34	0,45
05	-1,92	5,74	0,07	0,35	0,45
06	-5,09	6,98	0,12	0,43	0,60
07	-4,72	9,94	0,30	0,50	0,67
08	-3,73	11,63	0,21	0,54	0,82
09	-9,33	10,13	-0,03	0,43	0,60
10	-4,90	6,87	0,04	0,46	0,60

Apêndice D – Medidas dos acessórios ortodônticos fornecidos pelo fabricante (Série Premium - Roth .022"x.028"), bem como cálculo dos valores das Diagonais (D) correspondentes. Em negrito, os maiores valores obtidos

dente	Perfil V-L (mm)	Largura da base (mm)	Altura da base (mm)	Valor da Diagonal "D" (mm)
11	2,1	4	3,2	5,536244214
12	2,1	3,9	3,2	5,464430437
13	2,1	4	3,2	5,536244214
14	2,3	3,7	3,1	5,346961754
15	2,3	3,7	3,1	5,346961754
21	2,1	4	3,2	5,536244214
22	2,1	3,6	3,2	5,254521862
23	2,2	4	3,2	5,574943946
24	2,2	3,7	3,2	5,363767333
25	2,2	3,7	3,2	5,363767333
31	1,9	3,7	3	5,128352562
32	1,9	3,7	3	5,128352562
33	2,1	3,7	3,2	5,323532662
34	2,2	3,7	3,2	5,363767333
35	2,1	3,7	3,2	5,323532662
41	2	3,7	3	5,166236541
42	2	3,7	3	5,166236541
43	2,1	3,7	3,2	5,323532662
44	2,2	3,7	3,2	5,363767333
45	2,1	3,6	3,1	5,194227565
36,46	2,6	3,5	6,1	7,497999733
16,26	2,7	3,4	6,1	7,487322619

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

PARECER DE APROVAÇÃO
Protocolo 81/11
CAAE 0092.0.017.000-11

O grupo de trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa **APROVOU** o protocolo de pesquisa **"Avaliação de artefatos de imagem causados por acessórios ortodônticos por meio da sobreposição de modelos tomográficos tridimensionais. Estudo *in vitro*"**, de responsabilidade do(a) Pesquisador(a) Fernando Penteado Lopes da Silva, sob orientação do(a) Professor(a) Doutor(a) José Rino Neto.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 24 de agosto de 2011.

Profa. Dra. Marcia Turolla Wanderley
Coordenadora do CEP-FOUSP

LABORATÓRIO DE BIOLOGIA CELULAR E ANATOMIA FUNCIONAL
Departamento de Anatomia
Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo
Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira"

São Paulo, 11 de julho de 2011.

Eu, Prof. Doutor Renato Paulo Chopard, responsável pelo Museu de Anatomia Humana do ICB-USP, autorizo a utilização de 10 (dez) crânios secos humanos para fins de pesquisa intitulada "Avaliação da interferência dos artefatos de imagem causados por acessórios ortodônticos durante a sobreposição de modelos tomográficos de crânios secos humanos", de autoria do aluno de Doutorado em Ciências Odontológicas, área de concentração Ortodontia, Fernando Penteado Lopes da Silva.

Estou ciente de que serão fixados acessórios ortodônticos aos dentes dos referidos crânios para posterior realização de tomadas tomográficas dos mesmos. Após estes procedimentos, os acessórios ortodônticos serão removidos, os dentes serão polidos e os crânios imediatamente devolvidos ao acervo do Museu de Anatomia Humana do ICB USP.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Renato Paulo Chopard

Professor Associado, Departamento de Anatomia do ICB USP.

Anexo C – Carta Autorização INDOR-FUNDECTO

INSTITUTO DE DOCUMENTAÇÃO ORTODÔNTICA E RADIODIAGNÓSTICO LT

Fone: 3862-3222 3862-8606 3864-7508 — Homepage: <http://www.indor.com.br> — E-mail: indor@indor.com.br

UNIDADE PACAEMBU

Rua Cardoso de Almeida, 2121 - CEP 01251-001 — Pacaembu — São Paulo —

UNIDADE JARDINS

Av. Brigadeiro Luiz Antônio, 4778 - CEP 01402-002 — Jd Paulistano — São Paulo —

Diretores Clínicos: Prof. Israel Chilvarquer - CROSP 18744

Prof. Jorge Elie Hayek - CROSP 44017

Profa. Lilian Waitman Chilvarquer - CROSP 27371

São Paulo, 03 de agosto de 2011.

Eu, Prof. Doutor Israel Chilvarquer, responsável pelo INDOR unidade FUNDECTO-USP, autorizo a utilização de tomógrafo computadorizado de feixe cônico modelo i-Cat pertencente à referida unidade para realização de capturas tomográficas de crânios secos humanos para fins da pesquisa intitulada "Avaliação da interferência dos artefatos de imagem causados por acessórios ortodônticos durante a sobreposição de modelos tomográficos de crânios secos humanos", de autoria do aluno de Doutorado em Ciências Odontológicas, área de concentração Ortodontia, Fernando Penteado Lopes da Silva.

Estou ciente de que os crânios serão disponibilizados pelo Museu de Anatomia Humana (MAH) do ICB-USP e, após a realização das referidas capturas tomográficas, os mesmos serão devolvidos ao MAH.

Atenciosamente,

INDOR Inst. de Documentação Ortodôntica e Radiodiagnóstico

Prof. Dr. Israel Chilvarquer

Professor Associado da Disciplina de Radiologia, Departamento de Estomatologia da FOUSP.