



**Universidade do Estado do Rio de Janeiro**

Centro Biomédico

Faculdade de Odontologia

Renato Barcellos Rédua

**A influência da espessura óssea na medição da altura da borda alveolar em  
imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico e espiral**

Rio de Janeiro

2012

Renato Barcellos Rédua

**A influência da espessura óssea na medição da altura da borda alveolar em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico e espiral**

Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Ortodontia.

Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dra. Flavia Raposo Gebara Artese

Rio de Janeiro

2012

CATALOGAÇÃO NA FONTE  
UERJ/REDE SIRIUS/CBB

R312	<p>Rédua, Renato Barcellos. A influência da espessura óssea na medição da altura da borda alveolar em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico e espiral / Renato Barcellos Rédua. – 2012. 74 f.</p> <p>Orientadora: Flavia Raposo Gerbara Artese. Dissertação (mestrado) – Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Faculdade de Odontologia.</p> <p>1. Diagnóstico por imagem. 2. Imagem tridimensional. 3. Perda óssea alveolar. 4. Periodonto. 5. Tomografia computadorizada espiral. 6. Tomografia computadorizada de feixe cônico. I. Artese, Flavia Raposo Gerbara. II. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Faculdade de Odontologia. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU 616.314</p>
------	---

Autorizo, apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, desde que citada a fonte.

---

Renato Barcellos Rédua

**A influência da espessura óssea na medição da altura da borda alveolar em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico e espiral**

Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Ortodontia.

Aprovada em 29 de fevereiro de 2012.

Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dra. Flavia Raposo Gebara Artese  
Faculdade de Odontologia da UERJ

Banca Examinadora: \_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Jonas Capelli Júnior  
Faculdade de Odontologia - UERJ  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Marco Antonio de Oliveira Almeida  
Faculdade de Odontologia - UERJ  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Roberto Carlos Bodart Brandão  
Universidade Federal do Espírito Santo

Rio de Janeiro

2012

## DEDICATÓRIA

À Deus, por iluminar meus caminhos, dando-me forças para superar as dificuldades e me abençoando em cada conquista alcançada.

Aos meus pais, Jane e Paulo César, pelo irrestrito apoio e incentivo ao longo de minha vida. São meus maiores exemplos de caráter, humildade e fé. Os principais responsáveis pela minha formação, aos quais eu amo profundamente.

Ao meu irmão Marcelo, pela amizade e companheirismo que foram tão valiosos e confortantes.

À Lícia Ruschi Rebello, pela paciência e compreensão durante meus momentos de ausência, e pelo grande estímulo na conclusão deste trabalho.

## AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, Prof.<sup>a</sup> Flavia Artese, que, ao longo de minha especialização e meu mestrado, ensinou-me os caminhos da ciência e que, com verdadeira amizade, dedicação e incondicional disponibilidade me ajudou a trilhar minha vida profissional. Sou um privilegiado pela oportunidade de receber sua orientação, meus sinceros agradecimentos.

Ao Prof. José Augusto Mendes Miguel, coordenador do curso de mestrado, pela confiança depositada, estímulo nos momentos de dificuldades e importante auxílio durante o curso. Meu muito obrigado.

Ao Prof. Marco Antonio Almeida, pela atenção a mim dedicada e grandiosos conhecimentos transmitidos ao longo dos últimos cinco anos.

Ao Prof. Roberto Carlos Bodart Brandão, por ter me auxiliado em meus primeiros passos na ortodontia, pela disponibilidade em sempre me ajudar e generosamente transmitir seus conhecimentos.

Ao Prof. Jonas Capelli Júnior, por compartilhar comigo seus conhecimentos ao mesmo tempo permitindo momentos de agradável convívio e amizade.

Aos professores do curso de Ortodontia da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ): Professor Antônio Carlos Peixoto da Silva, Professor Álvaro de Moraes Mendes, Professor Álvaro Francisco Carriello Fernandes, Professora Cátia Cardoso Abdo Quintão, Professora Ione Helena Vieira Portella Brunharo, Professora Maria das Graças Carlini, Professora Maria Teresa de Andrade Goldner e Professora Vera Lúcia Cosendey Corte-Real, pela dedicação e ensinamentos transmitidos de forma brilhante.

Aos meus amigos Flávio Pessica e Livia Saladini Vieira Pessica, os quais hoje tenho como irmãos. Meu muito obrigado pela sincera amizade, pela grande disponibilidade em me acolherem semanalmente no Rio de Janeiro, por sempre me incentivarem e apoiarem na conclusão deste trabalho. A amizade incondicional e hospitalidade fraterna muito me ajudaram. Meus sinceros agradecimentos.

Ao Felipe de Assis R. Carvalho, colega de departamento, pela grande disponibilidade em me ajudar na realização deste trabalho. Obrigado por me transmitir, com muita serenidade e amizade, seus conhecimentos sobre imagens tomográficas e compor o trabalho como avaliador. Sem sua ajuda este trabalho não seria possível!

Ao Prof. Marcelo Daniel Brito Faria, do Departamento de Radiologia, pela disponibilidade e auxílio na execução das tomografias no Hospital Universitário Pedro Ernesto.

À Cristiane Canavarro e Gisele Abrahão, pelo excelente convívio, amizade e conhecimentos transmitidos durante os momentos de estágio docente. Obrigado pelo auxílio e entusiasmo.

Aos colegas Carlos Rogério T. Pacheco, Maury Heringer e Paulo Eduardo Rezende Gonçalves, por serem aqueles que primeiro me fizeram conhecer a ortodontia, e com generosidade muito me ensinaram sobre essa ciência.

Ao Ronald S. Penido, pela constante e valiosa orientação em minha vida profissional e pela sincera amizade.

Aos meus colegas de mestrado: Eveline Gava, Stephanie Drummond, Gustavo Zanardi, Rodrigo Santos e Tatiana Araújo, pelo excelente convívio e companheirismo ao longo desta jornada.

Aos colegas da turma de doutorado, Alexandre Franco, Daniel Jogaib Fernandes, Daniela Feu Rosa, Rhita Almeida, Felipe de Assis R. Carvalho, Fernanda Catharino, Flávio Carvalho, Mariana Martins por terem compartilhado comigo seu conhecimento, auxiliando-me no desenvolvimento de minhas tarefas.

Aos colegas, alunos do curso de Especialização, com quem convivi nesses anos: Bruna Martins Gonçalves, Candice Belchior Duplat, Lícia Pacheco Teixeira, Carolina Vogas, Mariana Perfeito e Nathalia da Escóssia; Bárbara Andrade, Denise Ferreira, Livia Nunes, Luciana Loyola e Soraya Rabelo; Adriana de Araújo, George Nunes Bueno, Júlio Boaretto, Karine Pimentel, Livia Bichara e Sílvia de Oliveira, com os quais sempre pude contar.

Aos meus colegas de especialização: Clarissa Kantz, Eveline Gava, Juliana de Paiva Ferreira, Lívia Saladini Vieira Pessica e Marcos Hiroce, que apesar de seguirmos caminhos distintos, estamos sempre juntos, cuja valiosa amizade sempre me inspira e fortalece.

À Denise Muniz da Cruz, José Carlos Barbosa de Medeiros e Renata Souza do Carmo, da secretaria de mestrado e doutorado em odontologia, pela constante boa vontade em me auxiliar.

À Mônica Marques, secretária da Associação de Ex-Alunos de Ortodontia da UERJ, e à Fernanda Galvão, funcionária da Disciplina de Ortodontia, pela amizade, atenção e disponibilidade.

Grandes realizações não são feitas por impulso, mas por uma soma de pequenas realizações.

*Vincent Van Gogh*

## RESUMO

RÉDUA, Renato Barcellos. *A influência da espessura óssea na medição da altura da borda alveolar em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico e espiral* 2012. 74f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2012.

Imagens de tomografia computadorizada (TC) permitem a visualização, sem distorções ou sobreposições, do complexo maxilo-facial, principalmente do osso alveolar. Estudos demonstraram boa reprodutibilidade e precisão da mensuração da altura da borda alveolar, todavia a influência da espessura óssea ainda é pouco descrita. Através da comparação com a mensuração direta, o objetivo deste estudo foi avaliar a precisão, reprodutibilidade e a influência da espessura óssea, na mensuração da altura da borda alveolar em imagens volumétricas e imagens bidimensionais multiplanares em TC de feixe cônico (TCFC) e em TC espiral (TCE). Utilizando 10 mandíbulas secas de humanos, 57 dentes anteriores foram tomografados em equipamentos iCAT (Imaging Science International, Hatfield, PA, EUA) e Brilliance 64 canais (Philips Eletronics, Eindhoven, Holanda), ambos utilizando voxels de 0,25 mm. Através de imagens volumétricas (3D) e imagens bidimensionais (2D) de cortes multiplanares, foi comparada a mensuração da altura da borda alveolar dessas imagens com a mensuração direta nas mandíbulas, feita por vestibular e lingual, por três avaliadores, com o auxílio de um paquímetro, totalizando 114 bordas alveolares medidas. Alta reprodutibilidade intra-avaliador (0,999 a 0,902) e interavaliador (0,998 e 0,868) foi observada através do índice de correlação intraclasses (ICC). Observou-se alta correlação entre a mensuração direta e indireta da altura da borda alveolar em imagens 2D, sendo  $r=0,923^{**}$  e  $0,916^{**}$ , e em imagens 3D, com  $r=0,929^{**}$  e  $0,954^{*}$ , em TCFC e TCE, respectivamente. Imagens 2D superestimam a altura da borda alveolar em 0,32 e 0,49 mm e imagens 3D em 0,34 e 0,30 mm, em TCFC e TCE respectivamente. Quando o osso alveolar apresenta espessura de no mínimo 0,6 mm a média da diferença entre medidas diretas e indiretas é de 0,16 e 0,28 mm em imagens 2D e de 0,12 e 0,03 mm em imagens 3D para TCFC e TCE respectivamente, sendo que 95% do limite de concordância varia de -0,46 a 0,79 mm e -0,32 a 0,88 mm em imagens 2D, e de -0,64 a 0,67 mm e -0,57 a 0,62 mm em imagens 3D, para TCFC e TCE respectivamente. Quando o osso alveolar é mais fino do que 0,6 mm a TC é imprecisa, pois 95% do limite de concordância variou de -1,74 a 5,42 mm e -1,64 a 5,42 mm em imagens 2D, e de -3,70 a 4,28 mm e -3,49 a 4,25 mm em imagens 3D, para TCFC e TCE respectivamente. Conclui-se que a mensuração da altura da borda alveolar através de imagens tomográficas apresenta alta reprodutibilidade, sendo que quando a borda alveolar apresenta pelo menos 0,6 mm, a precisão da mensuração é alta, todavia quando esta espessura é menor do que 0,6 mm a técnica é imprecisa.

Palavras-chave: Diagnóstico por imagem. Imagem tridimensional. Perda óssea alveolar. Periodonto. Tomografia computadorizada espiral. Tomografia computadorizada de feixe cônico.

## ABSTRACT

Computerized tomography (CT) images allow for visualization, with no distortions or superimpositions, of the maxillo-facial complex, especially of the alveolar margins. Studies have demonstrated good reproducibility and precision of the alveolar bone height, however the influence of bone thickness is still scarcely described. The purpose of this study was, by comparing the direct measurement of alveolar bone height, to evaluate the precision, reproducibility and the influence of bone thickness on the same measurement in cone beam CT (CBCT) and spiral CT (SCT) volumetric and biplane images. Ten dry human mandibles, with a total of 57 anterior teeth were tomographed with an iCAT (Imaging Science International, Hatfield, PA, EUA) and a 64 channels Brilliance 64 tomograph (Philips Electronics, Eindhoven, Holland), both using voxels of 0.25 mm. Alveolar bone height was measured on volumetric (3D) and bidimensional (2D) images of tomograms and compared with direct caliper measurements performed on the dry mandibles, on the buccal and lingual sides, by three raters in a total of 114 measurements. High intra-rater (0.999 a 0.902) and inter-rater (0.998 e 0.868) reproducibility was observed using the intraclass correlation coefficient (ICC). A high correlation was also observed between the direct and indirect measurements of alveolar bone height in 2D ( $r=0.923^{**}$  e  $0.916^{**}$ ), and 3D images ( $r=0.929^{**}$  e  $0.954^{*}$ ), for CBCT and SCT, respectively. Two-dimensional images overestimate alveolar bone height in 0.32 and 0.49 mm and 3D images in 0.34 and 0.30 mm, for CBCT and SCT, respectively. When alveolar bone thickness is at least 0.6 mm the mean difference is of 0.16 and 0.28 mm in 2D images and of 0.12 and 0.03 mm in 3D images for CBCT and SCT, respectively, with 95% limits of agreement ranging from -0.46 to 0.79 mm and -0.32 to 0.88 mm in 2D images, and of -0.64 to 0.67 mm and -0.57 to 0.62 mm in 3D images, for CBCT and SCT, respectively. When alveolar bone thickness is smaller than 0.6 mm CT evaluation is inaccurate, since 95% limits of agreement vary from -1.74 to 5.42 mm and -1.64 to 5.42 mm in 2D images, and from -3.70 to 4.28 mm and -3.49 to 4.25 mm on 3D images, for CBCT and SCT, respectively. It can be concluded that measurement of alveolar bone height on CT images presents high reproducibility. When alveolar bone thickness is greater than 0.6 mm measurement precision is high, and when this thickness is less than 0.6 mm the technique is inaccurate.

Keywords: Alveolar bone loss. Cone-beam computed tomography. Diagnostic imaging. Periodontium. Spiral computed tomography. Three-dimensional imaging.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Mandíbulas utilizadas no estudo .....	32
Figura 2 –	Medição direta da altura óssea com paquímetro digital .....	33
Figura 3 –	Diferentes aspectos de espessura do osso alveolar .....	34
Figura 4 –	Obtenção das diferentes medidas de espessura óssea com paquímetro digital .....	34
Figura 5 –	Aparelho de TCFC i-Cat Imaging Science .....	35
Figura 6 –	Mandíbula estabilizada no posicionador do tomógrafo .....	36
Figura 7 –	Aparelho de TC Espiral Multi Slice Brilliance 64 fabricado pela Philips com mandíbula posicionada sobre a mesa do tomógrafo .....	37
Figura 8 –	Exame tomográfico de mandíbulas secas em aparelho de TCE .....	37
Figura 9 –	Imagens tomográficas .....	38
Figura 10 –	Mensuração indireta em cortes trans-axiais no programa Dolphin Imaging .....	39
Figura 11 –	Mensuração indireta utilizando a ferramenta régua do programa Dolphin Imaging em imagens tridimensionais de superfície sombreada ..	40

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 –	Média em milímetros (mm) da medida da altura óssea direta (AD) e das medidas indiretas em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico bidimensional (FC2D) e tridimensional (FC3D) e espiral bidimensional (E2D) e tridimensional (E3D) por vestibular (V) e lingual (L) .....	46
Gráfico 2 –	Dispersão descrevendo a correlação entre a altura óssea direta (AD) e as diferentes técnicas de medição em imagens de tomografias de feixe cônico (FC) e espiral (E) para imagens bi (2D) e tridimensionais (3D) pelo teste de correlação de Pearson (r) .....	47
Gráfico 3 –	Dispersão descrevendo a correlação entre a altura óssea direta vestibular (AD-V) e as diferentes técnicas de medição em imagens de tomografias de feixe cônico (FC) e espiral (E) para imagens bi (2D) e tridimensionais (3D) por vestibular (V) pelo teste de correlação de Pearson (r) .....	48
Gráfico 4 –	Dispersão descrevendo a correlação entre a altura óssea direta lingual (AD-L) e as diferentes técnicas de medição em imagens de tomografias de feixe cônico (FC) e espiral (E) para imagens bi (2D) e tridimensionais (3D) por lingual (L) pelo teste de correlação de Pearson (r) .....	49
Gráfico 5 –	Dispersão para a correlação de Spearman (rS) entre a espessura óssea (EO) em milímetros e a diferença entre as diferentes técnicas de medição com a altura direta (AD) .....	52
Gráfico 6 –	Dispersão para a correlação de Spearman (rS) entre a espessura óssea vestibular (EO-V) em milímetros e a diferença entre as diferentes técnicas de medição com a altura direta vestibular (AD-V) .....	53
Gráfico 7 –	Dispersão para a correlação de Spearman (rS) entre a espessura óssea lingual (EO-L) em milímetros e a diferença entre as diferentes técnicas de medição com a altura direta lingual (AD-L) .....	54
Gráfico 8 –	Altman-Bland apresentando a distribuição da diferença entre medidas (em mm) de acordo com a altura direta (AD), para a amostra total, subdividida em osso fino e osso espesso .....	56

Gráfico 9 –	Altman-Bland apresentando a distribuição da diferença entre medidas (em mm) de acordo com a altura direta (AD), para a amostra por vestibular, subdividida em osso fino e osso espesso .....	57
Gráfico 10 –	Altman-Bland apresentando a distribuição da diferença entre medidas (em mm) de acordo com a altura direta (AD), para a amostra por lingual, subdividida em osso fino e osso espesso .....	58

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Dose de radiação em milissievert ( $\mu\text{Sv}$ ) de diferentes tipos de exames complementares .....	24
Tabela 2 – Índices de Correlação Intraclasse para avaliação da reprodutibilidade intra-avaliador da altura óssea direta (AD), espessura óssea (EO), e das medidas indiretas em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico bidimensional (FC2D) e tridimensional (FC3D) e espiral bidimensional (E2D) e tridimensional (E3D) .....	43
Tabela 3 – Índices de Correlação Intraclasse para avaliação da reprodutibilidade intra-avaliador da altura óssea direta (AD), espessura óssea (EO), e das medidas indiretas em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico bidimensional (FC2D) e tridimensional (FC3D) e espiral bidimensional (E2D) e tridimensional (E3D) por vestibular (V) e lingual (L) .....	43
Tabela 4 – Índices de Correlação Intraclasse para avaliação da reprodutibilidade interavaliador da altura óssea direta (AD), espessura óssea (EO), e das medidas indiretas em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico bidimensional (FC2D) e tridimensional (FC3D) e espiral bidimensional (E2D) e tridimensional (E3D) por vestibular e lingual.....	44
Tabela 5 – Média e desvio padrão em milímetros (mm) da medida da altura óssea direta (AD) e das medidas indiretas em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico bidimensional (FC2D) e tridimensional (FC3D) e espiral bidimensional (E2D) e tridimensional (E3D) por vestibular (V) e lingual (L) .....	45
Tabela 6 – Média e desvio padrão da espessura óssea (EO) da borda alveolar por vestibular (EO-V) e lingual (EO-L) .....	46
Tabela 7 – Valores de p para a comparação pelo teste t pareado da altura óssea direta com as medidas obtidas em imagens de tomografia de feixe cônico (FC) e espiral (E), bi (2D) e tridimensionais (3D) total, por vestibular (V) e por lingual (L) .....	50
Tabela 8 – Mediana, intervalo interquartilico e valores máximos e mínimos da diferença absoluta entre as medidas indiretas e a medida direta para altura da borda alveolar para a amostra total, por vestibular e por lingual .....	51

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensionais
3D	Tridimensionais
AD	Altura Direta
AD-V	Altura Direta Vestibular
AD-L	Altura Direta Lingual
DICOM	<i>Digital Imaging and Communication in Medicine</i>
E2D	Espiral 2D
E2D-L	Espiral 2D lingual
E2D-V	Espiral 2D vestibular
E3D	Espiral 3D
E3D-L	Espiral 3D lingual
E3D-V	Espiral 3D vestibular
EO	Espessura óssea
EO-L	Espessura óssea lingual
EO-V	Espessura óssea vestibular
EMI	<i>Electric and Musical Industries Ltd</i>
FC2D	Feixe cônico 2D
FC2D-L	Feixe cônico 2D lingual
FC2D-V	Feixe cônico 2D vestibular
FC3D	Feixe cônico 3D
FC3D-L	Feixe cônico 3D lingual
FC3D-V	Feixe cônico 3D vestibular
HUPE	Hospital Universitário Pedro Ernesto

ICC	Índice de correlação intraclassa
L	Lingual
r	Índice de correlação de Pearson
r <sub>s</sub>	Índice de correlação de Spearman
TC	Tomografia computadorizada
TCE	Tomografia computadorizada espiral
TCFC	Tomografia computadorizada de feixe cônico
V	Vestibular

## SUMÁRIO

	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	17
1	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	19
1.1	<b>Tomografia computadorizada</b> .....	19
1.2	<b>Tomografia computadorizada espiral</b> .....	19
1.2.1	<u>Histórico</u> .....	19
1.2.2	<u>Aparelho e aquisição da imagem</u> .....	20
1.3	<b>Tomografia computadorizada de feixe cônico</b> .....	22
1.3.1	<u>Histórico</u> .....	22
1.3.2	<u>Aparelho e aquisição da imagem</u> .....	22
1.4	<b>Processamento computadorizado das imagens</b> .....	23
1.5	<b>Dose de radiação</b> .....	23
1.6	<b>Possibilidades de aplicação da tomografia computadorizada na ortodontia</b> .....	24
1.7	<b>Ossos alveolares</b> .....	25
1.8	<b>Danos periodontais</b> .....	26
1.9	<b>Avaliação da altura da borda alveolar através da tomografia computadorizada de feixe cônico</b> .....	27
2	<b>PROPOSIÇÃO</b> .....	31
3	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	32
3.1	<b>Seleção da amostra</b> .....	32
3.2	<b>Medição direta da altura óssea</b> .....	33
3.3	<b>Medição direta da espessura da borda alveolar</b> .....	33
3.4	<b>Obtenção das tomografia computadorizada de feixe cônico e tomografia computadorizada espiral</b> .....	35
3.5	<b>Medição indireta da altura da borda alveolar por tomografia computadorizada</b> .....	37
3.5.1	<u>Medição da altura da borda alveolar em imagens 2D</u> .....	38
3.5.2	<u>Medição da altura da borda alveolar em imagens 3D</u> .....	39
3.6	<b>Avaliadores</b> .....	40
3.7	<b>Cálculo da diferença entre medidas (erro)</b> .....	41

3.8	<b>Tratamento estatístico</b> .....	41
4	<b>RESULTADOS</b> .....	43
4.1	<b>Reprodutibilidade intra-avaliador e interavaliador</b> .....	43
4.2	<b>Estatística descritiva</b> .....	44
4.3	<b>Correlação e comparação das medidas indiretas com a altura direta</b> .....	47
4.4	<b>Diferença entre medidas: estatística descritiva e correlação com espessura óssea</b> .....	50
4.5	<b>Análise de Altman-Bland para análise das técnicas indiretas</b> .....	54
5	<b>DISCUSSÃO</b> .....	59
5.1	<b>Discussão do método</b> .....	60
5.2	<b>Reprodutibilidade</b> .....	61
5.3	<b>Análise das medidas</b> .....	62
5.4	<b>A influência da espessura óssea no erro</b> .....	63
5.5	<b>Considerações finais</b> .....	65
6	<b>CONCLUSÕES</b> .....	66
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	67
	<b>APÊNDICE</b> – Tabela para anotação das medidas realizadas .....	73
	<b>ANEXO</b> - Carta de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa .....	74

## INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada (TC) tornou-se popular na odontologia após o desenvolvimento da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) que permitiu a redução dos custos e da dose de radiação da técnica.<sup>1-2</sup> Graças a esta nova tecnologia, foi possível a visualização sem distorções ou sobreposições das estruturas do complexo maxilo-facial.<sup>3</sup>

A mensuração da altura da borda alveolar era limitada, quando feita através de radiografias, devido a sobreposição das estruturas assim como a distorção destas,<sup>4-5</sup> ou quando feita através de sondagem periodontal,<sup>6-7</sup> realidade que foi alterada com a utilização da TC na odontologia.<sup>1</sup>

A correta avaliação da altura óssea ao redor dos dentes para o planejamento ortodôntico é muito importante. Muitas vezes é necessário lançar mão da projeção controlada de incisivos inferiores para correção de más oclusões, sendo esta a região que apresenta maior frequência de deiscências e menor espessura óssea.<sup>5,8</sup> Com o desenvolvimento dos exames de TC, surgiu a possibilidade de avaliação precisa destas estruturas através de mecanismos não invasivos e sem sobreposições de imagens.

Estudos foram publicados sobre a avaliação da reprodutibilidade e da precisão da mensuração da altura da borda alveolar através de imagens tomográficas com resultados demonstrando boa reprodutibilidade e boa precisão na mensuração desta distância.<sup>1,9-10</sup> Todavia, os aparelhos de tomografia tanto de feixe cônico quanto espiral, ainda apresentam algumas limitações relacionadas à resolução espacial,<sup>11-12</sup> tornando confusa a visualização do osso alveolar quando este é mais fino do que 0,6 mm.<sup>1,9</sup>

A mensuração da altura da borda alveolar em imagens tomográficas pode ser feita através de imagens tridimensionais (3D) e de imagens bidimensionais (2D). As imagens 3D são obtidas pela reconstrução volumétrica das estruturas anatômicas, enquanto que as imagens 2D através de cortes multiplanares da região escolhida. Existem trabalhos que analisaram a altura da borda alveolar ora em imagens 3D,<sup>1,4,9</sup> ora em imagens 2D.<sup>10,13-14</sup> Entretanto, não é conhecido se essas imagens apresentam a mesma precisão e reprodutibilidade.

Considerando que o conhecimento sobre a influência da espessura da borda alveolar ainda é pouco descrito na literatura, foi proposto avaliar a sua influência, assim como a precisão e a reprodutibilidade, na mensuração da altura da borda alveolar em dentes anteriores

inferiores através de imagens tomográficas, tanto 3D quanto 2D, de exames de TCFC e tomografia computadorizada espiral (TCE).

## 1 REVISÃO DE LITERATURA

### 1.1 Tomografia computadorizada

A tomografia computadorizada (TC) é um procedimento radiográfico no qual são obtidos cortes submilimétricos nos planos axial, sagital e coronal de uma região anatômica. Através da reconstrução computadorizada destes cortes, são formadas imagens tridimensionais (3D), relacionando espacialmente as estruturas anatômicas envolvidas, além de demonstrar o volume e profundidade das mesmas.<sup>2</sup>

De acordo com o formato geométrico do feixe de raios-X do exame tomográfico, a técnica pode ser classificada como *fan beam*, ou feixe em leque, utilizado na TC médica, e *cone beam*, ou feixe cônico, empregada nos exames de TC de feixe cônico (TCFC). A TC médica também é conhecida como TC espiral (TCE) e TC multicortes. O termo espiral é devido o movimento espiral da fonte emissora de raios-X, enquanto que o termo multicortes se deve ao fato de que nos aparelhos de TCE mais modernos, a fonte emissora de raios-X é composta por múltiplos emissores de radiação.<sup>2</sup>

Tanto a TCFC, quanto a TCE permitem a obtenção de imagens em cortes multiplanares e em reconstrução volumétrica da região dentomaxilofacial. No entanto, o princípio pelo qual se obtém as imagens, a dose de radiação, o tamanho e o custo dos equipamentos são completamente diferentes.<sup>15-16</sup>

### 1.2 Tomografia computadorizada espiral

#### 1.2.1 Histórico

A invenção do aparelho de TC ocorreu em 1972 no "THORN EMI Central Research Laboratories", na Inglaterra. Seu inventor foi Godfrey Newbold Hounsfield, que era engenheiro elétrico da EMI (*Electric and Musical Industries Ltd.*), com o auxílio do físico norte americano Allan MacLeod Cormack. O primeiro tomógrafo computadorizado foi

instalado no *Atkinson-Morley's Hospital*, em Londres Este equipamento acomodava somente a cabeça do paciente e utilizava em torno de 5 minutos para escanear um corte e em torno de dois minutos para reconstruir a imagem no computador. Grande parte da pesquisa foi financiada graças aos lucros da gravadora EMI Records que incluía em seu portfólio na época a banda *The Beatles*.<sup>17-19</sup>

Hounsfield apresentou um novo método de utilização da radiação para medir descontinuidade de densidades, obtendo imagens, inicialmente do cérebro, com finalidades de diagnóstico. Ele acreditava que um feixe de raios-X continha mais informação do que aquela que seria possível capturar com o filme, e pensou que um computador talvez pudesse ajudar a obtê-las. Assim, Hounsfield descreve e põe em prática esta técnica, que se fundamenta em medidas de atenuação sofridas pelos raios-X durante sua passagem pelo corpo do paciente.<sup>18-19</sup>

O físico Comarck, que desenvolveu as bases matemáticas para a reconstrução das imagens tomográficas, juntamente com Hounsfield receberam o prêmio Nobel de Medicina do ano de 1979.<sup>19</sup>

Em 1973, 18 meses após o primeiro uso do equipamento construído com finalidade clínica, Hounsfield junto com o médico James Ambrose apresentaram suas primeiras publicações científicas descrevendo os impressionantes resultados.<sup>17</sup>

### 1.2.2 Aparelho e aquisição da imagem

O aparelho de TC é composto por um *gantry* ou pórtico, que contém os sensores, os colimadores e a fonte de raios-X; uma mesa, onde o paciente é posicionado deitado e levado em direção ao *gantry* ou pórtico e um computador que processa os dados para formar as imagens.<sup>20</sup>

Desde a sua invenção várias gerações de equipamentos surgiram. Nos aparelhos de primeira geração, o método de aquisição de dados foi baseado no princípio de translação e rotação, onde um único feixe de raios-X e um detector realizavam movimento de translação ao longo de linhas paralelas e lados opostos coletando dados. Já os tomógrafos da segunda geração forneciam um feixe de raios-X em forma de leque, com até 30 detectores ou mais para a aquisição de dados. Este novo mecanismo permitiu que os dados fossem adquiridos em mais de um ângulo durante uma translação, assim o tempo total de aquisição foi reduzido.<sup>18</sup>

A terceira geração de aparelhos teve sua geometria de aquisição de dados modificada, eliminando o movimento de translação. Nestas máquinas o tubo de raios-X e um conjunto de 600 detectores ficavam dispostos contiguamente e giravam sincronicamente com o tubo.<sup>18</sup>

Os de quarta geração consistem de múltiplos detectores fixos que formam um anel em torno do objeto, dentro do pórtico. O tubo de raios-X move-se em torno do objeto 360°, emitindo um feixe cuja geometria é descrita como de um grande leque. Cerca de 300 a 1000 detectores recolhem os dados que são gravados durante a rotação.<sup>18</sup>

Durante os primeiros anos da década de 1990, um novo tipo de tomógrafo foi desenvolvido, chamado de TC helicoidal ou espiral. Com esse sistema, o paciente era movido de forma contínua e lenta através da abertura durante o movimento circular de 360° do tubo de raios-X e dos detectores, criando um tipo de obtenção de dados espiral, sendo essa a quinta geração de tomógrafos.<sup>18</sup>

No final de 1998, quatro fabricantes de TC apresentaram os equipamentos espirais multicortes, todos capazes de obter imagens de quatro cortes simultaneamente. Esses são aparelhos de sexta geração com capacidades helicoidais e com quatro bancos paralelos de detectores, capazes de obter quatro cortes de TC em uma rotação do tubo de raios-X. Uma das vantagens desse método é a velocidade de obtenção de imagens, especialmente quando o movimento do paciente é um fator limitante. Essa obtenção mais rápida de imagens torna possível estudos cardiovasculares por TC, exames pediátricos ou outros casos em que são necessários tempos de exposição rápidos.<sup>18</sup>

A construção da imagem na tomografia computadorizada é feita exclusivamente por meio de cálculo matemático matricial e não pelo princípio óptico de projeção de imagens. Os dados utilizados para a reconstrução de uma fatia são obtidos de diversos ângulos por conta do giro do feixe de raios-X. Este feixe gira em torno do paciente e a cada ângulo de incidência o corpo atenua de maneira diferente a intensidade do feixe que o atravessa. Desta maneira, após um giro completo o computador reúne as informações das múltiplas atenuações (valores periféricos da matriz) o que permite o cálculo dos valores das células matriciais internas.<sup>18</sup>

A matriz da imagem é composta por blocos individuais chamados voxels (*volume elements*). O conjunto destes blocos é exportado pelo tomógrafo em um arquivo chamado *Digital Imaging and Communication in Medicine* (DICOM) que é aberto por um programa capaz de reconstruir e visualizar as estruturas envolvidas.<sup>18</sup>

### 1.3 Tomografia computadorizada de feixe cônico

#### 1.3.1 Histórico

O advento da TCFC representa o desenvolvimento de um equipamento relativamente pequeno, tamanho semelhante ao de um aparelho de radiografia panorâmica, e de menor custo, especialmente indicado para a região dentomaxilofacial. Esta tecnologia está provendo à Odontologia a visualização, através de imagens 3D e imagens bidimensionais (2D) de cortes multiplanares, dos tecidos maxilofaciais com mínima distorção, ausência de sobreposição e dose de radiação significativamente reduzida em comparação à TC tradicional.<sup>16</sup>

O pioneirismo desta tecnologia cabe aos italianos<sup>21</sup> da Universidade de Verona, que em 1998 apresentaram os resultados preliminares de um “novo aparelho de TC volumétrica para imagens odontológicas, baseado na técnica do feixe em forma de cone”,<sup>21</sup> batizado como NewTom-9000. Reportaram alta precisão das imagens, sem distorções, com imagens volumétricas e cortes multiplanares eliminando as superposições, sendo que este aparelho utilizava uma dose de radiação equivalente a 1/6 da liberada pela TCE.<sup>21</sup>

A história da tomografia computadorizada de feixe cônico indubitavelmente aponta para um cenário onde a imagem radiológica tridimensional será utilizada mais ampla e rotineiramente na Odontologia.<sup>20</sup>

#### 1.3.2 Aparelho e aquisição da imagem

No TCFC o paciente é posicionado sentado, mas em alguns aparelhos acomoda-se o paciente deitado. Apresenta dois componentes principais, posicionados em extremos opostos da cabeça do paciente: a fonte ou tubo de raios-X, que emite um feixe em forma de cone, e um detector de raios-X. O sistema tubo-detector realiza somente um giro de 360 graus em torno da cabeça do paciente e a cada determinado grau de giro (geralmente a cada 1 grau), o aparelho adquire uma imagem base da cabeça do paciente, muito semelhante a uma telerradiografia, sob diferentes ângulos ou perspectivas.<sup>16</sup> Ao término do exame, essa sequência de imagens base é exportada no formato DICOM, por meio de um programa

específico instalado em um computador convencional acoplado ao tomógrafo. O tempo de exame pode variar de 10 a 70 segundos (uma volta completa do sistema), porém o tempo de exposição efetiva aos raios-X é bem menor, variando de 3 a 6 segundos.<sup>16</sup>

#### **1.4 Processamento computadorizado das imagens**

A partir dos arquivos no formato DICOM, independente deste ser obtido por TCE ou TCFC, programas capazes de manipular estes arquivos são utilizados para a reconstrução das imagens. Esta reconstrução pode ser multiplanar, ou seja, a visualização de imagens 2D axiais, coronais, sagitais e oblíquas, assim como a reconstrução em 3D, fornecendo imagens volumétricas. Adicionalmente, o programa permite gerar imagens bidimensionais, réplicas das radiografias convencionais utilizadas na Odontologia, como a panorâmica e as telerradiografias em norma lateral e frontal, função denominada reconstrução multiplanar em volume, que constitui outra importante vantagem da TCFC.<sup>16</sup>

Para formar imagens multiplanares, os cortes axiais são selecionados pelo operador em uma visão lateral da cabeça, sendo essas consideradas reconstruções primárias ou diretas. Cada corte contíguo pode apresentar uma espessura mínima inferior a 1 mm. A partir do corte axial, obtêm-se as reconstruções secundárias, incluindo as coronais, sagitais, os cortes perpendiculares ao contorno dos arcos dentários (ortorradiais ou trans-axiais). A reconstrução volumétrica é feita de forma automatizada pelo programa. Sobre todas essas imagens, o software ainda permite a realização de mensurações digitais lineares e angulares, assim como colorir estruturas de interesse como o canal mandibular, por exemplo.

#### **1.5 Dose de radiação**

A comparação entre a TCE e a TCFC é inevitável; portanto, é necessário o conhecimento das vantagens e desvantagens de cada uma, para que o profissional requisitante possa decidir qual o método mais adequado às necessidades do paciente.

Como já foi apresentado, uma das principais diferenças entre os dois métodos é a menor dose de radiação ao qual o paciente é exposto na TCFC, fato este que associado ao

menor custo do equipamento torna a tecnologia de feixe cônico mais aplicável à odontologia do que a TCE. Em alguns casos um exame de TCFC chega a submeter o paciente a uma dose de radiação semelhante a de um exame periapical completo. Sendo assim, poderíamos justificar eticamente a sua utilização como exame complementar de rotina na odontologia (Tabela 1).<sup>22</sup>

Tabela 1 - Dose de radiação em milissievert ( $\mu\text{Sv}$ ) de diferentes tipos de exames complementares

Técnica	Panorâmica	Tele	Periapical Completo	TCFC iCAT	TCE	Radiação Ambiental
Radiação ( $\mu\text{Sv}$ )	6 a 13	1 a 3	33 a 150	135 a 193	2100	8 por dia 3000 ao ano

### 1.6 Possibilidades de aplicação da tomografia computadorizada na ortodontia

Conhecendo-se os princípios da TC e as ferramentas disponíveis, pode-se imaginar uma gama infindável de aplicações deste tipo de exame no campo odontológico, dentre os quais podemos citar:

- a) avaliação do posicionamento tridimensional de dentes retidos e sua relação com os dentes adjacentes e estruturas anatômicas nobres;<sup>23-24</sup>
- b) avaliação do grau de reabsorção radicular de dentes;<sup>23-24</sup>
- c) visualização das tábuas ósseas vestibular e lingual pré-tratamento e sua remodelação após movimentação dentária;<sup>4, 15, 25</sup>
- d) avaliação de área edêntula para planejamento de implantes ou fechamento ortodôntico de espaço;<sup>26</sup>
- e) avaliação do espaço aéreo nasofaríngeo para tratamento de apneia obstrutiva do sono;<sup>27</sup>
- f) quantificação de resultados de tratamentos ortodônticos, ortocirúrgicos e dos efeitos do crescimento craniofacial através da superposição de modelos 3D;<sup>28-30</sup>
- g) avaliação de defeitos e enxerto ósseo na região de fissuras lábio-palatais;<sup>31</sup>
- h) avaliação e quantificação de assimetrias;<sup>16</sup>

- i) análise quantitativa e qualitativa do osso alveolar para colocação de mini-implantes de ancoragem ortodôntica;<sup>32</sup>
- j) avaliações cefalométricas.<sup>2,33</sup>

A TCFC provê ao ortodontista a capacidade de, em apenas um exame, obter todas as imagens convencionais em 2D que compõem a documentação ortodôntica, somadas à visão tridimensional detalhada das estruturas dentofaciais. Todavia, o diagnóstico de lesões de descalcificação provocadas pela cárie ainda são efetuados através de radiografias interproximais, não podendo ser substituídas pelas imagens de TC.<sup>16</sup>

### 1.7 Osso alveolar

O osso alveolar é constituído por dois componentes, o osso alveolar propriamente dito, ou lâmina dura, e o processo alveolar, ou osso de suporte. O processo alveolar é o osso que forma e contém os alvéolos dentários, não existindo um limite definido entre este e a maxila ou mandíbula. Osso alveolar ou lâmina dura é uma camada delgada de osso que circunda a raiz ou raízes do dente. É composto por 33% de matéria orgânica e 67% de cristais de hidroxiapatita.<sup>8</sup>

Em conjunto com o cimento radicular e a membrana periodontal, o osso alveolar constitui o aparelho de inserção dos dentes, cuja função principal é distribuir e absorver as forças geradas, por exemplo, pela mastigação e outros contatos dentários.<sup>8</sup>

Em um corte transversal através do processo alveolar da mandíbula, ao nível da porção mediana das raízes dentárias, o osso que cobre as superfícies radiculares é mais espesso do lado palatino do que do lado vestibular.<sup>34</sup>

As áreas isoladas nas quais a raiz é desprovida de osso e a superfície radicular é coberta somente por perióstio e recoberta por gengiva, são chamadas fenestrações. Neste caso, o osso marginal (borda alveolar) está intacto. Quando as áreas desnudadas se estendem ao osso marginal, o defeito é denominado deiscência. Estes defeitos ocorrem mais frequentemente no osso vestibular que no lingual, são mais comuns nos dentes anteriores que nos posteriores e com frequência são bilaterais.<sup>34-35</sup>

## 1.8 Danos periodontais

As deiscências e fenestrações ósseas constituem um pré-requisito para o desenvolvimento da recessão periodontal.<sup>36</sup> Tais condições ósseas podem ser classificadas como de desenvolvimento (anatômicas) ou adquiridas (fisiológicas ou patológicas). As anatômicas são as deiscências que podem ser formadas quando a direção da erupção dentária leva a raiz a uma posição mais vestibular ou lingual em relação aos dentes adjacentes. Desta forma, a porção cervical se projeta além da crista óssea. Também podem ser formadas quando a espessura vestibulo-lingual da raiz é igual ou maior à dimensão vestibulo-lingual do alvéolo.<sup>37</sup> As deiscências fisiológicas adquiridas resultam do movimento dentário, sob força, para posições que ultrapassem a placa cortical vestibular ou lingual, ou devido à trauma causado por escovação traumática da gengiva. As deiscências adquiridas também incluem a reabsorção óssea induzida por placa bacteriana.<sup>36</sup>

A literatura não apresenta consenso sobre a influência da projeção de incisivos no desenvolvimento de recessões gengivais, alguns estudos relatam pequena associação entre esses fatores, outros afirmam que não existe associação entre eles.<sup>35,38</sup> Os incisivos e caninos inferiores são especialmente mais susceptíveis ao desenvolvimento de recessão gengival,<sup>39</sup> visto que estudos utilizando TCFC comprovaram que estes dentes são os de maior incidência de deiscência e fenestrações na cavidade oral.<sup>35</sup>

Considerando que a procura pelo tratamento ortodôntico é uma realidade entre os pacientes adultos e que, diante das limitações envolvendo a ausência de crescimento nestes pacientes, a resistência a tratamentos ortocirúrgicos e que envolvam extrações dentárias, a projeção de incisivos passa a ser uma alternativa válida de planejamento para determinadas más oclusões,<sup>40</sup> a avaliação da condição periodontal é de extrema importância no planejamento ortodôntico.

Entretanto, a avaliação do osso alveolar quando feita através de radiografias é limitada, devido ao aspecto bidimensional das imagens, resultando em superposição do osso sobre a raiz dentária. Com o advento da TC, imagens sem superposição podem prover a visualização mais precisa deste osso.<sup>41-42</sup>

### 1.9 Avaliação da altura da borda alveolar através da tomografia computadorizada de feixe cônico

A avaliação da altura da borda alveolar sempre foi um desafio para a ortodontia. Radiografias periapicais e interproximais falham em promover a avaliação do suporte ósseo vestibulo-lingual devido à superposição do osso com a raiz dentária, já que esses exames fornecem imagens bidimensionais, inviabilizando a mensuração da altura óssea.<sup>5,41,43</sup> Já as radiografias cefalométricas superestimam a presença de suporte ósseo das raízes dos incisivos inferiores.<sup>44</sup> Quando se busca uma alternativa clínica, estudos comprovaram que a sondagem periodontal é imprecisa, visto que, Suomi<sup>7</sup> e Akesson,<sup>6</sup> analisando a validade das mensurações de profundidade de sulco, verificaram que este exame subestima a perda óssea. Dessa forma, o desenvolvimento da TC surge como uma técnica promissora para avaliação precisa da altura da borda alveolar.

Apesar do grande número de estudos relatarem a aplicabilidade da TCFC na ortodontia,<sup>2,23-24,31-34</sup> estudos identificando a precisão e a reprodutibilidade de imagens provenientes de TC para avaliar a morfologia do osso alveolar ainda são poucos.<sup>9</sup>

Devido a impossibilidade da medição direta em pacientes vivos,<sup>9</sup> em grande parte dos estudos a medição da altura da borda alveolar foi feita em crânios secos, que eram então tomografados para se comparar as medições através de imagens com as medidas reais. Todavia, em muitos desses crânios, os defeitos ósseos foram criados pelo avaliador, isto é, através de brocas de baixa rotação foram criadas fenestrações e deiscências ósseas artificialmente.<sup>42,45-46</sup> Leung et al.<sup>9</sup> analisaram a precisão e reprodutibilidade da TCFC utilizando 13 crânios secos de humanos sem que defeitos ósseos como fenestrações e deiscências tenham sido criados artificialmente, a mesma metodologia foi utilizada por Lund;<sup>47</sup> todavia, este avaliou apenas um crânio. Já Sun et al.<sup>1</sup> analisaram o efeito da espessura óssea na medição da altura da borda alveolar através de imagens 3D de TCFC em amostra de mandíbulas secas de porcos, sem que defeitos ósseos tenham sido criados artificialmente.

Timock<sup>10</sup> analisou a precisão e reprodutibilidade da medição da altura da borda alveolar de cabeças de cadáveres embalsamadas através de imagens 2D obtidas em TCFC, comparadas com as medidas reais destas peças quando dissecadas. A utilização de cadáveres embalsamados deve ser considerada valiosa visto que o tecido mole está preservado. No entanto, tal metodologia também apresenta limitações na qualidade do contraste e resolução das imagens quando comparado a imagens ante-mortem.<sup>48</sup>

Embora a literatura disponibilize estudos avaliando a extensão de deiscências e a morfologia do periodonto através de imagens tomográficas em pacientes vivos, nesses trabalhos não foi possível comparar as medições indiretas com as medidas reais *in vivo*.<sup>2, 4, 13, 35, 47</sup> Até o momento, nenhum estudo foi capaz de analisar através de medidas reais a precisão das imagens de TC na mensuração osso alveolar em pacientes vivos, visto que esta metodologia necessitaria realizar cirurgias exploratórias para medição direta das deiscências.<sup>9</sup>

A análise do periodonto através da TC pode ser feita através de imagens 2D (cortes multiplanares) e 3D (imagens volumétricas). Porém, na literatura científica encontramos estudos utilizando ora imagens 3D<sup>1, 4, 9</sup> ora 2D,<sup>10, 13-14, 35, 41, 45, 47</sup> sem que uma comparação entre esses métodos tenha sido descrita até o momento.

Com relação à técnica tomográfica, devido ao menor custo e à menor dose de radiação, os estudos mais recentes utilizam a TCFC para obtenção de imagens com o propósito de analisar a presença óssea no periodonto.<sup>1, 3, 9-10 13-14, 45, 49</sup> Enquanto que, antes da disponibilização desta técnica, estas análises eram em imagens de TCE.<sup>5, 34-35, 41</sup> A exceção é Fuhrmann<sup>4</sup> que em 2002 analisou a remodelação do periodonto em pacientes submetidos à terapia ortodôntica através de imagens de TCE. A comparação de imagens de TCFC e TCE para a validação de traçados cefalométricos a partir de imagens tomográficas já foi realizada;<sup>2</sup> entretanto, a comparação das técnicas para avaliação da presença óssea no periodonto não foi descrita.

A mensuração da altura da borda alveolar através de imagens tomográficas é considerada reprodutível tanto para medidas intra-avaliador, quanto interavaliador. Em imagens 2D de TCFC, Timock<sup>10</sup> relatou correlação de 0,97, enquanto que em imagens 3D Sun et al.<sup>1</sup> encontraram correlação de 0,89 a 0,98, Leung et al.<sup>9</sup> de 0,89 a 0,95 e Pinsky et al.<sup>46</sup> de 0,75 a 0,99 para reprodutibilidade intra-avaliador. Timock et al.<sup>10</sup> obtiveram correlação de 0,978 e Sun et al.<sup>1</sup> de 0,64 a 0,90 na avaliação da reprodutibilidade interavaliador.

A precisão da mensuração da borda alveolar é discrepante nos diversos estudos. Leung<sup>9</sup> relata uma imprecisão de  $0,6 \pm 0,8$  mm utilizando voxel de 0,38 mm em imagens 3D de TCFC. Sun<sup>1</sup> descreve que em imagens 3D de TCFC, quando o osso alveolar é mais espesso do que 0,4 mm o erro varia em média até 0,5 mm, sendo o voxel de 0,25 mm, entretanto, ao utilizar voxel de 0,4 mm, a média do erro é de 1 mm. Isto é, quando o voxel é maior, a imagem é menos precisa. Nesse mesmo estudo quando o osso apresentava espessura menor do que 0,4 mm o erro variou em média até 1,2 mm para voxel de 0,25 mm, e 2 mm para voxel de 0,4 mm, demonstrando que quando o osso alveolar era fino a precisão das imagens era menor. Timock et al.<sup>10</sup>, utilizando imagens 2D e voxel de 0,25 mm encontraram

um erro de em média apenas 0,3 mm, sendo o limite de concordância para 95% de -0,77 a 0,81 mm.

O tamanho do voxel utilizado na aquisição das imagens tomográficas influencia a qualidade de interpretação das mesmas. Quando utilizado voxel de 0,25 mm as imagens apresentam melhor resolução e os resultados são melhores, enquanto que o voxel de 0,4 mm superestima a dimensão da deiscência óssea.<sup>1</sup>

A espessura óssea influencia a precisão da mensuração da borda alveolar. Sun<sup>1</sup> afirmou que a altura e espessura do osso alveolar pode ser avaliada com boa reprodutibilidade através de TCFC, todavia quando a espessura do alvéolo é menor do que 0,4 mm a presença de osso tende a ser subestimada. Leung et al.<sup>9</sup> avaliaram a capacidade de distinguir o osso alveolar do cimento e encontrou que áreas onde o osso alveolar é mais fino do que 0,6 mm ele se torna invisível ao exame de TCFC. De acordo com este estudo existem duas possibilidades de interpretação quando o osso não é visualizado através da TCFC: ou o osso verdadeiramente não existe, ou ele apresenta espessura menor do que 0,6 mm. Esta limitação na precisão não diz respeito ao tamanho do voxel e sim à resolução espacial da imagem.

A resolução espacial de um tomógrafo é a capacidade deste de distinguir dois objetos de densidade similar separados por uma distância mínima.<sup>12</sup> Esta capacidade é determinada através de um sistema *phantom*, uma espécie de calibrador, que permite estabelecer qual a menor distância necessária entre dois objetos com densidade semelhante para que estes sejam distinguidos entre si.<sup>9, 11-12</sup>

Ballrick et al.<sup>11</sup> avaliaram a capacidade do iCAT utilizando um sistema *phantom* de alto contraste de linhas pareadas, concluindo que é necessário uma distância mínima de 0.86 mm para que seja possível uma precisa distinção entre duas placas metálicas com mesma densidade quando o campo de visão é de 13 cm, já quando este campo é de 6 cm a resolução espacial é de 0,62 mm. Anatomicamente o osso alveolar é separado do cimento pelo ligamento periodontal que possui aproximadamente 0,5 mm de espessura, distância menor do que a mínima necessária para distinguir diferentes estruturas, sugerindo que o osso alveolar, quando mais fino do que 0,6 mm, possa ser indistinguível do cimento, tornando-se invisível na imagem.<sup>1,9</sup> Isto porque o cimento é composto de aproximadamente 45 a 50% de hidroxiapatita enquanto que o osso por 65%,<sup>8</sup> sendo a densidade destes tecidos muito semelhante.<sup>1,9</sup> O esmalte por sua vez é composto por 97% de hidroxiapatita, resultando assim em uma densidade muito maior do que do osso e do cimento.<sup>9</sup>

A imprecisão da medição da altura da borda alveolar resulta em valores superestimados da mesma. Sun<sup>1</sup> relatou que a altura da borda alveolar era superestimada em

imagens 3D de TCFC, tanto utilizando voxel de 0,4 mm quanto voxel de 0,25 mm, sendo que quando o osso possui espessura maior do que 0,4 mm, este é menos superestimado. Assim como Leung et al.<sup>9</sup> relataram valores superestimados em imagens 3D. Lund et al.<sup>47</sup> observaram valores aumentados em imagens 2D de TCFC quando comparados com medidas do crânio seco. Também em imagens 2D, Timock et al.<sup>10</sup> relataram que a altura da borda alveolar era maior do que as medições em cadáveres embalsamados. Lascalea et al.<sup>50</sup> descreveram que distâncias medidas em pontos anatômicos de crânios secos apresentaram valores maiores do que estas distâncias medidas em imagens tomográficas, e Baumgaertel et al.<sup>51</sup> concluíram que distâncias entre dentes mostraram valores maiores em crânios do que em imagens 3D de TCFC. Isto é, medidas tomográficas parecem subestimar as medidas reais, todavia estes trabalhos não consideraram a medida da altura da borda alveolar.

Levando em consideração as informações apresentadas, considerou-se relevante a execução de um novo estudo avaliando a precisão e reprodutibilidade da medição da altura da borda alveolar. Assim como analisar a qualidade destas medições ora em imagens de cortes multiplanares, ora em imagens volumétricas, tanto em TCFC quanto para TCE.

## **2 PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste trabalho foi avaliar a reprodutibilidade e precisão da mensuração da altura da borda alveolar de incisivos e caninos inferiores para diferentes espessuras ósseas obtidas por TCFC e TCE e analisadas em imagens 2D e 3D.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 Seleção da amostra

Foram utilizadas dez mandíbulas secas de cadáveres humanos adultos pertencentes ao Departamento de Anatomia da Universidade Gama Filho, Rio de Janeiro. Estas mandíbulas apresentavam caninos e incisivos permanentes em boas condições, sem lesões cáries ou restaurações e processos alveolares vestibular e lingual íntegros (Figura 1). Os dentes não apresentavam qualquer tipo de fixação artificial ao rebordo, como grampos ou fios. O nível ósseo vestibular e lingual dos dentes anteriores não foi considerado, nem a presença e condição dos elementos dentários posteriores das mandíbulas. Cada mandíbula foi numerada para permitir a identificação da mesma quando tomografada. Três dentes foram descartados, pois estavam soltos no alvéolo, totalizando, portanto, 57 elementos dentários utilizados neste estudo. Previamente a utilização destas mandíbulas, o projeto, descrevendo a metodologia, foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa do Hospital Universitário Pedro Ernesto (Anexo).

Para o cálculo do tamanho amostral estabeleceu-se nível de significância de 5%, poder de 0,8 considerando-se um desvio padrão de 1,5 e média da diferença do erro de 1,2 mm.<sup>1,9</sup> O tamanho amostral obtido foi de 52 medidas o que torna a amostra utilizada neste trabalho de tamanho adequado.



Figura 1 - Mandíbulas utilizadas no estudo

Legenda: a) sem deiscências ósseas; b) com deiscências ósseas.

### 3.2 Medição direta da altura óssea

Em cada mandíbula mediu-se a maior distância do ponto mais apical da borda alveolar vestibular e lingual até a borda incisal de cada dente, totalizando 114 medidas, sendo 57 vestibulares e 57 linguais. Essas medidas foram denominadas de Altura Direta (AD), Altura Direta Vestibular (AD-V) e Altura Direta Lingual (AD-L). Para a medição foi utilizado um paquímetro digital de ponta fina com precisão de 0,01 mm, modelo 100.250 (Digimess, São Paulo, SP, Brasil) - (Figura 2).



Figura 2 – Medição direta da altura óssea com paquímetro digital

Legenda: a) por vestibular no elemento 43; b) por lingual no elemento dentário 42.

### 3.3 Medição direta da espessura da borda alveolar

Como esta amostra apresentava diferentes espessuras ósseas na região alveolar (Figura 3) foi necessário registrar estas dimensões. Utilizando o mesmo paquímetro foi medida a espessura da borda lingual e vestibular do osso alveolar dos elementos dentários selecionados na amostra. Esta medida foi realizada na porção mais apical da borda alveolar, isto é, a mesma região que foi utilizada para a medição da AD e foi denominada de Espessura Óssea (EO), quando por vestibular, EO-V e quando por lingual, EO-L (Figura 4).

Quando a EO era menor do que 0,6 mm esse osso foi considerado fino, quando maior ou igual a 0,6 mm esse foi considerado espesso. Este critério baseou-se na limitação da

resolução espacial<sup>11-12</sup> dos aparelhos de TC que impossibilita a diferenciação entre osso e cimento em imagens de ossos alveolares com espessura menor que 0,6 mm.<sup>1,9</sup>



Figura 3 - Diferentes aspectos de espessura do osso alveolar

Legenda: a) osso alveolar espesso em todos os elementos dentários; b) Osso alveolar com espessura intermediária no elemento 31 e fina nos elementos 32 e 33; c) Osso alveolar fino no dente 43.

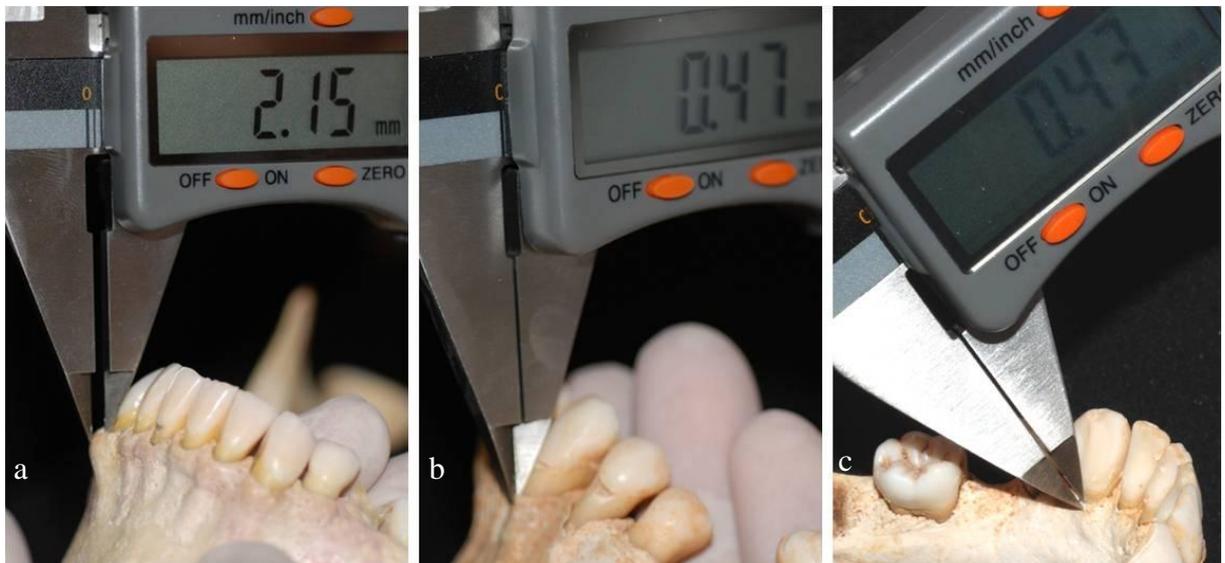


Figura 4 - Obtenção das diferentes medidas de espessura óssea com paquímetro digital

Legenda: a - b) por vestibular; c) por lingual.

### 3.4 Obtenção das tomografia computadorizada de feixe cônico e tomografia computadorizada espiral

As mandíbulas foram escaneadas no aparelho de tomografia de feixe cônico do tipo iCAT Classic (Imaging Science International, Hatfield, PA, EUA) em uma clínica de radiologia particular localizada no Rio de Janeiro (Spyro Spyrides Ltda) (Figura 5). Para aquisição das tomografias de cada mandíbula foi utilizado o campo de visão de 6", tempo de aquisição de 40 segundos, empregando-se 0,25 voxel de resolução. As mandíbulas foram estabilizadas no posicionador de mento do tomógrafo com auxílio de uma esponja e espátulas de madeira, de maneira que o plano oclusal ficasse o mais paralelo ao solo possível (Figura 6). Não foram padronizadas a kilovoltagem e a miliamperagem, pois essas são determinadas automaticamente pelo aparelho de acordo com a densidade óssea de cada mandíbula. Após a obtenção dos exames os dados foram exportados utilizando o software disponibilizado pelo sistema iCAT em formato DICOM.

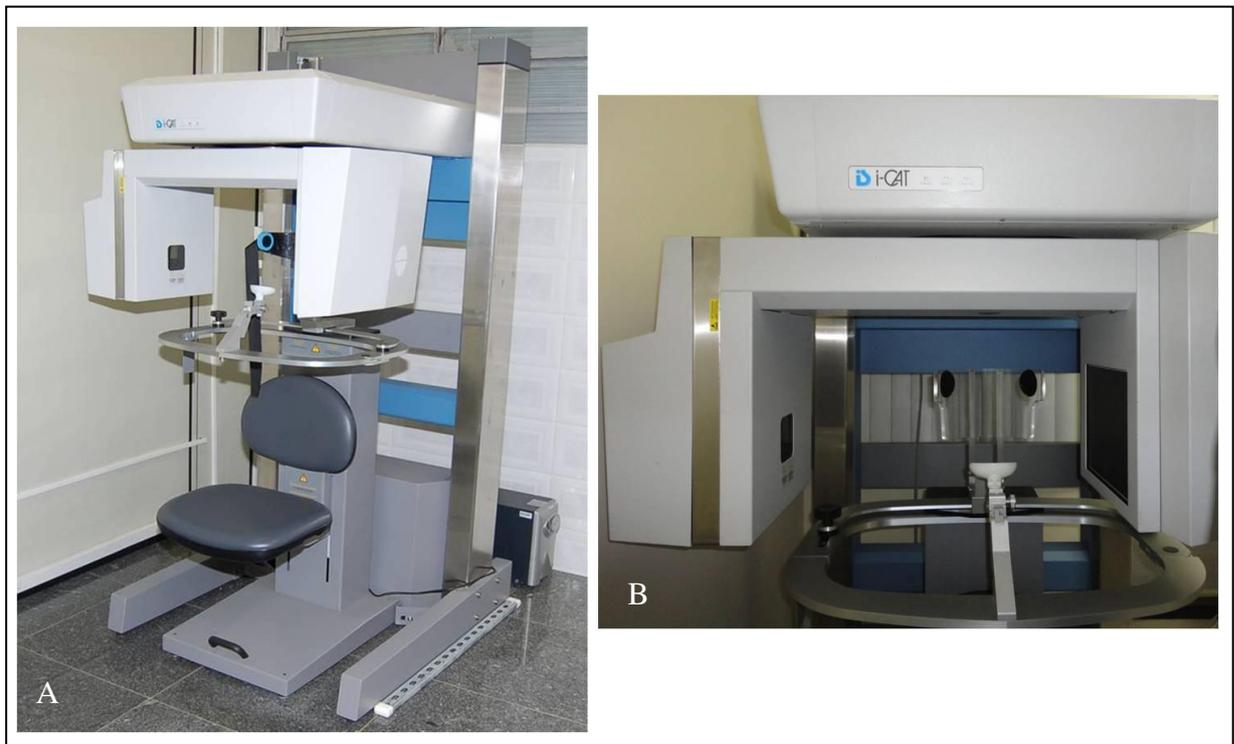


Figura 5 - Aparelho de TCFC i-Cat Imaging Science

Legenda: a) visão completa do aparelho; b) Visão aproximada dos apoios de mento e fronte para posicionar a cabeça do paciente.

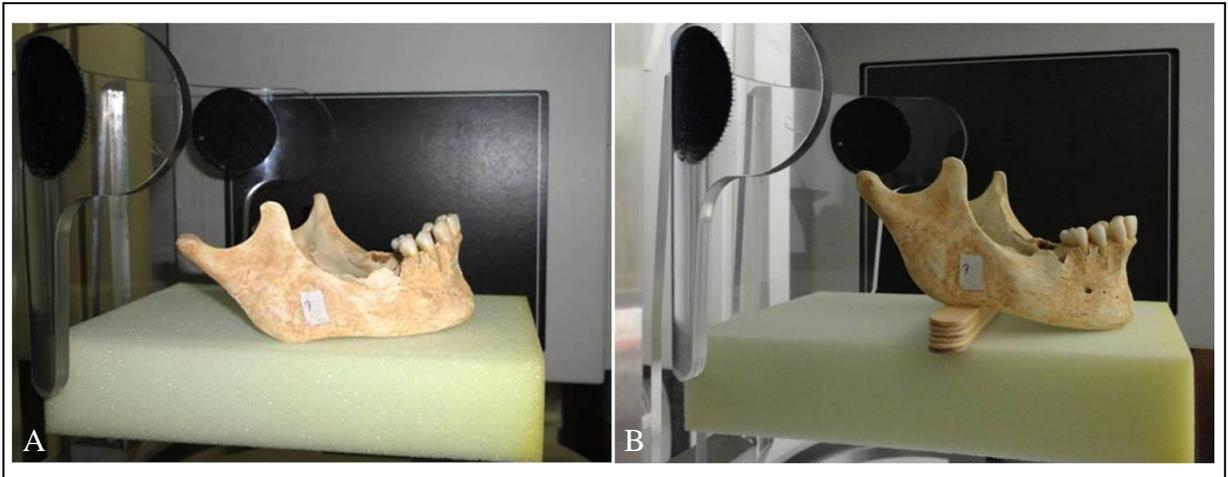


Figura 6 – Mandíbula estabilizada no posicionador do tomógrafo

Legenda: a) com plano oclusal divergente do plano horizontal; b) com auxílio de espátulas de madeira, o plano oclusal foi orientado o mais paralelo ao solo possível.

Da mesma maneira foram obtidas TC Espiral Multicortes (*multislice*) através de um tomógrafo Brilliance 64 canais (Philips Eletronics, Eindhoven, Holanda) (Figura 7), do Hospital Universitário Pedro Ernesto (HUPE). Para aquisição foi padronizado voxel isométrico de 0,25 mm, 120 kVp, 47 mA, campo de visão de 6”, com tempo de aquisição de nove segundos, sendo a altura do cilindro suficiente para aquisição de toda mandíbula. Por se tratar de um tomógrafo médico, o paciente é posicionado deitado, diferentemente dos tomógrafos odontológicos. Sendo assim, para permitir que o plano oclusal das mandíbulas ficassem perpendiculares ao solo foi utilizada uma placa de isopor (Figura 8). Dois orifícios foram esculpidos nesta placa permitindo o posicionamento passivo dos côndilos. Uma placa de isopor exclusiva foi utilizada para cada mandíbula. Após a obtenção do exame os dados foram exportados em formato DICOM pelo programa disponibilizado pela Philips.

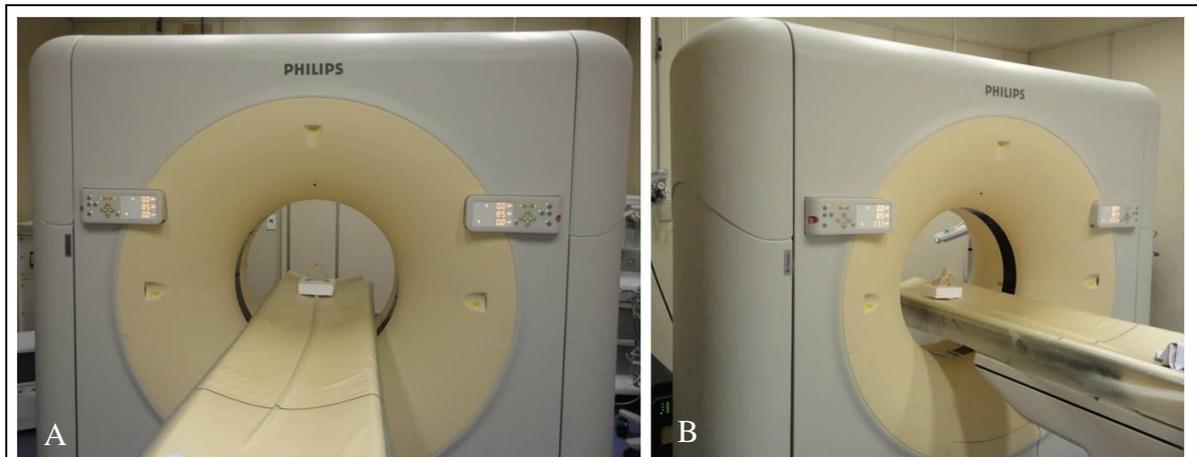


Figura 7 - Aparelho de TC Espiral Multi Slice Brilliance 64 fabricado pela Philips com mandíbula posicionada sobre a mesa do tomógrafo  
 Legenda: a) visão frontal; b) angulada.

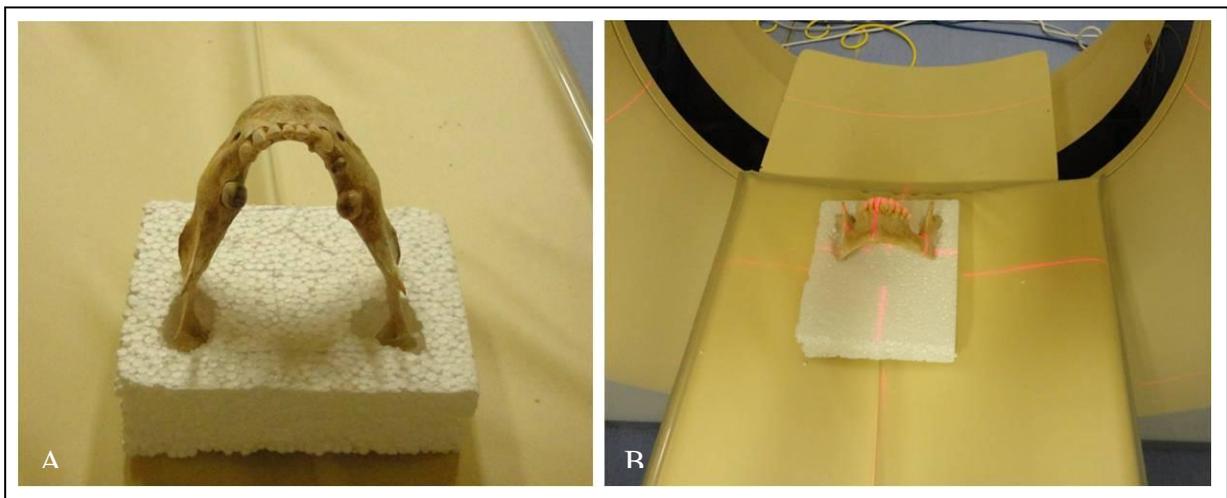


Figura 8 – Exame tomográfico de mandíbulas secas em aparelho de TCE  
 Legenda: a) mandíbula posicionada na placa de isopor com o plano oclusal perpendicular ao solo; b) conjunto posicionado com auxílio das guias indicadoras do aparelho.  
 Nota: Essas linhas representam os planos axial e sagital.

### 3.5 Medição indireta da altura da borda alveolar por tomografia computadorizada

A seqüência de arquivos no formato DICOM de cada mandíbula foi importada pelo programa Dolphin Imaging versão 11.1 (Dolphin Imaging and Management Solutions,

Chatsworth, Calif., EUA). Estes arquivos foram submetidos às etapas de pós-processamento que incluíram reconstruções 2D (Figura 9, legenda A) e a criação de modelos virtuais 3D. O modo de visualização para as imagens 3D foi o de superfície sombreada (*surface shaded display*) (Figura 9, legenda B).

Utilizou-se a ferramenta régua do programa, para as medições tanto nas imagens 2D e 3D.

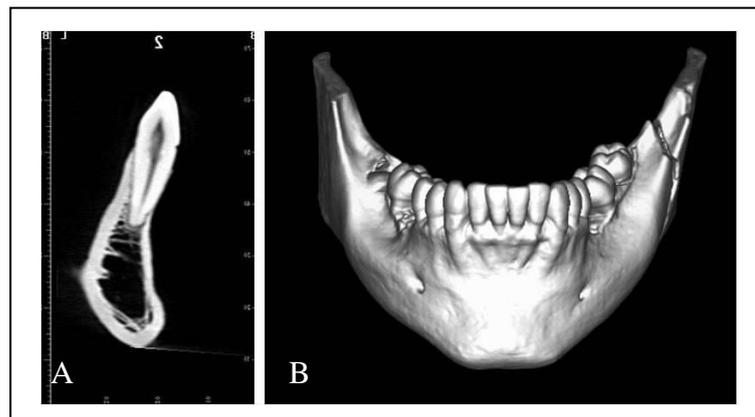


Figura 9 – Imagens tomográficas

Legenda: a) corte trans-axial de elemento dentário; b) modelo virtual tridimensional de superfície no modo sombreado.

### 3.5.1 Medição da altura da borda alveolar em imagens 2D

Para criar cortes trans-axiais foi selecionado o modo de visualização panorâmico (visualização radiográfica) - (Figura 10, legenda A). Com a mandíbula orientada com o plano oclusal perpendicular ao plano sagital, foi selecionado um corte transversal na altura das cristas alveolares. Neste corte, foi demarcada uma parábola passando pela imagem do canal radicular de todos os dentes. Os cortes trans-axiais foram feitos perpendiculares à linha da parábola, formando uma imagem 2D de cada elemento dentário (Figura 10, legenda B)

Utilizando a menor distância permitida entre os cortes gerados (0,5 mm) foram selecionados na tela os três cortes centrais em relação ao canal radicular. Nos três cortes foi mensurada a distância entre a borda alveolar até a borda incisal, a maior medida foi considerada (Figura 10, legenda C).

Quando medida na imagem de TCFC esta era denominada de Feixe Cônico 2D (FC2D), quando por vestibular (FC2D-V) e quando por lingual (FC2D-L). Essa distância também foi medida nas imagens de TC Espiral Multi Cortes, sendo denominada de Espiral 2D (E2D), por vestibular (E2D-V) e lingual (E2D-L).

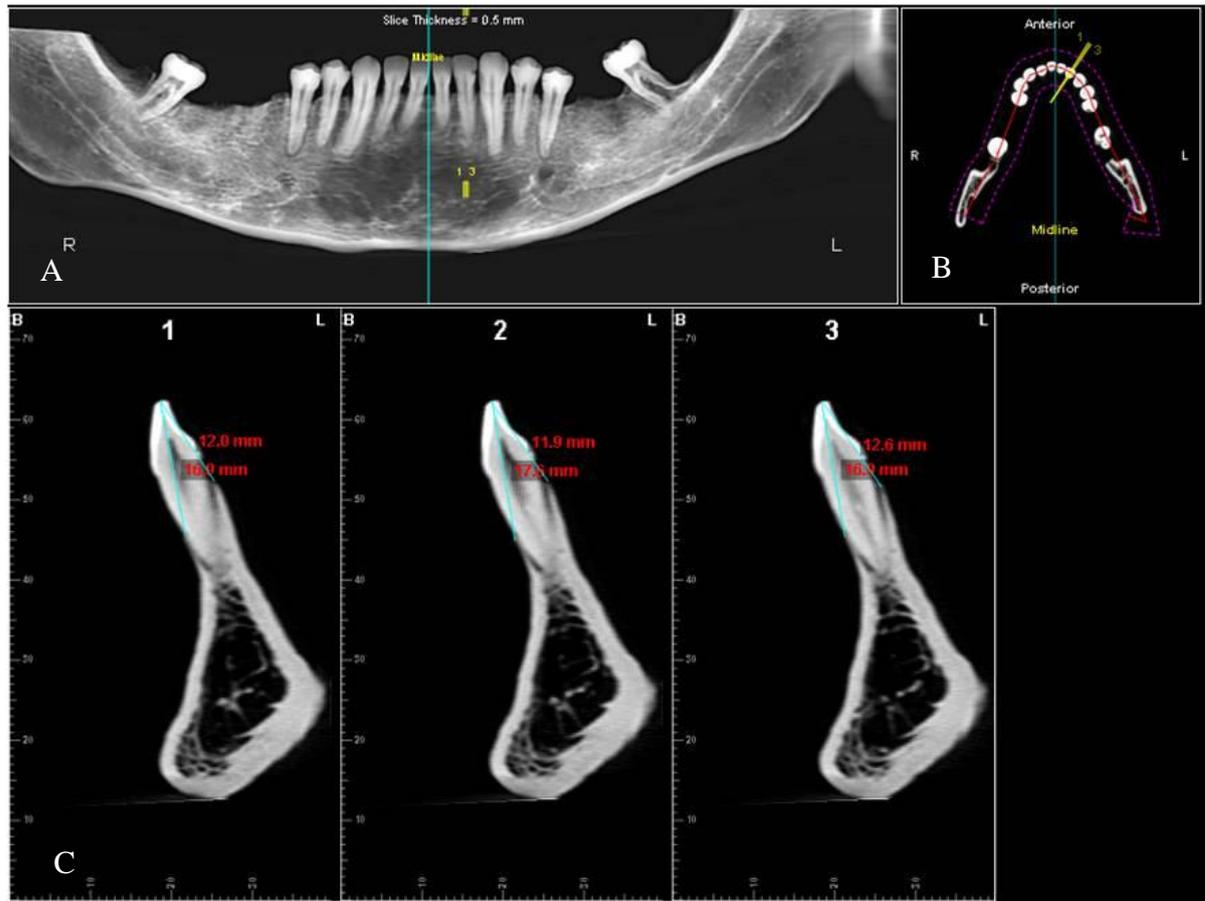


Figura 10 - Mensuração indireta em cortes trans-axiais no programa Dolphin Imaging

Legenda: a) imagem panorâmica da mandíbula com longo eixo do elemento 32 paralelo linha média; b) corte transversal com linha guia (em vermelho) passando pelo centro do canal radicular de caninos e incisivos, e demarcação dos cortes trans-axiais do dente 32 (em amarelo); c) com a ferramenta régua realizou-se a medição por vestibular e lingual, nos três cortes trans-axiais selecionados.

### 3.5.2 Medição da altura da borda alveolar em imagens 3D

Também no programa Dolphin 3D as mesmas medidas foram efetuadas no módulo 3D a partir do modo de visualização de tecido duro. O linear de intensidade dos voxels

(*Threshold*) foi ajustado para melhor visualização dos tecidos duros por um único operador em cada mandíbula, e então padronizado. Dessa forma, foi gerado um modelo virtual tridimensional de superfície sombreada (3D), contendo os dentes e os ossos. Com a ferramenta régua foi marcada a distância entre a porção mais apical da borda alveolar até a borda incisal, por vestibular e lingual. Quando medidas nas imagens de TCFC essas foram denominadas de Feixe Cônico 3D (FC3D), quando por vestibular (FC3D-V), e por lingual (FC3D-L). Quando em imagens de TC Espiral foram denominadas então de Espiral 3D (E3D), quando por vestibular (E3D-V) e por lingual (E3D-L).

Foram realizadas no total 114 medidas para cada tipo de medição indireta em FC e em Espiral (Figura 11).

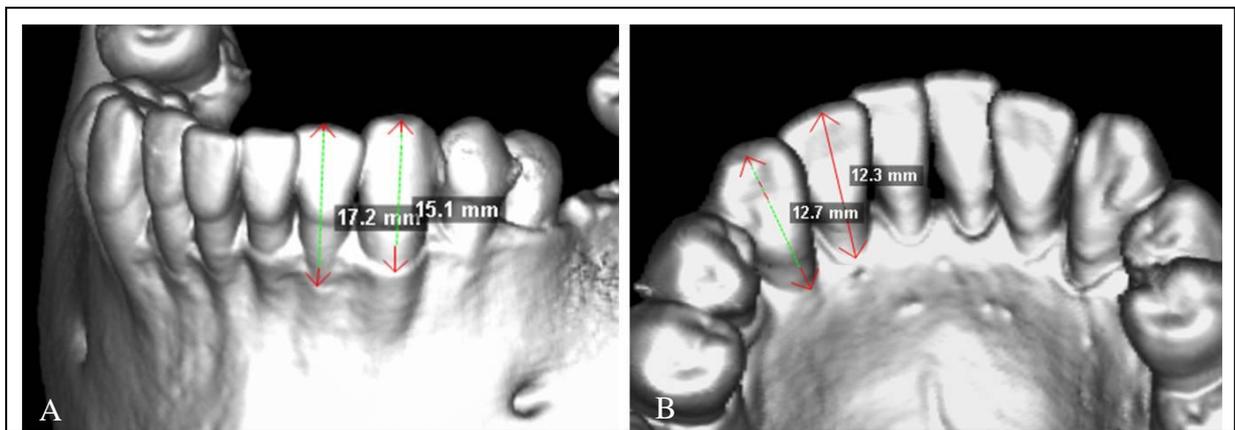


Figura 11 - Mensuração indireta utilizando a ferramenta régua do programa Dolphin Imaging em imagens tridimensionais de superfície sombreada  
 Legenda: a) por vestibular; b) por lingual.

### 3.6 Avaliadores

Todas as medidas, diretas e indiretas, foram efetuadas por três avaliadores. Os avaliadores eram especialistas em ortodontia formados há pelo menos três anos, com experiência em visualização de imagens tomográficas e foram submetidos a uma calibração prévia.

As medições foram feitas de maneira individual. O avaliador desconhecia a origem da imagem, se esta era de TCFC ou de TCE, assim como o número da mandíbula. As imagens

eram abertas no Dolphin Imaging por outra pessoa da equipe, que também era responsável por transcrever em uma tabela (Apêndice) os valores medidos pelo avaliador.

Todos os avaliadores utilizaram o mesmo monitor do mesmo computador para mensuração das imagens.

### **3.7 Cálculo da diferença entre medidas (erro)**

Para avaliar a precisão das medidas indiretas foi calculado o erro absoluto que é a diferença entre a medida indireta e a medida direta, apresentado em valores absolutos (valor numérico desconsiderando seu sinal).

### **3.8 Tratamento estatístico**

O tipo de distribuição da amostra foi avaliado através do teste de Kolmogorov-Smirnov para amostra única e todas as variáveis de medição direta e indireta apresentaram distribuição normal. No entanto, as diferenças entre medidas (medida indireta-medida direta) apresentaram distribuição não normal.

Para verificar a reprodutibilidade intra-avaliador, 15 dentes (30 medidas) selecionados aleatoriamente, através de sorteio, foram medidos por duas vezes com um intervalo de no mínimo dez dias, tanto para medidas diretas quanto indiretas. A análise interavaliadores foi baseada em todas as medidas da altura óssea, para todos os dentes, realizadas por cada avaliador. A concordância intra-avaliador e interavaliador das medidas foi verificada através do Índice de Correlação Intraclasse (ICC).

Os resultados foram apresentados através de estatística descritiva, sendo esta média e desvio-padrão para as variáveis de medidas diretas e indiretas e mediana e intervalo interquartilico para a diferença entre medidas.

Para comparar as técnicas de medição foi utilizado o teste de correlação de Pearson (r) e o teste t para medidas pareadas. O nível de significância foi estabelecido em 5% e correlações acima de 0,8 foram consideradas fortes.

Para correlacionar a precisão da medição da altura da borda alveolar de acordo com a espessura do osso alveolar, a diferença absoluta entre medidas foi comparada com a espessura óssea pelo teste de correlação de Spearman ( $r_s$ ) e representado por gráficos de dispersão.

Os limites de concordância entre técnicas direta e indiretas para a altura da borda alveolar para diferentes espessuras ósseas (osso fino menor ou igual a 0,6 mm e osso espesso maior que 0,6 mm) foram apresentadas através de gráficos de Altman-Bland. Os limites de concordância foram estabelecidos em 95% (média das diferenças  $\pm$  dois desvios-padrões).

## 4 RESULTADOS

### 4.1 Reprodutibilidade intra-avaliador e interavaliador

A reprodutibilidade intra-avaliador, avaliada através do ICC, apresentou alta correlação para todos os avaliadores em todas as medidas. O índice de correlação ficou entre 0,999 e 0,902 (Tabela 2). O mesmo foi verificado para as medidas vestibulares e linguais quando analisadas separadamente (ICC entre 0,999 e 0,901) (Tabela 3).

Tabela 2 - Índices de Correlação Intraclasse para avaliação da reprodutibilidade intra-avaliador da altura óssea direta (AD), espessura óssea (EO), e das medidas indiretas em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico bidimensional (FC2D) e tridimensional (FC3D) e espiral bidimensional (E2D) e tridimensional (E3D)

Avaliador	AD	EO	FC2D	E2D	FC3D	E3D
1	0,998	0,991	0,919	0,991	0,918	0,993
2	0,999	0,990	0,911	0,986	0,965	0,962
3	0,998	0,991	0,940	0,989	0,986	0,902

Tabela 3 - Índices de Correlação Intraclasse para avaliação da reprodutibilidade intra-avaliador da altura óssea direta (AD), espessura óssea (EO), e das medidas indiretas em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico bidimensional (FC2D) e tridimensional (FC3D) e espiral bidimensional (E2D) e tridimensional (E3D) por vestibular (V) e lingual (L)

Avaliador	AD		EO		FC2D		E2D		FC3D		E3D	
	V	L	V	L	V	L	V	L	V	L	V	L
1	0,999	0,999	0,991	0,990	0,909	0,912	0,996	0,976	0,981	0,935	0,947	0,965
2	0,998	0,998	0,976	0,981	0,940	0,911	0,945	0,978	0,909	0,930	0,911	0,937
3	0,998	0,998	0,991	0,990	0,945	0,932	0,993	0,978	0,990	0,983	0,901	0,905

Para verificar a reprodutibilidade interavaliador, os dados dos três avaliadores para cada medição foram comparados pelo teste de correlação intraclassa. O mesmo foi realizado para as medidas por vestibular e por lingual separadamente. Os resultados demonstraram altos índices de correlação entre 0,998 e 0,868 (Tabela 4).

Estes resultados demonstram que os métodos de medição são reprodutíveis e que os avaliadores estavam calibrados. Portanto, esta alta correlação permitiu que se usasse o valor médio dos três avaliadores para todas as medidas nas comparações das imagens obtidas em tomógrafos de FC e E em 2D e 3D.

Tabela 4 - Índices de Correlação Intraclassa para avaliação da reprodutibilidade interavaliador da altura óssea direta (AD), espessura óssea (EO), e das medidas indiretas em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico bidimensional (FC2D) e tridimensional (FC3D) e espiral bidimensional (E2D) e tridimensional (E3D) por vestibular e lingual

	AD	EO	FC2D	E2D	FC3D	E3D
Total	0,989	0,949	0,955	0,915	0,880	0,895
Vestibular	0,998	0,967	0,946	0,896	0,868	0,879
Lingual	0,967	0,917	0,915	0,874	0,894	0,909

#### 4.2 Estatística descritiva

A média da altura da borda alveolar em imagens 2D apresentaram valores maiores do que a AD, demonstrando que as imagens FC2D e E2D superestimaram a dimensão avaliada em 0,70 mm e 0,83 mm respectivamente. Já a média das medições em imagens FC3D e E3D apresentaram valores similares à AD. O mesmo padrão foi observado na média da altura da borda alveolar vestibular, sendo que as imagens 2D superestimaram a AD em 1,23 mm e 1,29 mm para FC2D e E2D respectivamente. Entretanto, nas medidas linguais a média da altura da borda alveolar apresentou menor variação em ambas as técnicas 2D e 3D em relação à AD. Ao se comparar as médias V e L verifica-se que a distância V é maior do que a L para todas as técnicas utilizadas, demonstrando que a borda alveolar se encontrava mais apical por vestibular do que por lingual para esta amostra (Tabela 5 e Gráfico 1).

Tabela 5 - Média e desvio padrão em milímetros (mm) da medida da altura óssea direta (AD) e das medidas indiretas em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico bidimensional (FC2D) e tridimensional (FC3D) e espiral bidimensional (E2D) e tridimensional (E3D) por vestibular (V) e lingual (L)

Variáveis	Média (mm)	Desvio Padrão
AD	13,03	2,86
FC2D	13,73	3,35
E2D	13,86	3,19
FC3D	13,03	2,69
E3D	13,03	2,70
AD-V	14,09	3,50
FC2D-V	15,32	3,92
E2D-V	15,38	3,71
FC3D-V	13,96	3,33
E3D-V	14,05	3,25
AD-L	11,98	1,39
FC2D-L	12,15	1,49
E2D-L	12,34	1,45
FC3D-L	12,10	1,34
E3D-L	12,01	1,39

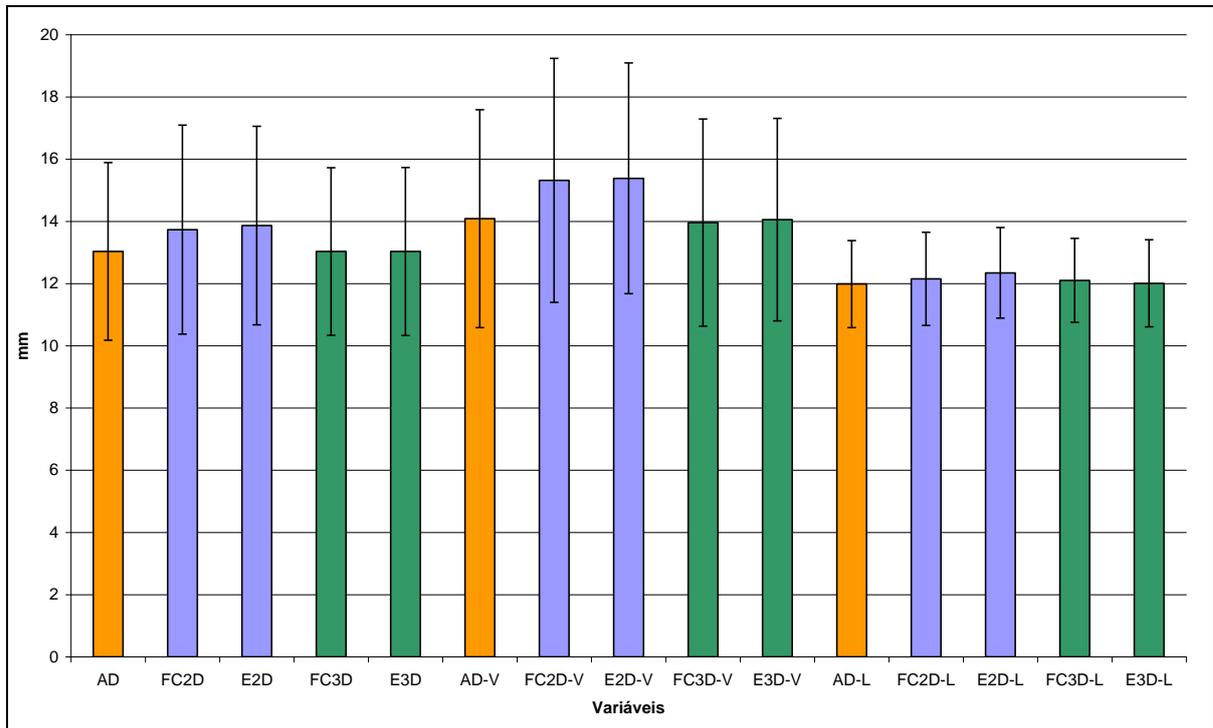


Gráfico 1 - Média em milímetros (mm) da medida da altura óssea direta (AD) e das medidas indiretas em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico bidimensional (FC2D) e tridimensional (FC3D) e espiral bidimensional (E2D) e tridimensional (E3D) por vestibular (V) e lingual (L)

Nota: As barras de erro representam o desvio padrão.

A média e o desvio padrão da espessura óssea vestibular e lingual demonstraram que a borda alveolar era mais espessa por lingual (Tabela 6).

Tabela 6 - Média e desvio padrão da espessura óssea (EO) da borda alveolar por vestibular (EO-V) e lingual (EO-L)

	EO	EO-V	EO-L
Média	0,79	0,66	0,93
Desvio Padrão	0,43	0,40	0,42

### 4.3 Correlação e comparação das medidas indiretas com a altura direta

Para verificar a correlação entre a AD e as diferentes técnicas de medição da altura da borda alveolar utilizou-se o teste de correlação de Pearson ( $r$ ) com um teste  $t$  para  $r$ . Todas as correlações foram extremamente elevadas e significativas ( $p < 0.001$ ) para a amostra total e também quando dividida em medidas por vestibular e lingual. A maior correlação foi para o grupo E3D-L ( $r = 0,962$ ) e a menor foi para o grupo E2D-V ( $r = 0,901$ ). Observa-se que as medidas realizadas em imagens 2D apresentaram maior dispersão com uma tendência a superestimar os valores e que medidas maiores da altura da borda alveolar também apresentaram maior dispersão, em especial quando AD é maior que 15 mm (Gráficos 2, 3 e 4).

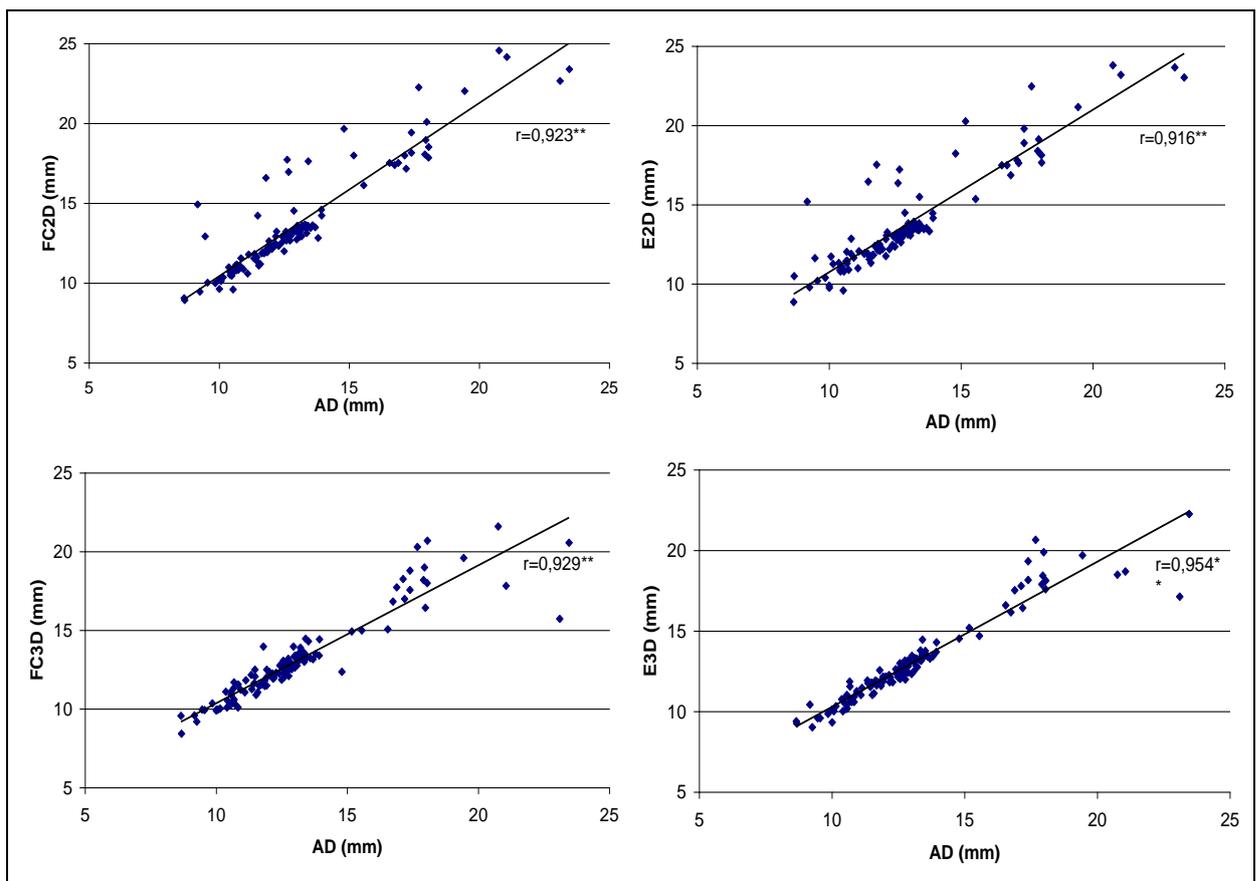


Gráfico 2 - Dispersão descrevendo a correlação entre a altura óssea direta (AD) e as diferentes técnicas de medição em imagens de tomografias de feixe cônico (FC) e espiral (E) para imagens bi (2D) e tridimensionais (3D) pelo teste de correlação de Pearson ( $r$ )

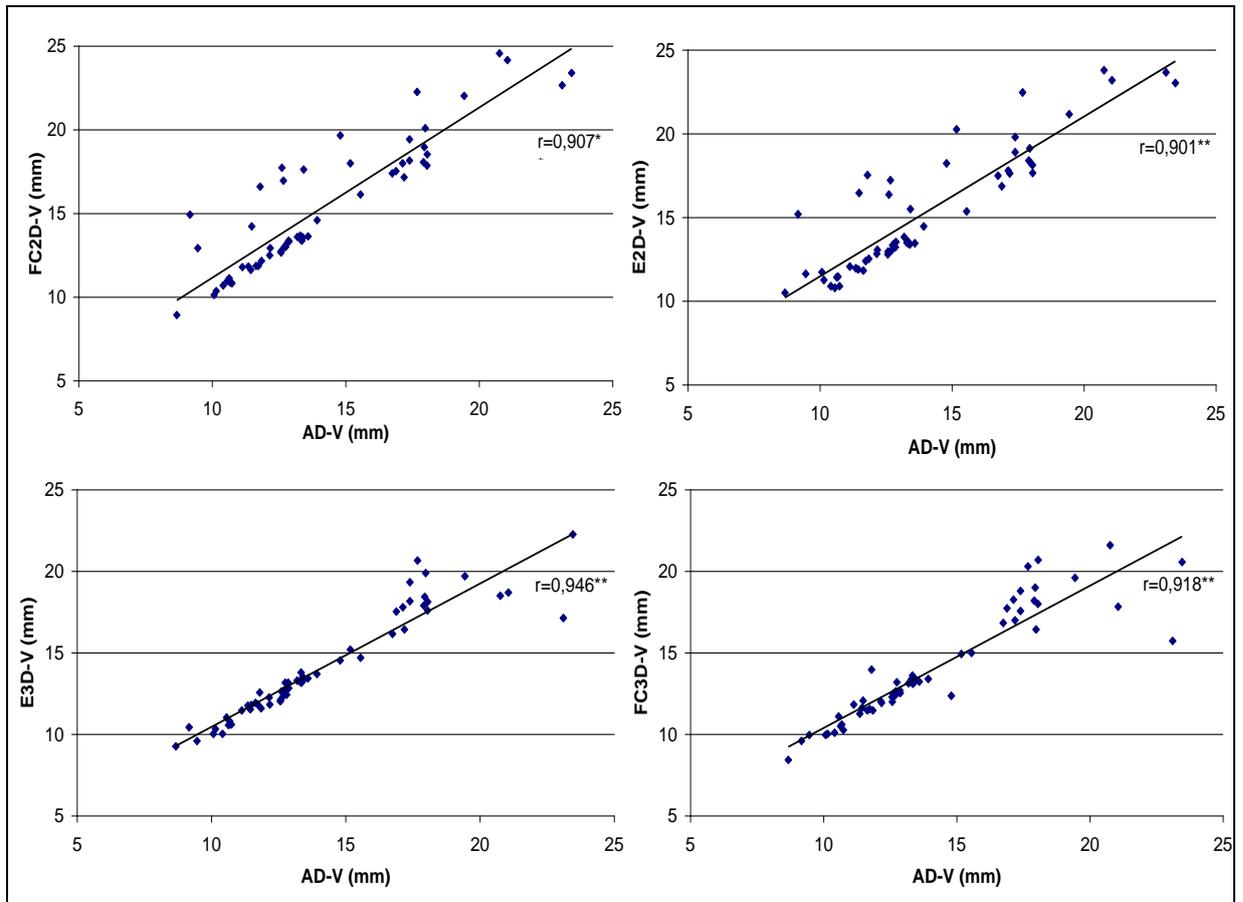


Gráfico 3 - Dispersão descrevendo a correlação entre a altura óssea direta vestibular (AD-V) e as diferentes técnicas de medição em imagens de tomografias de feixe cônico (FC) e espiral (E) para imagens bi (2D) e tridimensionais (3D) por vestibular (V) pelo teste de correlação de Pearson (r)

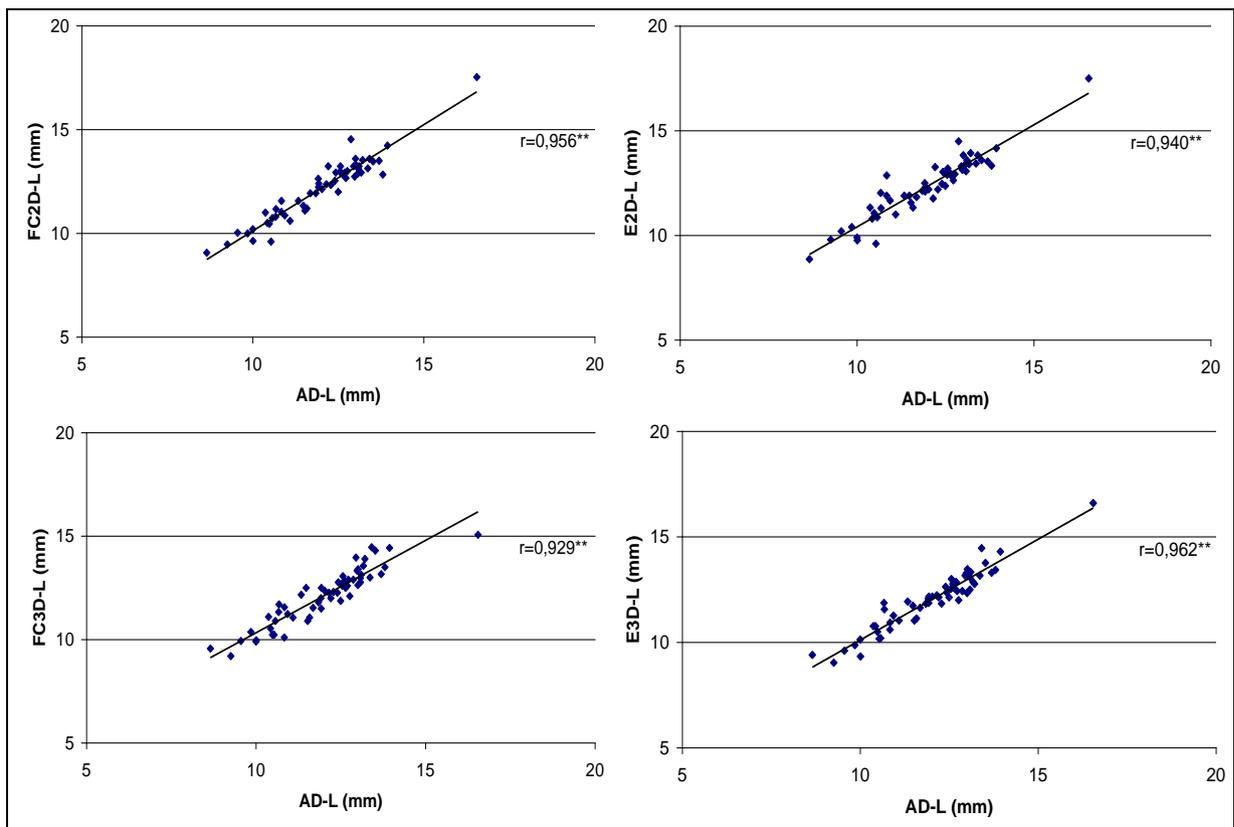


Gráfico 4 - Dispersão descrevendo a correlação entre a altura óssea direta lingual (AD-L) e as diferentes técnicas de medição em imagens de tomografias de feixe cônico (FC) e espiral (E) para imagens bi (2D) e tridimensionais (3D) por lingual (L) pelo teste de correlação de Pearson (r)

A média para cada uma das técnicas indiretas foi comparada com a média da AD através do teste t pareado. Todas as medidas 2D apresentaram diferença estatisticamente significativa da AD, enquanto que as medidas 3D não apresentaram diferença (Tabela 7). Este resultado demonstra que as medidas indiretas realizadas em imagens 2D são significativamente diferentes da AD, apesar de apresentarem alta correlação entre si.

Tabela 7 - Valores de p para a comparação pelo teste t pareado da altura óssea direta com as medidas obtidas em imagens de tomografia de feixe cônico (FC) e espiral (E), bi (2D) e tridimensionais (3D) total, por vestibular (V) e por lingual (L)

Técnica	Valor de p
FC2D	<0,001
E2D	<0,001
FC3D	0,961
E3D	0,841
FC2D-V	<0,001
E2D-V	<0,001
FC3D-V	0,493
E3D-V	0,827
FC2D-L	0,007
E2D-L	<0,001
FC3D-L	0,093
E3D-L	0,989

#### 4.4 Diferença entre medidas: estatística descritiva e correlação com espessura óssea

As medianas para a diferença entre as medidas foram de 0,32 e 0,49 para imagens 2D e de 0,34 e 0,30 para imagens 3D, demonstrando uma tendência em todos os modos de medição a superestimar a altura da borda alveolar. Os valores mínimos foram 0,00 e 0,02 para imagens 2D e 3D, enquanto que os valores máximos foram de 5,77 e 6,03 para imagens 2D e de 7,37 e 5,97 para imagens 3D.

Quando analisando a amostra V separadamente, as medianas do erro foram ainda mais elevadas para imagens 2D (0,46 e 0,66) e mantiveram o padrão para imagens 3D (0,29 e 0,33). Os valores mínimos e máximos demonstraram mesmo comportamento quando analisada a amostra total.

Analisando a amostra L, as medianas do erro mostraram comportamento similar à amostra total, sendo de 0,24 a 0,36 para imagens 2D e de 0,36 e 0,26 para 3D. Os valores mínimos também mostraram comportamento similar, variando de 0,00 a 0,02 para todas as técnicas. Já os valores máximos demonstraram medianas muito inferiores, sendo de 1,67 e 2,03 para imagens 2D e de 1,48 a 1,20 para imagens 3D (Tabela 8).

Tabela 8 - Mediana, intervalo interquartilico e valores máximos e mínimos da diferença absoluta entre as medidas indiretas e a medida direta para altura da borda alveolar para a amostra total, por vestibular e por lingual

	FC2D	E2D	FC3D	E3D	FC2D-V	E2D-V	FC3D-V	E3D-V	FC2D-L	E2D-L	FC3D-L	E3D-L
Mínimo	0,02	0,00	0,02	0,00	0,02	0,00	0,05	0,00	0,02	0,01	0,02	0,01
1º Quartil	0,19	0,23	0,14	0,12	0,22	0,38	0,16	0,12	0,16	0,18	0,13	0,10
Mediana	0,32	0,49	0,34	0,30	0,46	0,66	0,29	0,33	0,24	0,36	0,36	0,26
3º Quartil	0,67	0,88	0,63	0,47	2,04	1,73	0,59	0,59	0,48	0,61	0,63	0,44
Máximo	5,77	6,03	7,37	5,97	5,77	6,03	7,37	5,97	1,67	2,03	1,48	1,20

Através do teste de correlação de Spearman, correlacionou-se a EO à diferença absoluta. Observou-se uma correlação negativa, média e significativa (-0,622\*\* a -0,489\*\*) entre EO e o erro absoluto, isto é, quanto mais fino o osso, maior a dimensão do erro, tanto em TCFC quanto TCE, assim como em imagens 2D quanto 3D.

Quando a amostra V foi avaliada separadamente a correlação entre a espessura EO e o erro mantém-se negativa, média e significativa (-0,746\*\* a -0,523\*\*). Entretanto, ao se avaliar a amostra L na correlação entre a EO e o erro encontrou-se uma correlação negativa, baixa porém significativa (-0,139\* a -0,421\*\*), isto porque a amostra L era na sua maioria composta por bordas alveolares com espessura maior ou igual a 0,6 mm.

Na análise dos gráficos de dispersão (Gráficos 5 a 7, f. 51 a 53), observa-se que quando a espessura do osso é maior ou igual a 0,6 mm o erro absoluto é pequeno (menor que 1 mm); portanto, a técnica é precisa quando a borda alveolar possui pelo menos 0,6 mm de espessura, e é imprecisa para bordas alveolares mais finas do que 0,6 mm.

Em virtude da observação da correlação do erro à EO, e de acordo com outros trabalhos<sup>1,9</sup> que também relatam a imprecisão da avaliação de bordas alveolares mais finas do que 0,6 mm, a amostra foi dividida em osso espesso e fino. Quando a EO era maior ou igual a 0,6 mm este era denominado de osso espesso e quando a EO era menor do que 0,6 mm, osso fino.

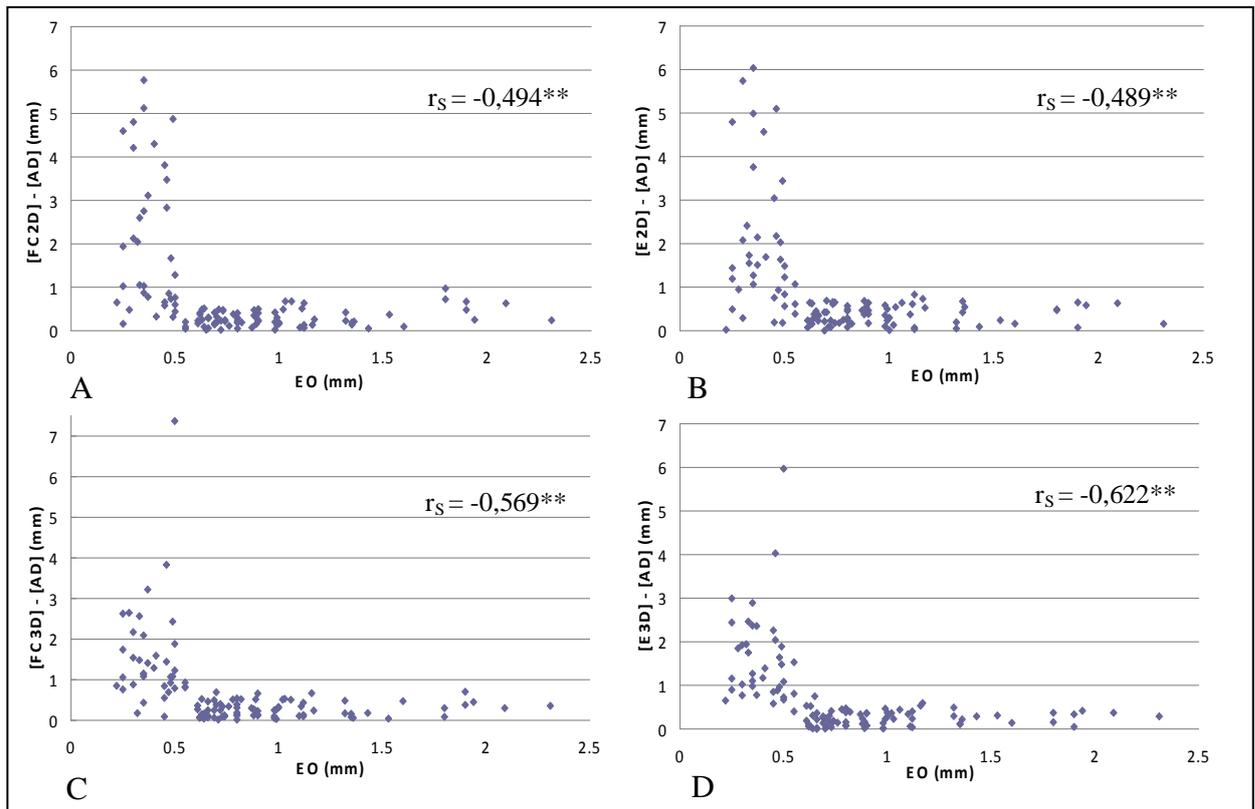


Gráfico 5 - Dispersão para a correlação de Spearman ( $r_s$ ) entre a espessura óssea (EO) em milímetros e a diferença entre as diferentes técnicas de medição com a altura direta (AD)

Legenda: a) para tomografia de feixe cônico bidimensional (FC2D); b) para tomografia espiral bidimensional (E2D); c) para tomografia de feixe cônico tridimensional (FC3D); d) para tomografia espiral bidimensional (E3D).

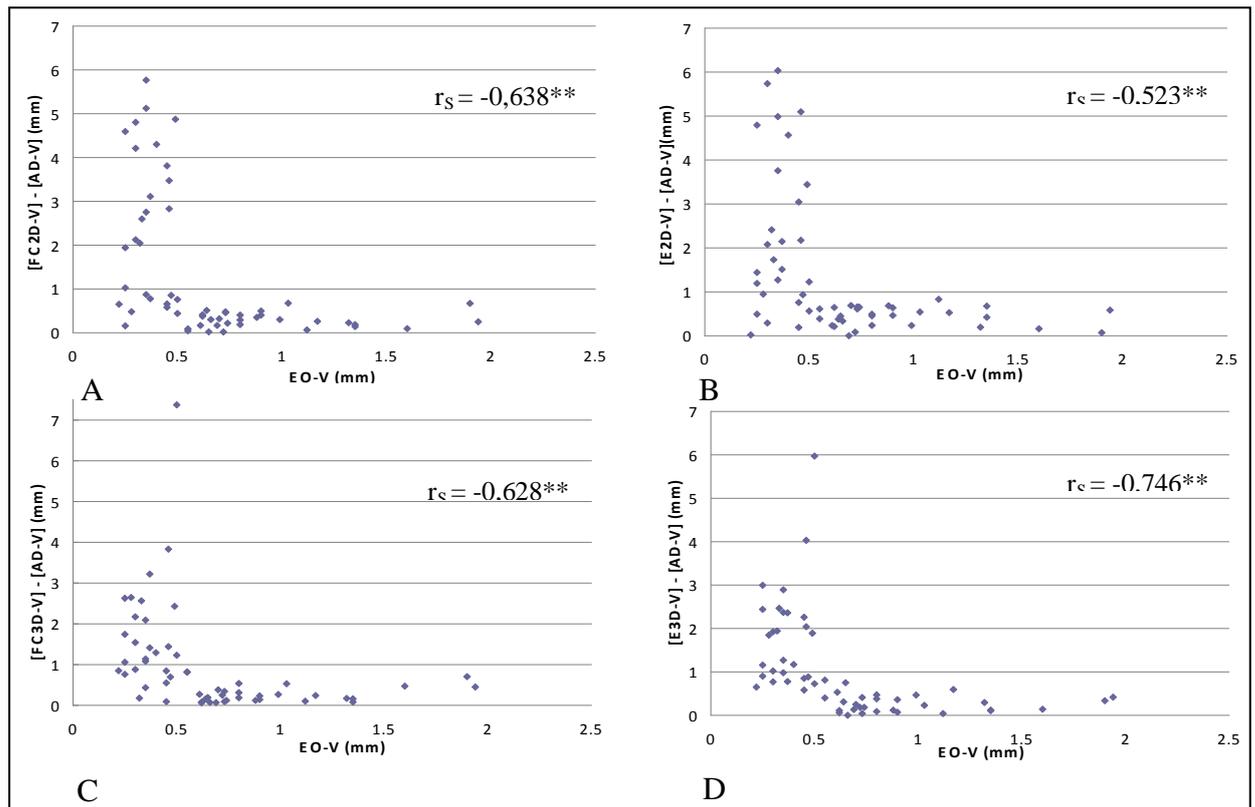


Gráfico 6 - Dispersão para a correlação de Spearman ( $r_s$ ) entre a espessura óssea vestibular (EO-V) em milímetros e a diferença entre as diferentes técnicas de medição com a altura direta vestibular (AD-V)

Legenda: a) para tomografia de feixe cônico bidimensional por vestibular (FC2D-V); b) para tomografia espiral bidimensional por vestibular (E2D-V); c) para tomografia de feixe cônico tridimensional por vestibular (FC3D-V); d) para tomografia espiral bidimensional por vestibular (E3D-V).

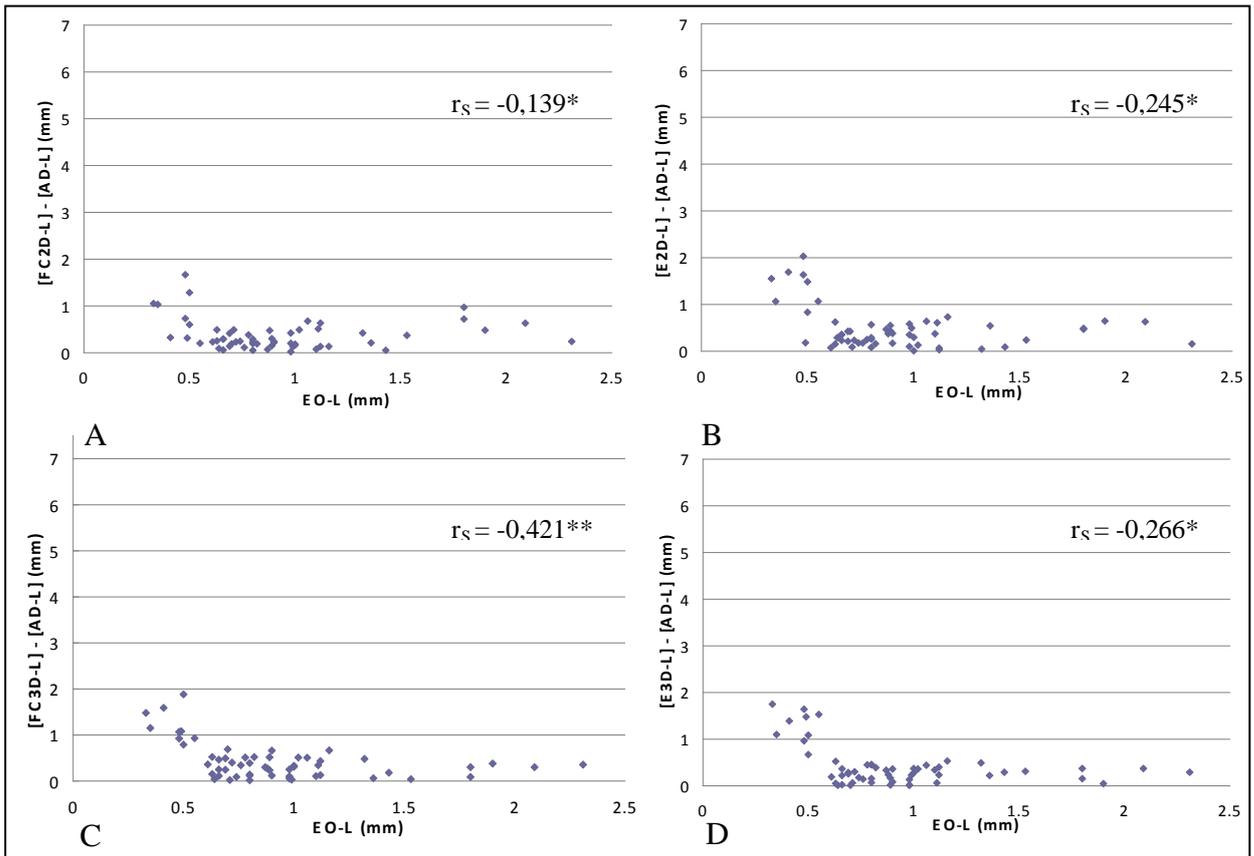


Gráfico 7 - Dispersão para a correlação de Spearman ( $r_s$ ) entre a espessura óssea lingual (EO-L) em milímetros e a diferença entre as diferentes técnicas de medição com a altura direta lingual (AD-L)

Legenda: a) para tomografia de feixe cônico bidimensional por lingual (FC2D-L); b) para tomografia espiral bidimensional por lingual (E2D-L); c) para tomografia de feixe cônico tridimensional por lingual (FC3D-L); d) para tomografia espiral bidimensional por lingual (E3D-L).

#### 4.5 Análise de Altman-Bland para análise das técnicas indiretas

A precisão das técnicas indiretas foi abordada pelo grau de concordância da análise de Altman-Bland<sup>10,52</sup> que descreve a variação do erro real para EO espessa e fina. Quando a EO era igual ou maior a 0,6 mm o limite de concordância apresentou pequena variação, sendo de -0,46 a 0,79 mm para FC2D, -0,32 a 0,98 mm para E2D, -0,64 a 0,67 mm para FC3D e -0,57 a 0,62 mm para E3D. A média da diferença variou de 0,03 a 0,28 mm, sendo mais próximo de zero em imagens 3D, e maior em imagens 2D, ou seja, imagens 2D superestimaram a altura da borda alveolar (Gráfico 8, f. 55).

Quando a EO era menor que 0,6 mm o limite de concordância mostrou grande variação, sendo de -1,74 a 5,42 mm para FC2D, -1,64 a 5,42 mm para E2D, -3,70 a 4,28 mm

em FC3D e -3,49 a 4,25 mm em E3D. A média da diferença foi elevada para FC2D e E2D (1,84 e 1,89 mm) demonstrando que essas imagens superestimaram a altura da borda alveolar. Quando em imagens 3D a média da diferença foi próximo a zero (FC3D 0,29 mm e E3D 0,38 mm) (Gráfico 8, a seguir).

Ao se avaliar a amostra V separadamente o mesmo padrão foi observado. Quando o osso era espesso, o limite de concordância variou pouco. A média da diferença foi maior em imagens 2D (0,30 e 0,38 mm) e próxima a zero em imagens 3D (-0,08 e 0,04 mm), ou seja, imagens 2D superestimaram a altura da borda alveolar. Em osso com espessura menor do que 0,6 mm o limite de concordância foi muito amplo: -1,44 a 5,92 mm em FC2D; -1,50 a 5,87 mm em E2D; -3,96 a 4,72 mm em FC3D; e -3,56 a 4,68 mm em E3D. A média da diferença foi elevada em imagens 2D (2,24 e 2,19 mm) e mais próxima a zero em imagens 3D (0,29 e 0,56 mm), mostrando novamente que imagens 2D superestimaram a altura da borda alveolar (Gráfico 9, f. 56).

Avaliando a amostra L, em osso espesso, 95% do limite de concordância foi sempre próximo a zero. A média da diferença foi semelhante em imagens 2D e 3D, variando de 0,08 mm a 0,02 mm, exceto para E2D sendo de 0,21 mm onde as imagens superestimaram a altura da borda alveolar. Em osso fino o limite de concordância foi menos amplo do que na amostra V, -0,98 a 2,12 mm em FC2D, -1,22 a 3,09 mm em E2D, -2,66 a 2,67 mm em FC3D e -2,99 a 2,59 mm em E3D. A média da diferença maior em imagens 2D (0,57 e 0,94 mm) e mais próxima a zero em imagens 3D (0,01 e -0,20 mm), mostrando novamente que imagens 2D superestimaram a altura da borda (Gráfico 10, f. 57).

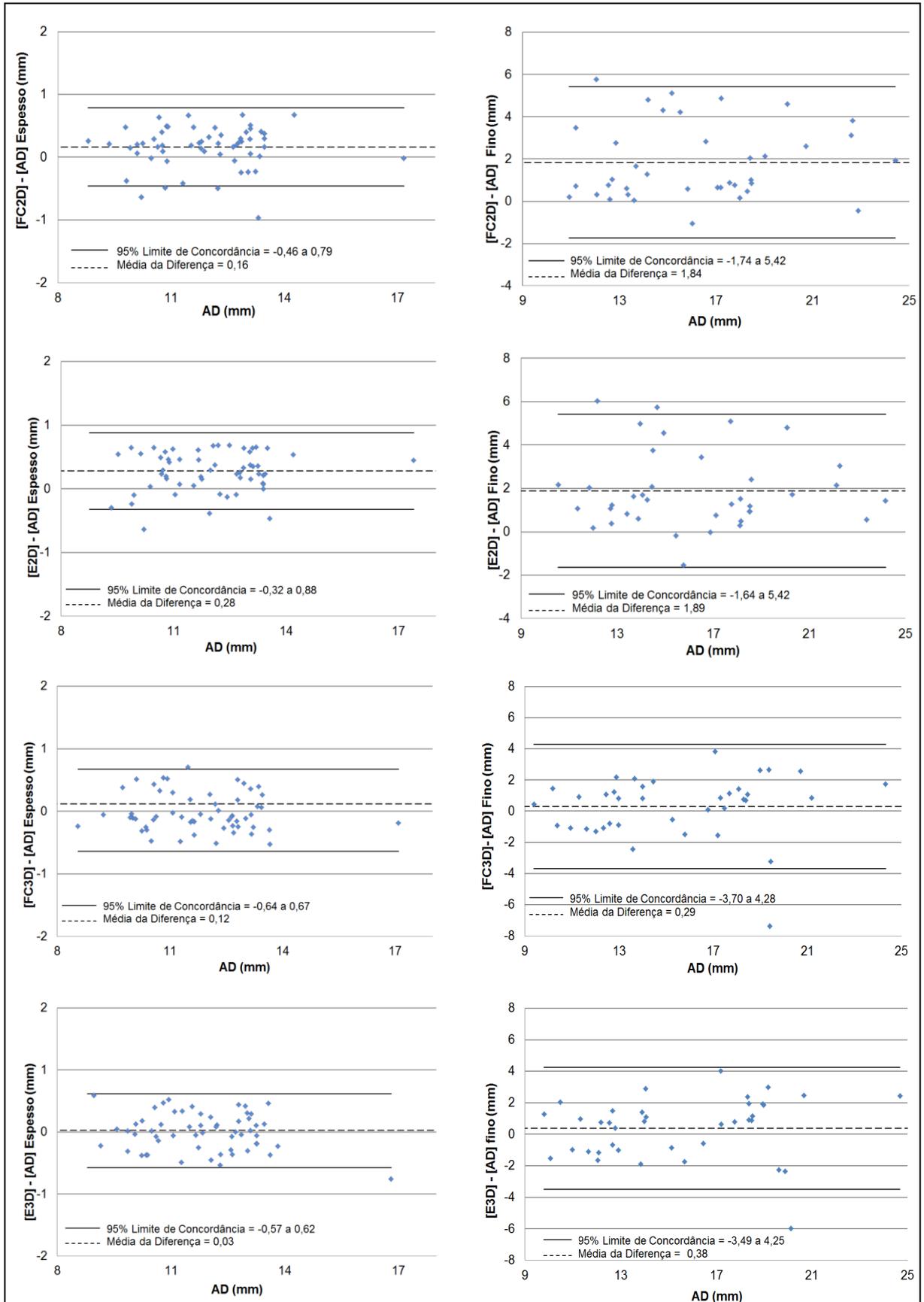


Gráfico 8 - Altman-Bland apresentando a distribuição da diferença entre medidas (em mm) de acordo com a altura direta (AD), para a amostra total, subdividida em osso fino e osso espesso

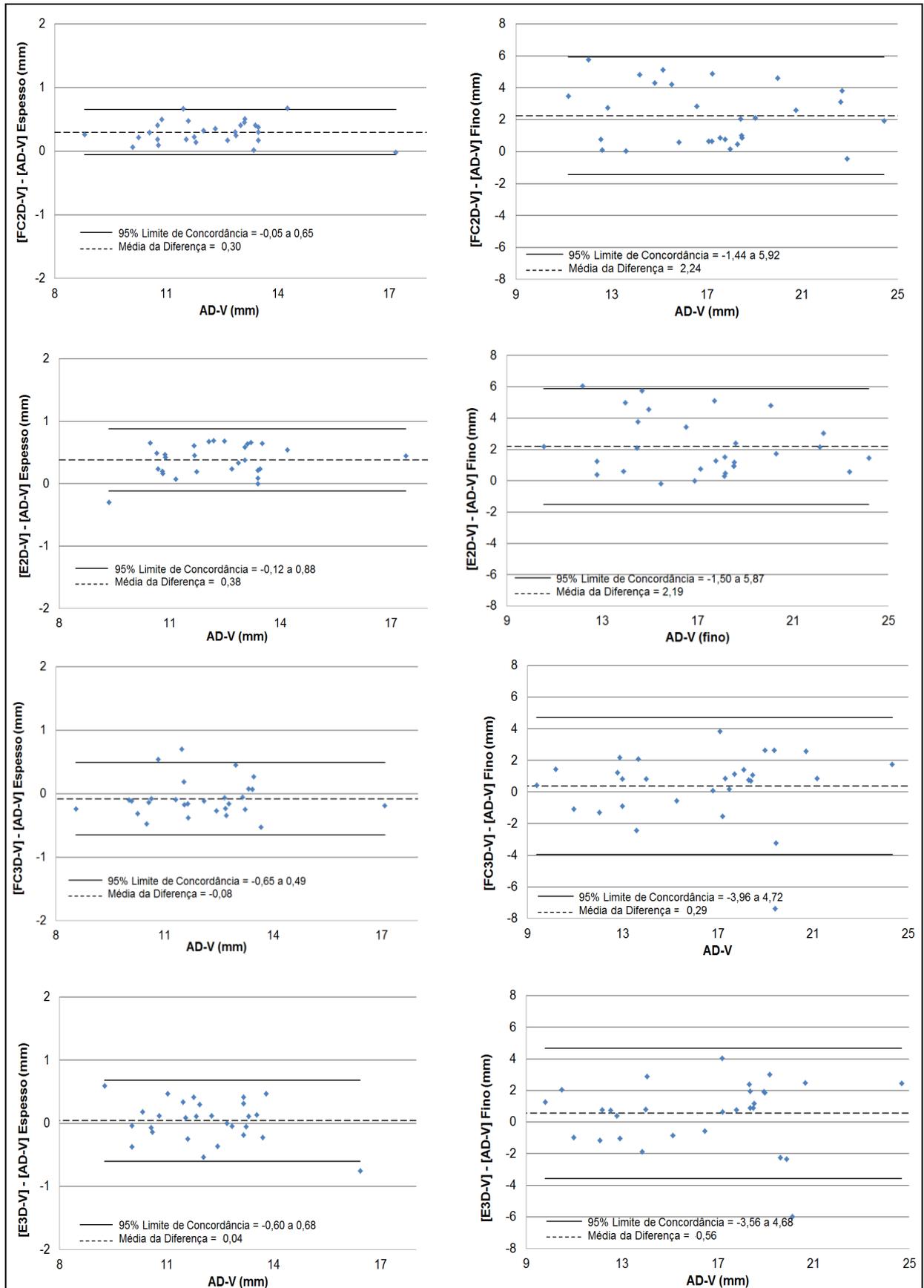


Gráfico 9 - Altman-Bland apresentando a distribuição da diferença entre medidas (em mm) de acordo com a altura direta (AD), para a amostra por vestibular, subdividida em osso fino e osso espesso

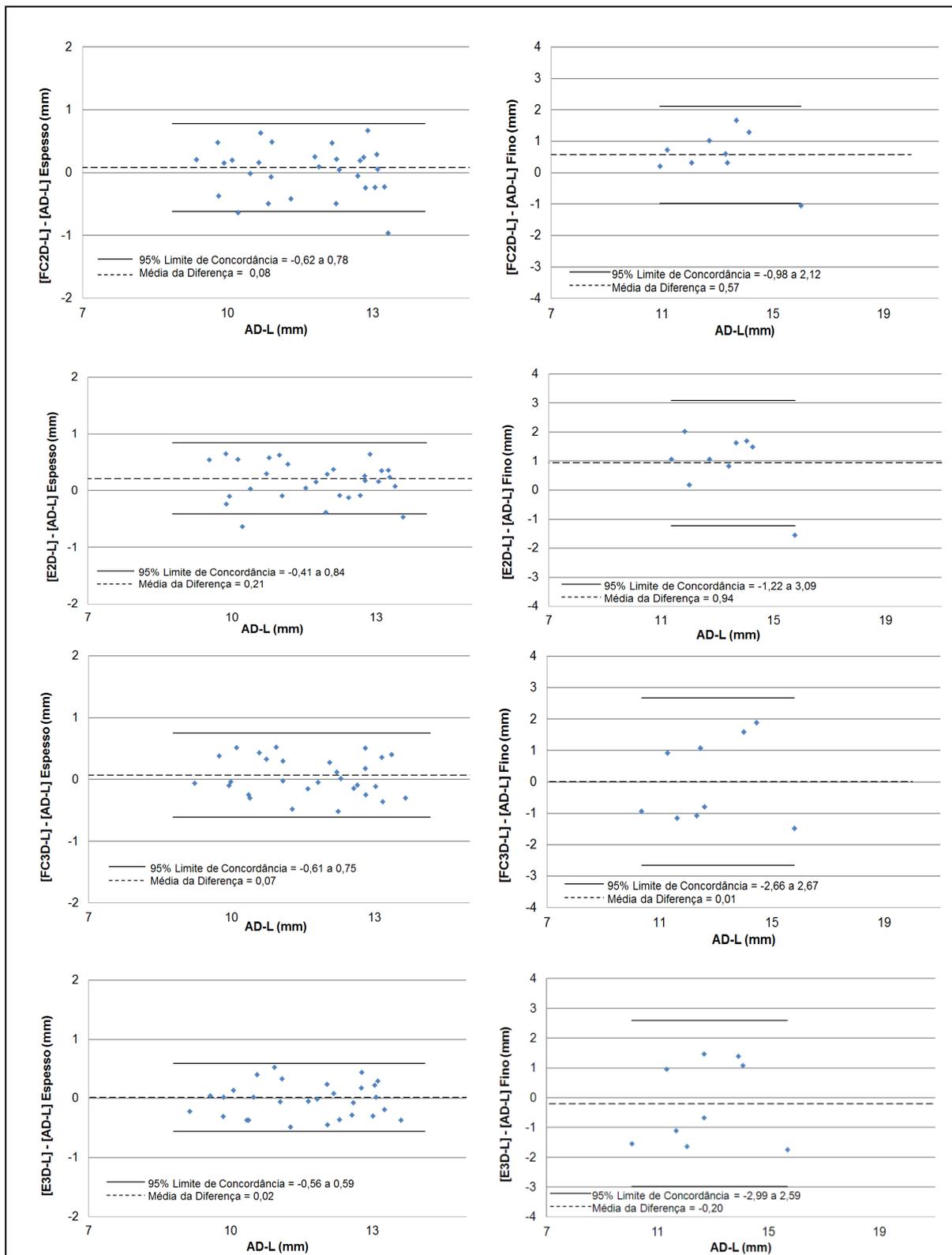


Gráfico 10 - Altman-Bland apresentando a distribuição da diferença entre medidas (em mm) de acordo com a altura direta (AD), para a amostra por lingual, subdividida em osso fino e osso espesso

## 5 DISCUSSÃO

### 5.1 Discussão do método

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência da EO na medição da altura da borda alveolar inferior em imagens de TC, assim como determinar a reprodutibilidade e precisão desta técnica. Para isso utilizou-se mandíbulas secas de cadáveres humanos para se obter as medidas diretas desta altura com paquímetro digital e indiretas através de exames de TC. As medidas diretas foram consideradas padrão ouro, uma vez que a utilização de mandíbulas secas em estudos para avaliar a precisão da TC na mensuração de deiscências ósseas foi utilizada previamente, como descrito na literatura científica.<sup>3,9,41,45,53</sup>

Mandíbulas secas humanas podem fornecer conclusões clínicas mais significativas do que mandíbulas secas de porcos, já que a espessura óssea e a incidência de deiscências é diferente nesses animais do que em humanos.<sup>1</sup> Estudos onde foi possível a utilização de cadáveres, teoricamente apresentam condições ainda mais ideais para mensuração da altura da borda alveolar através de TC. Nestes amostras a presença dos tecidos moles pode tornar a densidade óssea e o contraste produzido nas imagens de TC ainda mais similares aos de pacientes.<sup>10</sup>

Considerando a impossibilidade da obtenção de material de autópsia humana, com tecidos moles, a utilização de mandíbulas secas é relevante, já que foi possível comparar os resultados obtidos neste estudo com trabalhos realizados em amostras semelhantes.<sup>3,9,41,45</sup> Apesar da amostra deste trabalho não disponibilizar dados com relação a idade, sexo, raça e padrão facial das peças anatômicas, o interesse deste estudo não foi correlacionar a altura da borda alveolar com estas variáveis. O desconhecimento da densidade óssea desta amostra pode ser um fator de questionamento, no entanto ainda não existe na literatura uma associação clara entre a densidade óssea e a qualidade do contraste da TC.

Decidiu-se avaliar a altura da borda alveolar de incisivos e caninos inferiores já que estas áreas são as de maior incidência de deiscências,<sup>35</sup> com osso alveolar mais fino<sup>8</sup> e, portanto, de maior relevância clínica. São também os dentes mais comumente preservados em mandíbulas secas, visto que os dentes posteriores, na maioria das vezes estão ausentes ou apresentam restaurações metálicas.

A quantidade de dentes envolvidos no estudo foi determinada através de cálculo do tamanho amostral com nível de significância de 5% e poder de 0,8. Para o cálculo foi considerado um desvio padrão de 1,5 e foi utilizada a média da diferença do erro de 1,2 mm por estes valores terem sido obtidos em pesquisas similares a esta.<sup>1,9</sup> O tamanho amostral calculado foi de 52 medidas. Foram utilizadas 57 medidas V e 57 L, para avaliação da amostra quando dividida em V e L. A amostra deste trabalho é similar em quantidade a estudos que utilizaram 65 dentes<sup>10</sup> e 66 locais de medição,<sup>1</sup> e é menor do que estudos que utilizaram 98 locais de medida indireta<sup>3</sup> e 334 dentes.<sup>9</sup> Considerando que a amostra total foi utilizada para todas as variáveis, a maior parte deste trabalho utilizou 114 medidas.

Para avaliar a espessura da borda alveolar o paquímetro com ponta mais fina disponível no mercado foi utilizado. A parte mais fina desta ponta apresentava 0,1 mm de espessura, o que possibilitava a inserção da mesma no espaço antes ocupado pelo ligamento periodontal. Apesar da dificuldade técnica desta medida os resultados da reprodutibilidade intra-avaliador e interavaliador foi elevada, sendo de pelo menos 0,999 e 0,917, respectivamente. Este método já foi utilizado anteriormente para medições de alta precisão como a medida da espessura gengival.<sup>36</sup>

Mesmo sabendo que a TCFC é utilizada rotineiramente na odontologia, devido ao custo mais acessível, tamanho compacto do aparelho, menor dose de radiação e o paciente poder ser posicionado sentado,<sup>2,3,9-10,13-14,45,53-54</sup> optou-se também realizar mensurações em imagens de TCE para avaliar se haveria alguma diferença clinicamente relevante entre os aparelhos. A TCE é a mais utilizada nos exames médicos, fornece voxel isométrico e poderia fornecer um contraste melhor devido à sua maior dose de radiação, e também é utilizada em estudos odontológicos para avaliação do periodonto.<sup>34-35,41</sup>

Durante a aquisição das imagens de TCFC as mandíbulas foram posicionadas com o plano oclusal paralelo ao solo para facilitar as etapas de pós processamento, visto que quando o arquivo DICOM era reconstruído pelo programa Dolphin 3D a mandíbula já se encontrava corretamente disposta no plano espacial. O mesmo foi feito na aquisição de imagens de TCE, sendo que nesta o plano oclusal foi posicionado perpendicular ao solo, já que neste exame o paciente deve ser posicionado deitado para aquisição das imagens. Utilizou-se espuma e espátulas de madeira para posicionar as mandíbulas nos exames de TCFC, pois estas apresentavam densidade muito diferente da do osso, não comprometendo a reconstrução das mandíbulas. Isopor foi usado no posicionamento dos exames de TCE, já que além deste apresentar densidade diferente do osso, era possível esculpir o isopor para que as mandíbulas fossem posicionadas de maneira ideal.

Optou-se pelo uso do programa Dolphin 3D por este ser comumente utilizado na ortodontia,<sup>1,10,55</sup> ser de fácil manuseio e disponibilizar a avaliação de imagens tomográficas obtidas no formato DICOM tanto em 2D quanto em 3D.

## 5.2 Reprodutibilidade

A reprodutibilidade e precisão de imagens tomográficas 2D e 3D foram avaliadas, visto que alguns estudos utilizam apenas a mensuração da altura da borda alveolar em imagens 2D,<sup>3,10,13,34-35,45</sup> enquanto outros apenas em imagens 3D.<sup>1,4,9,55</sup>

A aquisição das imagens foi feita utilizando voxel de 0,25 mm, que era o menor voxel disponível em cada tomógrafo, visto que imagens de TCFC com voxel de 0,25 mm são significativamente mais precisas do que com voxel de 0,40 mm<sup>1</sup>. Além do que imagens de TCFC com voxel de 0,40 mm superestimam o tamanho da deiscência óssea.<sup>1</sup>

Neste trabalho encontrou-se alta reprodutibilidade intra-avaliador (0,991 a 0,902) para todas as técnicas de medição indireta, corroborando com outros estudos que analisando imagens de TCFC encontraram alta reprodutibilidade (0,97) em imagens 2D<sup>10</sup> e imagens 3D (0,89 a 0,98)<sup>1</sup>, (0,89 a 0,95)<sup>9</sup> e (0,75 a 0,99).<sup>46</sup> A correlação intra-avaliador permaneceu alta quando a amostra foi dividida entre V e L, todavia não existem trabalhos disponíveis para comparação destes resultados.

Os resultados obtidos para a reprodutibilidade interavaliador (0,955 a 0,915) demonstraram que todas as medidas deste estudo são confiáveis, sendo que esta reprodutibilidade foi maior do que as descritas por Sun et al.<sup>1</sup> (0,64 a 0,90) e similares às descritas por Timock et al.<sup>10</sup> (0,978). Sun et al.<sup>1</sup> analisaram a reprodutibilidade interavaliador ora em amostra com espessura óssea de pelo menos 0,8 mm, ora com espessura óssea menor do que 0,4 mm, onde baixa reprodutibilidade foi observada, demonstrando maior imprecisão dos avaliadores para esta espessura. Em nosso trabalho, apesar da amostra apresentar variadas espessuras ósseas, a alta reprodutibilidade interavaliador demonstrou que, apesar da imprecisão na avaliação em bordas alveolares mais finas do que 0,6 mm, o padrão do erro era mantido pelos três avaliadores, isto é, os avaliadores erravam na medida; todavia, interpretavam a imagem de uma maneira semelhante entre eles.

### 5.3 Análise das medidas

A média e o desvio padrão da AD foi de 13,03 ( $\pm 2,86$ ) mm, medidas maiores do que as relatadas na literatura<sup>9-10</sup> (10,3 $\pm$ 2,1 mm e 12,32 $\pm$ 2,22 mm); todavia, a amostra deste trabalho foi composta apenas por dentes anteriores, onde a presença de deiscências é mais frequente,<sup>35</sup> enquanto que as outras eram compostas por dentes anteriores e posteriores. Quando a amostra foi dividida em V e L, a primeira demonstrou valores maiores (14,09 mm) do que a L (11,98), resultado que já era esperado, considerando que as deiscências são mais freqüentes por V.<sup>35</sup>

Analisando as mensurações indiretas, observou-se que as imagens 2D foram em média maiores do que as AD, no entanto as imagens 3D mostraram médias muito semelhantes às da AD. Sun et al.<sup>1</sup> e Leung et al.<sup>9</sup> descreveram valores, em média, maiores em imagens de TCFC visualizadas em 3D, o que corrobora com os resultados deste estudo demonstrando a tendência de se superestimar a altura da borda alveolar em imagens tomográficas. Apenas Timock et al.<sup>10</sup> encontraram valores semelhantes entre imagens 2D em TCFC e a mensuração direta, porém sua amostra era constituída de dentes anteriores e posteriores, superiores e inferiores e com bordas alveolares mais espessas.

As medidas 3D não apresentaram diferença significativa das medidas diretas, enquanto que as medidas 2D tenham sido estatisticamente diferentes das medidas diretas. Porém, a alta correlação encontrada entre medições 2D e a medição direta demonstra que a variação da medição 2D foi constante. A diferença significativa está associada ao fato das medidas 2D apresentarem maior dispersão e tendência a superestimar a altura da borda alveolar. Enquanto Timock et al.<sup>10</sup> verificaram que medição da altura da borda alveolar em imagens 2D de TCFC não era diferente da medição direta, Leung et al.<sup>9</sup> e Periago et al.<sup>55</sup> encontraram diferenças estatisticamente significativas entre medições diretas e com imagens 3D de TCFC, todavia a alta correlação destas medidas, assim como os valores sub-milimétricos da diferença entre elas as tornam clinicamente confiáveis.

Neste trabalho, os valores da diferença entre a AD e FC2D foram semelhantes aos de Timock et al.<sup>10</sup> Enquanto este encontrou a média da diferença absoluta de 0,3 mm para imagens 2D de TCFC, encontramos 0,32 mm. Já comparando a diferença entre a medição direta e imagens 3D em TCFC, nossos resultados (0,34 mm) foram melhores do que Leung et al.<sup>9</sup> (0,6 mm) e que Sun et al.<sup>1</sup> (0,5 a 1 mm). Quando analisada separadamente V e L, a mediana da diferença sempre foi mais elevada em V do que L, isto pode ser explicado pelo

fato da amostra V apresentar espessura óssea mais fina do que L. Considerando que devido a limitação da resolução espacial<sup>1,11-12</sup> dos aparelhos de TC, imagens com densidade semelhante, com uma distância inferior a 0,6 mm podem ser interpretadas como uma imagem única, de forma que o osso alveolar se confunde com o cimento dentário, tornando-se invisível ao exame.<sup>1,9</sup>

A mesma justificativa pode ser utilizada para explicar a correlação negativa, média e significativa, entre a diferença absoluta das medidas com a EO.

A decisão de subdividir a amostra em osso espesso e osso fino se deveu à três motivos: (1) a observação dos gráficos de dispersão entre o erro e a EO, onde claramente se observa que quando o osso era mais espesso do que 0,6 mm, o erro mantinha-se sempre abaixo de 1 mm, enquanto que quando o osso era mais fino este erro chegou a 7,37 mm (Gráficos 5, 6, 8 e 9, f. 51 a 56); (2) a limitação da resolução espacial em 0,6 mm para imagens tomográficas com voxel de 0,25 mm<sup>11-12</sup>; (3) estudos prévios demonstrando a incapacidade de visualizar com precisão a borda alveolar quanto este era mais fino do que 0,6 mm.<sup>1,9</sup>

Estes dados nos permitem extrapolar que, quando visualizamos a presença óssea no rebordo alveolar, efetivamente esse osso é real e apresenta uma espessura mínima de 0,6 mm. Enquanto que, quando não visualizamos a presença de osso no rebordo, é possível que clinicamente este osso exista, todavia, se existir, apresenta uma espessura menor do que 0,6 mm.

#### **5.4 A influência da espessura óssea no erro**

Com relação à precisão da técnica, nossos resultados foram bastante similares aos de Timock et al.,<sup>10</sup> estes descreveram o limite de concordância do erro em imagens de TCFC 2D de -0,77 a 0,81 mm, sendo a média de diferença de 0,02 mm, em uma amostra com espessura óssea de  $0,52 \pm 0$ , envolvendo dentes anteriores e posteriores, superiores e inferiores, enquanto nosso trabalho demonstrou o limite de concordância -0,46 a 0,79 mm, sendo a média da diferença de 0,16 mm, quando a espessura óssea era maior do que 0,6 mm, em imagens de TCFC 2D. Considerando que encontramos resultados muito próximos para mensuração em imagens volumétricas (3D) assim como em imagens multiplanares (2D), seja de TCFC, seja de TCE, quando a espessura da borda alveolar é de no mínimo 0,6 mm, a mensuração da borda alveolar apresenta precisão, em média, de até 0,03 mm.

Todavia, quando avaliou-se bordas alveolares com espessura menor do que 0,6 mm, o limite de concordância demonstrou grande variação, tanto em imagens 2D quanto 3D. A média da diferença demonstrou que as imagens 2D superestimam a altura da borda alveolar. Apesar da média da diferença ser próxima a zero em imagens 3D, a grande variação do limite de concordância demonstra que a técnica apresenta baixa precisão para a mensuração desta altura da borda alveolar em osso mais fino do que 0,6 mm.<sup>1,9</sup> Haja vista que não existem trabalhos comparando a precisão da mensuração em diferentes espessuras da borda alveolar, novos trabalhos são necessários para definir a real precisão da técnica quando em espessura óssea menor do que 0,6 mm.

Quando dividida em V e L, o limite de concordância foi muito similar para borda alveolar espessa, isto permite interpretar que amostras V e L apresentam comportamentos semelhantes quando esta borda apresenta pelo menos 0,6 mm de espessura. Analisando o limite de concordância quando a borda alveolar era fina, a maior variação deste limite encontrada em V do que em L pode ser explicado pelo pequeno tamanho da amostra L com espessura fina, apenas nove dentes. Nossa amostra demonstra que a frequência de deiscências e fenestrações é menos comum em L do que V, e que a espessura óssea é, em média, maior em L do que V, dados já descritos por outros autores.<sup>8,34,37</sup>

Considerando que quando a borda alveolar era espessa, a média da diferença foi discretamente maior em imagens 2D do que em imagens 3D, tanto para TCFC quanto TCE. Já quando esta borda era fina a média da diferença era muito mais elevada em imagens 2D do que 3D. A explicação para imagens 2D superestimarem a AD pode ser devido ao pouco contraste das imagens 2D, o que poderia dificultar o discernimento do osso com o cimento ou devido a impossibilidade de visualizar de forma volumétrica o processo alveolar. Em imagens 2D a visualização é feita através de cortes, enquanto que em imagens 3D a visualização volumétrica e o aspecto sombreado na região da borda alveolar podem facilitar essa visualização.

Enquanto os resultados encontrados neste trabalho mostraram que aparelhos de TCFC e TCE fornecem imagens com qualidade muito semelhantes, Hashimoto et al.<sup>56</sup> comparando TCFC e TCE encontrou resultados melhores para a TCFC. Vale considerar que os tomógrafos utilizados foram diferentes entre os estudos, além de que, no estudo citado<sup>56</sup> o voxel obtido no exame de TCFC era de 0,119 mm, enquanto que no exame de TCE era de 0,4 mm, o que explica o resultado com imagens melhores para a primeira técnica. Nossos resultados demonstram que, independente de o exame ter sido feito em TCE ou TCFC, utilizando voxel de 0,25 mm, as imagens apresentaram características muito semelhantes entre si.

## 5.5 Considerações finais

De acordo com os resultados obtidos, pode-se considerar que não é justificada a utilização de TCE, visto que as imagens destes exames apresentam reprodutibilidade e precisão semelhantes às imagens de TCFC, todavia a dose de radiação e os custos são muito maiores nos exames de TCE.<sup>2</sup>

Ao solicitar imagens tomográficas de pacientes periodontais, ou seja, que possuam recessões gengivais generalizadas, possivelmente as imagens mostrarão a distância da borda alveolar até a borda incisal bastante aumentada, já que nesses pacientes o osso é bastante delgado;<sup>8,35</sup> portanto, a chance de se superestimar a deiscência óssea nas imagens é maior do que em pacientes não acometidos por problemas periodontais.

Ao analisar a altura da borda alveolar em imagens tomográficas, seria prudente analisar as imagens tanto em reconstrução volumétrica (3D), quanto imagens de cortes multiplanares (2D), para diminuir a possibilidade de superestimar esta altura.

Trabalhos futuros, para analisar a precisão e a influência da espessura óssea na mensuração da altura da borda alveolar em imagens tomográficas, poderiam utilizar medidas diretas em pacientes que necessitem se submeter à cirurgia periodontal de aumento de coroa clínica onde seja planejado remoção óssea, de maneira que haja acesso direto ao osso.<sup>57</sup>

Outros trabalhos também podem avaliar tomógrafos de feixe cônico ainda mais potentes, cujo tamanho do voxel seja ainda mais reduzido, supondo-se que a resolução espacial seja maior, ou seja, forneçam imagens mais nítidas e precisas. No entanto, estes tomógrafos apresentam pequeno campo de visão, para permitir a armazenagem dos dados em meios digitais, o que restringiria a visualização apenas a áreas específicas da maxila ou da mandíbula.

## 6 CONCLUSÕES

Avaliando mandíbulas secas de humanos, conclui-se que a mensuração da altura da borda alveolar através de TCFC e TCE apresenta alta reprodutibilidade intra-avaliador e interavaliador, tanto em imagens 2D quanto em 3D.

Apesar da alta correlação entre as medidas direta e indiretas da altura da borda alveolar em imagens 2D e 3D, ambos os tipos de imagens superestimam esta medida.

Quando o osso alveolar é mais espesso, maior ou igual a 0,6 mm, a TC é precisa para avaliação da altura da borda alveolar. No entanto, quando este osso é mais fino do que 0,6 mm esta avaliação é imprecisa, podendo, em alguns casos, a imagem apresentar ausência óssea, onde clinicamente este osso estaria presente.

## REFERÊNCIAS

1. Sun Z, Smith T, Kortam S, Kim DG, Tee BC, Fields H. Effect of bone thickness on alveolar bone-height measurements from cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;139(2):e117-27.
2. Swennen GR, Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130(3):410-6.
3. Noujeim M, Prihoda T, Langlais R, Nummikoski P. Evaluation of high-resolution cone beam computed tomography in the detection of simulated interradicular bone lesions. *Dentomaxillofac Radiol* 2009;38(3):156-62.
4. Fuhrmann R. Three-Dimensional Evolution of Periodontal Remodeling During Orthodontic Treatment. *Semin Orthod* 2002;8:23-8.
5. Fuhrmann RA, Bucker A, Diedrich PR. Assessment of alveolar bone loss with high resolution computed tomography. *J Periodontal Res* 1995;30(4):258-63.
6. Akesson L, Hakansson J, Rohlin M. Comparison of panoramic and intraoral radiography and pocket probing for the measurement of the marginal bone level. *J Clin Periodontol* 1992;19(5):326-32.
7. Suomi JD, Plumbo J, Barbano JP. A comparative study of radiographs and pocket measurements in periodontal disease evaluation. *J Periodontol* 1968;39(6):311-5.
8. Carranza FA. *Periodontia clínica de Glickman: prevenção, diagnóstico e tratamento da doença periodontal na prática da odontologia geral*. Rio de Janeiro: Interamericana; 1983.
9. 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(4 Suppl):S109-19.
10. Timock AM, Cook V, McDonald T, Leo MC, Crowe J, Benninger BL, et al. Accuracy and reliability of buccal bone height and thickness measurements from cone-beam computed tomography imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;140(5):734-44.

11. Ballrick JW, Palomo JM, Ruch E, Amberman BD, Hans MG. Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134(4):573-82.
12. Molen AD. Considerations in the use of cone-beam computed tomography for buccal bone measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137(4 Suppl):S130-5.
13. Gracco A, Luca L, Bongiorno MC, Siciliani G. Computed tomography evaluation of mandibular incisor bony support in untreated patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;138(2):179-87.
14. Januario AL, Barriviera M, Duarte WR. Soft tissue cone-beam computed tomography: a novel method for the measurement of gingival tissue and the dimensions of the dentogingival unit. *J Esthet Restor Dent* 2008;20(6):366-73; discussion 74.
15. Garib DG, Henriques JF, Janson G, de Freitas MR, Fernandes AY. Periodontal effects of rapid maxillary expansion with tooth-tissue-borne and tooth-borne expanders: a computed tomography evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129(6):749-58.
16. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006;72(1):75-80.
17. Ambrose J. Computerized transverse axial scanning of the brain. *Proc R Soc Med* 1973;66(8):833-4.
18. Petrik V, Apok V, Britton JA, Bell BA, Papadopoulos MC. Godfrey Hounsfield and the dawn of computed tomography. *Neurosurgery* 2006;58(4):780-7; discussion 80-7.
19. Raju TN. The Nobel chronicles. 1979: Allan MacLeod Cormack (b 1924); and Sir Godfrey Newbold Hounsfield (b 1919). *Lancet* 1999;354(9190):1653.
20. Winter AA, Pollack AS, Frommer HH, Koenig L. Cone beam volumetric tomography vs. medical CT scanners. *N Y State Dent J* 2005;71(4):28-33.
21. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 1998;8(9):1558-64.

22. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35(4):219-26.
23. Bjerklin K, Ericson S. How a computerized tomography examination changed the treatment plans of 80 children with retained and ectopically positioned maxillary canines. *Angle Orthod* 2006;76(1):43-51.
24. Ericson S, Kurol PJ. Resorption of incisors after ectopic eruption of maxillary canines: a CT study. *Angle Orthod* 2000;70(6):415-23.
25. Sarikaya S, Haydar B, Ciger S, Ariyurek M. Changes in alveolar bone thickness due to retraction of anterior teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122(1):15-26.
26. Peck JN, Conte GJ. Radiologic techniques using CBCT and 3-D treatment planning for implant placement. *J Calif Dent Assoc* 2008;36(4):287-90, 92-4, 96-7.
27. Garib DG, Henriques JF, Janson G, Freitas MR, Coelho RA. Rapid maxillary expansion--tooth tissue-borne versus tooth-borne expanders: a computed tomography evaluation of dentoskeletal effects. *Angle Orthod* 2005;75(4):548-57.
28. Lee JH, Kim MJ, Kim SM, Kwon OH, Kim YK. The 3D CT superimposition method using image fusion based on the maximum mutual information algorithm for the assessment of oral and maxillofacial surgery treatment results. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011. [Epub ahead of print]
29. Motta AT, Assis RCF, Cevidanes LH, Oliveira AMA. Assessment of mandibular advancement surgery with 3D CBCT models superimposition. *Dental Press J Orthod* 2010;15(1):45e1-45e12.
30. Cevidanes LH, Bailey LJ, Tucker GR, Jr., Styner MA, Mol A, Phillips CL, et al. Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. *Dentomaxillofac Radiol* 2005;34(6):369-75.
31. Hamada Y, Kondoh T, Noguchi K, Iino M, Isono H, Ishii H, et al. Application of limited cone beam computed tomography to clinical assessment of alveolar bone grafting: a preliminary report. *Cleft Palate Craniofac J* 2005;42(2):128-37.
32. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod* 2006;76(2):191-7.

33. Chidiac JJ, Shofer FS, Al-Kutoub A, Laster LL, Ghafari J. Comparison of CT scanograms and cephalometric radiographs in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* 2002;5(2):104-13.
34. Fuhrmann RA, Bucker A, Diedrich PR. Furcation involvement: comparison of dental radiographs and HR-CT-slices in human specimens. *J Periodontal Res* 1997;32(5):409-18.
35. Nauert K, Berg R. Evaluation of labio-lingual bony support of lower incisors in orthodontically untreated adults with the help of computed tomography. *J Orofac Orthop* 1999;60(5):321-34.
36. Yared KF, Zenobio EG, Pacheco W. Periodontal status of mandibular central incisors after orthodontic proclination in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130(1):6 e1-8.
37. Larato DC. Alveolar plate defects in children's skulls. *J Periodontol* 1972;43(8):502.
38. Viazis AD, Corinaldesi G, Abramson MM. Gingival recession and fenestration in orthodontic treatment. *J Clin Orthod* 1990;24(10):633-6.
39. Stoner JE, Mazdyasna S. Gingival recession in the lower incisor region of 15-year-old subjects. *J Periodontol* 1980;51(2):74-6.
40. Allais D, Melsen B. Does labial movement of lower incisors influence the level of the gingival margin? A case-control study of adult orthodontic patients. *Eur J Orthod* 2003;25(4):343-52.
41. Fuhrmann R. Three-dimensional interpretation of alveolar bone dehiscences: an anatomical-radiological study. *J Orofac Orthop* 1996;57(2):62-74.
42. Mengel R, Candir M, Shiratori K, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of periodontal defects: an in vitro study on native pig and human mandibles. *J Periodontol* 2005;76(5):665-73.
43. Wehrbein H, Bauer W, Diedrich P. Mandibular incisors, alveolar bone, and symphysis after orthodontic treatment: a retrospective study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;110(3):239-46.

44. Siersbaek-Nielsen S. Rate of eruption of central incisors at puberty: an implant study on eight boys. *Tandlaegebladet* 1971;75(12):1288-95.
45. Misch KA, Yi ES, Sarment DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *J Periodontol* 2006;77(7):1261-6.
46. Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35(6):410-6.
47. Lund H, Grondahl K, Grondahl HG. Cone beam computed tomography for assessment of root length and marginal bone level during orthodontic treatment. *Angle Orthod* 2010;80(3):466-73.
48. Chew FS, Relyea-Chew A, Ochoa ER, Jr. Postmortem computed tomography of cadavers embalmed for use in teaching gross anatomy. *J Comput Assist Tomogr* 2006;30(6):949-54.
49. Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;103(4):534-42.
50. Lascala CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33(5):291-4.
51. Baumgaertel S, Palomo JM, Palomo L, Hans MG. Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136(1):19-25; discussion 25-8.
52. Altman DG, Bland JM. Measurement in medicine: the analysis of method comparison studies. *The Statistician* 1983;32:307-17.
53. Vandenberghe B, Jacobs R, Yang J. Diagnostic validity (or acuity) of 2D CCD versus 3D CBCT-images for assessing periodontal breakdown. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104(3):395-401.
54. Vandenberghe B, Jacobs R, Yang J. Detection of periodontal bone loss using digital intraoral and cone beam computed tomography images: an in vitro assessment of bony and/or infrabony defects. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37(5):252-60.

55. Periago DR, Scarfe WC, Moshiri M, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod* 2008;78(3):387-95.
56. Hashimoto K, Kawashima S, Araki M, Iwai K, Sawada K, Akiyama Y. Comparison of image performance between cone-beam computed tomography for dental use and four-row multidetector helical CT. *J Oral Sci* 2006;48(1):27-34.
57. Zanatta FB, Giacomelli BR, Dotto PP, Fontanella VR, Rosing CK. Comparison of different methods involved in the planning of clinical crown lengthening surgery. *Braz Oral Res* 2010;24(4):443-8.

**APÊNDICE** – Tabela para anotação das medidas realizadas

<b>Medição da altura da borda alveolar</b>						
AVALIADOR: _____				Data: _____		
Mandíbula Número: _____						
Técnica (circule abaixo a utilizada para medição):						
Paquímetro	Feixe Cônico 2D	Feixe Cônico 3D	Espiral 2D	Espiral 3D		
	43	42	41	31	32	33
VESTIBULAR						
LINGUAL						

## ANEXO – Carta de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa



**UNIVERSIDADE DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO**  
**HOSPITAL UNIVERSITÁRIO PEDRO ERNESTO**  
**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**

**HUPE**

Rio de Janeiro, 28 de Setembro de 2011

Do: Comitê de Ética em Pesquisa

Prof.: Wille Oigman

Para: Aut. Renato Barcellos Rédua / Orient. Profa. Flavia Raposo Gebara Artese

Registro CEP/HUPE: 3052/2011 (este número deverá ser citado nas correspondências referentes ao projeto)

CAAE: 0194.0.228.000-11

O Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Pedro Ernesto, após avaliação, considerou o projeto, "COMPARAÇÃO DE DIFERENTES MÉTODOS PARA MEDIÇÃO DA PROFUNDIDADE DO REBORDO ALVEOLAR DE CANINOS E INCISIVOS INFERIORES COM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA ESPIRAL E FEIXE CÔNICO" aprovado, encontrando-se este dentro dos padrões éticos da pesquisa em seres humanos, conforme Resolução n.º196 sobre pesquisa envolvendo seres humanos de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde, bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O pesquisador deverá informar ao Comitê de Ética qualquer acontecimento ocorrido no decorrer da pesquisa.

O Comitê de Ética solicita a V. S<sup>a</sup>., que ao término da pesquisa encaminhe a esta comissão um sumário dos resultados do projeto.

Prof. Wille Oigman  
 Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA  
 HUPE/UERJ