

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

**RECURSOS DIGITAIS NO DIAGNÓSTICO  
RADIOGRÁFICO DE REABSORÇÃO RADICULAR  
EXTERNA APICAL – ESTUDO *IN VITRO* SIMULANDO  
MOVIMENTAÇÃO ORTODÔNTICA**

Carlos Eduardo Winck Mahl

DISSERTAÇÃO APRESENTADA COMO PARTE DOS REQUISITOS  
OBRIGATÓRIOS PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM  
ODONTOLOGIA, NA ÁREA DE CONCENTRAÇÃO  
CLÍNICA ODONTOLÓGICA/RADIOLOGIA

Profa. Dra. Vania Fontanella  
ORIENTADORA

Porto Alegre (RS), outubro de 2003

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO (CIP)

M214r      Mahl, Carlos Eduardo Winck  
             Recursos digitais no diagnóstico radiográfico de reabsorção radicular  
             externa apical: estudo *in vitro* simulando movimentação ortodôntica / Carlos  
             Eduardo Winck Mahl ; Orientação de Vania Fontanella. – Porto Alegre,  
             2003.

78 f. : il.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal do Rio Grande  
do Sul. Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em  
Odontologia - Clínica Odontológica (Radiologia).

1. Reabsorção da raiz 2. Diagnóstico por imagem 3. Técnica de subtração  
4. Processamento de imagem assistida por computador 5. Interpretação de  
imagem assistida por computador I. Universidade Federal do Rio Grande do  
Sul. Faculdade de Odontologia II. Título

CDU 616.31-073.75

*AGRADECIMENTOS*

---

---

## AGRADECIMENTOS

À minha família. Meu pai por sua generosidade e companheirismo; minha mãe pelo seu amor e honestidade; minha irmã por sua força e alegria pela vida.

À Universidade Federal do Rio Grande do Sul, pela minha formação profissional e possibilitar a continuidade desta.

À Professora Dra. Vania Fontanella, minha orientadora, por permitir estar ao seu lado. Sua capacidade e carinho permitiram esta caminhada.

Aos amigos e colegas da disciplina de Radiologia André Wiltgen e Sérgio Augusto Miguens Jr., pela amizade e pelo apoio do início ao fim.

Ao companheiro de jornada Aderson Gegler, amigo e colega cujo convívio certamente auxiliou na conclusão deste curso.

À Professora Dra. Nilza Pereira da Costa, minha iniciadora científica na Radiologia Odontológica.

Aos Professores Ricardo Prates de Macedo e Carlos Pareja Cáceres, coordenadores do curso de Odontologia da Universidade Luterana do Brasil, campus Canoas e Torres.

Aos colegas da Associação Brasileira de Odontologia Regional Canoas, na pessoa do presidente Nilo del Cueto de Reis, pela colaboração e compreensão pela minha ausência.

Aos colegas Orlando Viecilli e Rodrigo Viecilli, meus iniciadores ortodônticos.

Ao amigo Diego Veronese Saldanha, pela colaboração na elaboração do *abstract*.

Ao professor Pantelis Varvaki Rados, coordenador do Programa de Pós-Graduação da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Aos alunos do grupo de pesquisa e aos funcionários do Serviço de Radiologia da FO-UFRGS.

À Indusbello, pela doação dos posicionadores radiográficos.

*RESUMO*

---

## RESUMO

Para avaliar, *in vitro*, o desempenho diagnóstico de imagens radiográficas convencionais digitalizadas através da obtenção de medidas do comprimento radicular, da comparação de pares de imagens e da subtração digital em dentes submetidos a reabsorções radiculares externas apicais e à movimentação ortodôntica simulada, 28 incisivos centrais superiores, em cujas coroas foi colado um *bracket*, tiveram seu comprimento radicular medido através de paquímetro digital e foram radiografados associados a um simulador de tecidos ósseo e moles, com o auxílio de posicionadores individualizados, pela técnica periapical da bisetriz. Os dentes foram novamente medidos e radiografados após desgastes apicais sequenciais de aproximadamente 0,5 mm (R1) e 1 mm (R2), variando sua inclinação no sentido véstíbulo-palatino (0°, 5°, 10° e 15°). As radiografias foram digitalizadas e submetidas inicialmente à análise quantitativa do comprimento dentário, através de régua eletrônica. Após, pares de imagens do mesmo dente (inicial x inclinação) foram exibidos, em monitor, a um observador, que as avaliou quanto à presença ou à ausência de imagem compatível com reabsorção apical, atribuindo-lhes escores de 1 a 5. As imagens resultantes da subtração dos mesmos pares de radiografias foram avaliadas pelos mesmos critérios. As medidas lineares de comprimento radicular foram reprodutíveis ( $r = 0,93$ ), diferindo significativamente entre as duas etapas de reabsorção (R1:  $0,59 \pm 0,19$  mm; R2:  $1,14 \pm 0,37$  mm) porém não diferindo significativamente em função da inclinação do dente. A avaliação de pares de imagens apresentou correlação média ( $r = 0,461$ ) quando repetida em 20% da amostra, não apresentando diferenças estatisticamente significativas nos escores atribuídos às imagens de acordo com a inclinação dos dentes (Teste não paramétrico de Friedman, R1:  $p = 0,704$  e R2:  $p = 0,508$ ). A avaliação por subtração digital de imagens apresentou correlação média ( $r = 0,485$ ) quando repetida em 20% da amostra, não diferindo significativamente (Teste não paramétrico de Friedman), em ambas as etapas de reabsorção, apenas para as inclinações 0° e 5°. Tais resultados permitem concluir que os recursos testados tiveram desempenhos diferentes no diagnóstico de Reabsorções Radiculares Externas Apicais (RREA) simuladas, pois os valores médios das medidas de comprimento do dente, para cada nível de reabsorção, não variaram, significativamente, em função da inclinação do mesmo, permitindo a identificação e quantificação da RREA; na comparação de pares de imagens exibidas lado a lado na tela do computador, os escores atribuídos também não variam significativamente para as diferentes inclinações, permitindo a identificação da RREA; e, na avaliação qualitativa de imagens de subtração, os escores atribuídos permitiram a identificação da RREA apenas quando os dentes foram inclinados em até 5°.

## PALAVRAS-CHAVE

reabsorção da raiz; diagnóstico por imagem; técnica de subtração; processamento de imagem assistida por computador; interpretação de imagem assistida por computador.

*ABSTRACT*

---

## ABSTRACT

In order to evaluate, *in vitro*, the diagnostic performance of digitized radiographic images by 1) linear root measurement, 2) qualitative evaluation of pairs of images and 3) digital subtraction analysis, in artificially created external root resorption lesions and simulated orthodontic movement, twenty-eight human extracted upper central incisors were measured with a digital caliper, were placed in a soft and hard tissues' simulator and then radiographed with the bisecting angle technique by using an individual film holder. The teeth were again radiographed after sequential 0,5 mm (R1) and 1 mm (R2) wear in its apical region, in different inclinations in the buccal-palatal orientation (0°, 5°, 10° and 15°) but maintaining the beam-object-film relation constant. Radiographs were digitized and the teeth length were measured by the ruler function of an image-analyser software. Afterwards pairs of images from the same tooth (0° x inclined) were exhibited on a screen and submitted to a blind observer for the evaluation of the presence or absence of a root resorption compatible image (scores 1 to 5). The same criteria was used to evaluate the subtraction images from these pairs. The linear measures of the roots' length were reproducible ( $r = 0,93$ ). There was a statistical difference between the two stages of resorptions (R1:  $0,59 \pm 0,19$ mm; R2:  $1,14 \pm 0,37$ mm) but not when considering the teeth inclinations. The evaluation through the pairs of images presented a low correlation ( $r = 0,461$ ) when repeated in 20% of the sample. There were not statistical differences between the groups with different inclinations (R1:  $p = 0,704$ ; R2:  $p = 0,508$ , Friedman's non-parametric test). The evaluation through the subtraction technique showed a medium correlation ( $r = 0,798$ ) when repeated in 20% of the sample. There were not statistical differences considering both R1 and R2 resorption stages between the groups with inclinations of 0° and 5° (R:1  $p = 0,036$ ; R2:  $p = 0,039$ , Friedman's non-parametric test). We conclude that artificial root resorption can be diagnosed by linear root measurement at all inclinations; by qualitative analysis comparing pairs of images in a screen at all inclinations; and by qualitative analysis using the digital subtraction technique with inclinations just up to 5°.

## KEYWORDS

Root resorption; diagnostic imaging; subtraction technique; image processing, computer-assisted;  
image interpretation, computer-assisted



*SUMÁRIO*

---

## SUMÁRIO

<b>INTRODUÇÃO</b>	16
<b>1 REVISÃO DA LITERATURA</b>	20
<b>2 PROPOSIÇÃO</b>	33
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS</b>	35
3.1 TIPO DE PESQUISA	36
3.2 DESCRIÇÃO DA AMOSTRA	36
3.3 PREPARO DO SIMULADOR DE TECIDOS PARA AS TOMADAS RADIOGRÁFICAS	37
3.4 INDIVIDUALIZAÇÃO DOS POSICIONADORES RADIOGRÁFICOS	39
3.5 REALIZAÇÃO DAS RADIOGRAFIAS INICIAIS	39
3.6 SIMULAÇÃO DA REABSORÇÃO RADICULAR EXTERNA	40
3.7 REALIZAÇÃO DAS RADIOGRAFIAS APÓS A SIMULAÇÃO DA RREA	41
3.8 DIGITALIZAÇÃO DAS RADIOGRAFIAS	45
3.9 SUBTRAÇÃO RADIOGRÁFICA	46
3.10 CARACTERÍSTICAS DOS OBSERVADORES	47
3.11 AVALIAÇÃO QUANTITATIVA	47
3.12 AVALIAÇÃO QUALITATIVA DAS IMAGENS DA SUBTRAÇÃO	48
3.13 AVALIAÇÃO QUALITATIVA DE PARES DE RADIOGRAFIAS DIGITALIZADAS	50
<b>4 RESULTADOS</b>	52
<b>5 DISCUSSÃO</b>	59
<b>6 CONCLUSÃO</b>	69
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	71
<b>ANEXO</b>	77

*LISTA DE ILUSTRAÇÕES*

---

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1** Desenho esquemático da padronização para as tomadas radiográficas dos dentes da amostra, montados no simulador. 1: coroa do incisivo; 2: *bracket*; 3: registro coronário em acrílico; 4: haste do posicionador; 5: cera utilidade; 6: tábua óssea; 7: simulador de tecidos moles em acrílico autopolimerizável; 8: base de acrílico autopolimerizável; 9: filme radiográfico inserido no posicionador; 10: anel do posicionador; e 11: cilindro localizador do aparelho de raios X. 38
- Figura 2** Tomada radiográfica inicial. 40
- Figura 3** Obtenção da medida de comprimento dentário com o dente inserido no registro oclusal do dispositivo posicionador, através de paquímetro digital acoplado à estativa. 42
- Figura 4** Estágios nos quais os dentes foram radiografados: I – inicial, sem reabsorção; R1 – após a primeira etapa de desgaste; e R2 – após a segunda etapa de desgaste. 43
- Figura 5** Tomadas radiográficas simulando a movimentação ortodôntica, através da inclinação do dente no sentido palatino em 5°, 10° e 15°, contudo mantendo a relação foco-objeto-filme, após cada uma das etapas de desgaste. 44
- Figura 6** Medida do comprimento dentário, obtida através da ferramenta régua eletrônica do Photoshop®. 48
- Figura 7** Imagens resultantes da subtração dos pares de radiografias I (inicial) e anguladas (0°, 5°, 10° e 15°) nas duas etapas de reabsorção (R1 e R2). 50
- Figura 8** Imagens obtidas de um dos dentes da amostra: I, inicial; R1, após a primeira etapa de reabsorção; R2, após a primeira etapa de reabsorção nas angulações de 0°, 5°, 10° e 15°. 51

*LISTA DE TABELAS*

---

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> Distribuição das radiografias obtidas da amostra (Porto Alegre - RS - 2003).	45
<b>Tabela 2</b> Teste <i>t</i> para as amostras pareadas das medidas repetidas em 20% das radiografias digitalizadas da amostra (Porto Alegre - RS - 2003).	53
<b>Tabela 3</b> Diferenças entre as medidas iniciais e após as duas etapas de reabsorção obtidas sobre as imagens digitalizadas e diretamente dos dentes (Porto Alegre - RS - 2003).	54
<b>Tabela 4</b> Média e desvio padrão das medidas obtidas das imagens digitalizadas por grau de reabsorção nos diferentes graus de torque simulado (Porto Alegre - RS - 2003).	55
<b>Tabela 5</b> Diagnósticos (escores) obtidos na avaliação das imagens resultantes da subtração radiográfica digital e das imagens digitalizadas observadas lado a lado (Porto Alegre - RS - 2003).	56
<b>Tabela 6</b> Escores médios atribuídos às imagens resultantes da subtração por inclinação (torque), no grau de reabsorção 1 (Porto Alegre - RS - 2003).	56
<b>Tabela 7</b> Escores médios atribuídos às imagens resultantes da subtração por inclinação (torque), no grau de reabsorção 2 (Porto Alegre - RS - 2003).	57
<b>Tabela 8</b> Comparação entre os escores atribuídos por grau de reabsorção e torques às imagens resultantes de subtração radiográfica digital (Porto Alegre - RS - 2003).	57
<b>Tabela 9</b> Escores médios atribuídos aos pares de imagens digitalizadas avaliadas lado a lado por inclinação (torque), no grau de reabsorção 1 (Porto Alegre - RS - 2003).	58
<b>Tabela 10</b> Escores médios atribuídos aos pares de imagens digitalizadas avaliadas lado a lado por inclinação (torque), no grau de reabsorção 2 (Porto Alegre - RS - 2003).	58

*LISTA DE ABREVIATURAS*

---

---

## **LISTA DE ABREVIATURAS**

BMP – *Bitmap*

CCD – *Charged Coupled Device*

CD-ROM – *Compact Disk – Read Only Media*

JPEG – *Joint Photographic Experts Group*

RRE – Reabsorção Radicular Externa

RREA – Reabsorção Radicular Externa Apical

SRD – Subtração Radiográfica Digital

TACT – *Tuned-Aperture Computed Tomography*

TIFF – *Tagged Image File Format*



*INTRODUÇÃO*

---

## INTRODUÇÃO

Durante a realização de um tratamento ortodôntico alguns aspectos exigem a atenção redobrada do ortodontista. A Reabsorção Radicular Externa Apical (RREA) talvez seja a seqüela mais preocupante e indesejada de um tratamento, tanto devido às suas características biológicas, por ser uma lesão irreversível, quanto pelas implicações legais que dela podem decorrer.

Há décadas, seu diagnóstico precoce tem sido objeto de estudo, entretanto as limitações da radiologia convencional, caracterizada pela bidimensionalidade da imagem e pela sobreposição de estruturas, praticamente impossibilitam a detecção de lesões incipientes. Além disso, a interpretação radiográfica é um procedimento complexo que resulta da interação entre as características da imagem e a percepção do olho humano (GOODENOUGH, ROSSMAN, LUSTED, 1974), apresentando variabilidade inter e intra-examinador (GOLDMAN, PEARSON, DARZENTA, 1974).

A evolução do diagnóstico por imagens trouxe benefícios inestimáveis à odontologia. Novos métodos de exame - aliados ao crescente desenvolvimento na

informática - são cada vez mais utilizados. A tecnologia digital acrescentou parâmetros quantitativos à interpretação radiográfica. Além dos critérios normalmente avaliados, como tamanho, bordas, limites e padrão interno de lesões, no modo digital pode-se dispor de informações matemáticas para a análise de imagens (MOL, STELT, 1993; MOL, 1999), bem como obter medidas detalhadas através de régua eletrônica (MOL, 2000).

Imagens radiográficas digitais podem ser obtidas através do método digital direto, que substitui o filme por sensor do tipo *charged coupled device* (dispositivo acoplado de carga); do método digital indireto, que substitui o filme por placas de fósforo fotoestimulável; e da radiografia digitalizada, em que a imagem do filme convencional é transferida para o computador através de *scanner*, câmera fotográfica ou filmadora digital (KHADEMI, 1996).

A subtração radiográfica digital é, dos novos recursos de diagnóstico por imagem, talvez o que apresente a melhor relação dose-benefício no diagnóstico de alterações incipientes de conteúdo mineral dos tecidos.

Esse método não supre todas as limitações do exame radiográfico convencional, porém elimina a sobreposição de estruturas idênticas presentes em duas radiografias, permitindo que a comparação de imagens seqüenciais detecte alterações sutis no conteúdo mineral dos tecidos dentários e ósseo (HAUSMANN, ALLEN, PIEDMONTE, 1991; JEFFCOAT *et al*, 1996).

Entretanto sua maior exigência diz respeito à necessidade de obtenção de radiografias padronizadas, principalmente do ponto de vista geométrico. Algumas soluções propostas para o problema demonstraram garantir a reprodutibilidade geométrica necessária (RUTTIMANN, 1998) em situações onde a movimentação dentária não está prevista. Contudo em uma situação de tratamento ortodôntico, normalmente prolongado e onde se busca a correção do posicionamento dentário, como obter imagens geometricamente idênticas?

*Softwares* que possibilitam o alinhamento geométrico de duas radiografias sequenciais estão disponíveis no mercado, porém seu custo ainda elevado constitui-se na principal limitação de sua ampla aplicação na clínica odontológica.

Os aspectos éticos, implícitos em pesquisas que envolvem a exposição do indivíduo à radiação ionizante, determinam que estudos *in vitro* sejam muito bem delineados e executados, da maneira mais fiel possível à situação *in vivo*, para que a eficácia diagnóstica de um determinado método aplicado a uma patologia específica possa ser avaliada.

Dessa forma, justifica-se verificar o desempenho de recursos digitais no diagnóstico de RREA através da subtração radiográfica digital, da obtenção de medidas do comprimento dentário e da avaliação visual de pares de radiografias digitalizadas – de dentes submetidos à movimentação ortodôntica simulada – nas quais a padronização radiográfica possa ser obtida através de um posicionador individualizado, clinicamente aplicável, que permita a reprodutibilidade geométrica das imagens.

*REVISÃO DE LITERATURA*

---

## 1 REVISÃO DE LITERATURA

A Reabsorção Radicular Externa (RRE) é um processo patológico que se desenvolve quando a proteção natural do pré-cemento e dos cementoblastos da superfície radicular é danificada ou removida. As forças ortodônticas representam um dos diversos fatores etiológicos que podem determinar a ocorrência desse processo (SPURRIER *et al*, 1990; PARKER, HARRIS, 1998; McNAB *et al*, 1999; OWMAN-MOLL, KUROL, 2000; MAVRAGANI *et al*, 2000; LEACH, IRELAND, WHAITES, 2001).

Vários fatores têm sido relacionados como predisponentes à RRE. Em relação à idade, pacientes jovens são menos acometidos do que os adultos (SAMESHIMA, SINCLAIR, 2001a). Casos ortodonticamente tratados com extração de pré-molares apresentam maior incidência do que os tratados sem remoção desses dentes (McNAB *et al*, 2000; SAMESHIMA, SINCLAIR, 2001b; HARRIS, BOGGAN, WHEELER, 2001; BRIN *et al*, 2003). O trauma dentário prévio é considerado outro fator predisponente (SAMESHIMA, SINCLAIR, 2001a), contudo Brin *et al* (2003) contestam essa afirmação. Alterações na morfologia radicular são, normalmente, relacionadas à RRE (SAMESHIMA, SINCLAIR, 2001a; BRIN *et al*, 2003). Entretanto isso pode ser questionável, de acordo com o trabalho de Lee, Artun, Alonzo (1999), que afirmam que a presença

de anomalias não representou maior quantidade de reabsorção. Estudos têm sugerido um substancial componente genético relacionado à RRE (HARRIS, BOGGAN, WHEELER, 2001; AL-QAWASMI *et al*, 2003a; AL-QAWASMI *et al*, 2003b).

Weiland (2003) comparou a quantidade de reabsorção ocorrida em dentes pré-molares extraídos após a fase experimental, entre dois tipos de tratamento, sendo um com um arco superelástico ativado 4,5 mm de uma vez e outro com arco de aço ativado 1 mm semanalmente. Concluiu que, nos dentes onde foi aplicada uma força contínua através do fio superelástico, a RRE foi significativamente maior do que quando foi aplicada uma força intermitente.

O torque é um movimento ortodôntico de inclinação do dente. Sabidamente, é um tipo de movimento que pode provocar RRE, basicamente nas áreas de tensão, que são o terço apical (lingual ou vestibular) e o cervical (lingual ou vestibular) radicular. Casa *et al* (2001), aplicando diferentes magnitudes de força em dentes pré-molares posteriormente extraídos, verificaram, através de microscopia eletrônica, que todos os dentes foram afetados por RRE. Os locais em que ocorreram essas reabsorções foram a superfície lingual do terço apical e a superfície vestibular do terço cervical, devido ao fato de que o torque foi aplicado para a lingual. Concluíram que forças elevadas estão diretamente relacionadas com a RRE.

Brin *et al* (2003), em estudo retrospectivo de 138 pacientes portadores de má-oclusão Classe II e com *overjet* maior do que 7 mm, avaliando as radiografias panorâmicas iniciais e finais, bem como as periapicais após o tratamento, concluíram que 11% dos incisivos centrais superiores e 14% dos incisivos laterais superiores apresentaram RREA moderada a severa (maior do que 2 mm). Em sua amostra, não verificaram relação significativa de RREA em dentes com história de

trauma e apenas um pequeno aumento nos dentes com alteração morfológica radicular, concordando com os resultados de Sameshima, Sinclair (2001b).

Lee, Straja, Tuncay (2003), estudando através de questionários, a percepção de cirurgiões-dentistas de diferentes especialidades sobre dentes acometidos de RRE, concluíram que, de maneira geral, os clínicos gerais parecem embasar suas opiniões em mitos e são inconsistentes em suas opiniões. Os fatores predisponentes mais citados foram história de trauma, predisposição genética e morfologia radicular. Tratamentos prolongados e forças excessivas foram citados como prejudiciais aos dentes. Entretanto não souberam precisar o que é uma força excessiva.

A RRE é, há muito, reconhecida como uma indesejada seqüela da movimentação ortodôntica. Sinais microscópicos de reabsorção são comumente verificados, inclusive em pacientes não ortodônticos. Evidências macroscópicas de RRE (com no mínimo 2,5 mm de extensão) são relatadas em cerca de 40% dos pacientes adultos e em 16,5% das crianças tratadas ortodonticamente (MIRABELLA, ARTUN, 1995), ocorrendo, de forma mais freqüente, em incisivos centrais superiores, segundo Dermaut, De Munck (1986), Janson *et al* (2000). Sameshima, Sinclair (2001b) avaliaram 868 pacientes em tratamento ortodôntico e concluíram que os dentes mais acometidos foram os anteriores, tendo, em média, 1,4 mm de RRAE.

Pelo fato de a RRE não apresentar características clínicas, o diagnóstico da mesma é extremamente dependente do exame radiográfico. Assim, ela é geralmente diagnosticada pela análise comparativa entre duas ou mais radiografias seqüenciais do mesmo dente, considerando-se mudanças na forma e no comprimento da raiz como pontos chave para o estabelecimento do diagnóstico (HEO *et al*, 2001). Além



disso, o diagnóstico precoce é essencial no sucesso do tratamento (ERICSON, KUROL, 1987; LEVANDER, MALMGREN, 1988; HINTZE *et al*, 1992; GOLDBERG, DE SILVIO, DREYER, 1998; NANCE *et al*, 2000).

Entretanto a comparação visual em pares de radiografias apresenta algumas limitações, como a variabilidade intra e interobservador (CHRISTGAU *et al*, 1998), a lenta progressão da RRE, a qual dificulta a avaliação quantitativa em radiografias seqüenciais, bem como a sobreposição de estruturas anatômicas, que limita a detecção de pequenas lesões (HEO *et al*, 2001).

Harris, Boggan, Wheeler (2001), avaliando radiograficamente 153 pacientes tratados ortodonticamente, não verificaram presença de RRAE nas fases iniciais do tratamento, enquanto que, ao final do tratamento, 80% dos pacientes apresentavam sinais radiográficos de reabsorção, as quais foram classificadas como pequenas a moderadas (1 a 2 mm).

Sameshima, Asgarifar (2001), comparando o diagnóstico de reabsorção radicular externa através das radiografias periapical e panorâmica, afirmam que esta última superestima a perda de tecido em 20% ou mais.

As radiografias periapicais convencionais mostram-se limitadas na detecção de pequenas cavidades simulando reabsorção em superfícies radiculares (ANDREASEN *et al*, 1987), sendo identificadas apenas em um estágio mais avançado (GOLDBERG, DE SILVIO, DREYER, 1998). Além disso, a destruição dos tecidos periodontais é normalmente subestimada nas radiografias convencionais (CHRISTGAU *et al*, 1998).

A radiografia é uma imagem bidimensional de estruturas tridimensionais, de modo que a detecção de pequenas alterações na densidade óssea é crítica. O

diagnóstico radiográfico é, normalmente, baseado na identificação de alterações morfológicas, como, por exemplo, alterações no trabeculado ósseo, formação de bordas escleróticas e mudanças na densidade radiográfica. Na radiografia convencional, é necessário que ocorra uma perda mineral na ordem de 30% a 60% para que a mesma possa ser visualmente detectada (CHRISTGAU *et al*, 1998).

Novos métodos de exames radiográficos, bem como a criação de uma metodologia acessível para o diagnóstico de lesões incipientes, têm sido objeto de estudo nos últimos anos (CRESTANI *et al*, 2001). Segundo Ericson, Kurol (2000a), a radiografia periapical é, usualmente, a primeira escolha na suspeita de RRE, entretanto é um método ineficaz. Laux *et al* (2000) compararam diagnósticos de RRE em cortes histológicos de 104 dentes extraídos (que apresentavam lesão apical) aos obtidos através de radiografias convencionais – periapicais e panorâmicas –, observando que 81% dos dentes revelaram quadro histológico de reabsorção, e 19% dos mesmos foram diagnosticados radiograficamente como apresentando RRE, sendo coincidentes apenas 7% dos diagnósticos.

Levander, Bajka, Malmgren (1998) afirmaram que a sensibilidade das radiografias digitais (sistema Sens-a-Ray®) para o diagnóstico da RRE através da obtenção de medidas do comprimento da imagem radiográfica da raiz dentária, durante o tratamento ortodôntico, é comparável ao método radiográfico convencional. Apesar de não se mostrar superior, esse método oferece os benefícios de manipulação da imagem, bem como uma redução de, aproximadamente, um terço da dose de radiação à qual o paciente é exposto (WELANDER *et al*, 1993).

A investigação através da tomografia computadorizada mostrou ser um método eficiente para a detecção de RRE nos incisivos centrais superiores, decorrente da irrupção ectópica de canino (ERICSON, KUROL, 2000a; ERICSON,

KUROL, 2000b). A perda de dentina foi bem demonstrada, inclusive nas superfícies vestibular ou lingual, as quais apresentam acentuada sobreposição de estruturas no exame convencional (ANDREASSEN *et al*, 1987; ERICSON, KUROL, 1987; GOLDBERG, DE SILVIO, DREYER, 1998). Entretanto seu alto custo e a quantidade de radiação a que o paciente se expõe ainda são limitadores de seu uso, estando, segundo Ericson, Kurol (2000b), indicadas apenas para casos selecionados.

A tomografia computadorizada por abertura controlada (*Tuned-Aperture Computed Tomography - TACT*), quando comparado com a radiografia convencional, mostrou uma melhora significativa na detecção de RRE (NANCE *et al*, 2000). Em dentes extraídos de mandíbulas de cadáveres, os autores criaram defeitos superficiais com brocas esféricas de tamanhos diversos. Os dentes foram reposicionados em seus respectivos alvéolos e radiografados pela técnica periapical do paralelismo, usando tanto filmes radiográficos de sensibilidade “D” como um sistema digital de receptor CCD (*Charged Coupled Device*) para a reconstrução TACT. As radiografias convencionais não permitiram o diagnóstico de reabsorção em 218 (52%) dos 420 sítios produzidos, contra 185 (44%) casos não diagnosticados através do TACT, diferença que foi estatisticamente significativa.

A subtração radiográfica é um recurso que melhora, sensivelmente, o processo de diagnóstico de alterações dos tecidos mineralizados (KRAVITZ *et al*, 1992; HINTZE *et al*, 1992; REUKERS *et al*, 1998; HOLMES, GULABIVALA, STELT, 2001). Essa técnica foi introduzida na Odontologia no início da década de 80 por Gröndahl, Gröndahl, Webber (1983). Sua utilização tem sido testada no diagnóstico de mudanças incipientes no conteúdo mineral do tecido dentário (EBERHARD *et al*, 2000; MALTZ *et al*, 2002) e ósseo (JEFFCOAT *et al*, 1996;

CHRISTGAU *et al*, 1998). Estudos clínicos têm demonstrado que a técnica permite a detecção de alterações no conteúdo mineral na ordem de 1 a 5%, apresenta alta sensibilidade e especificidade (HAUSMANN, ALLEN, PIEDMONTE, 1991; JEFFCOAT *et al*, 1996), permitindo ainda uma quantificação de reabsorções radiculares externas experimentais (KRAVITZ *et al*, 1992).

Nesse método, a sobreposição de estruturas anatômicas não interfere no diagnóstico, pois as características idênticas que aparecem em radiografias obtidas em série são eliminadas (KRAVITZ *et al*, 1992). Quando duas radiografias realizadas em tempos diferentes são digitalmente subtraídas, a imagem resultante não registra as estruturas presentes em ambas, evidenciando apenas as diferenças entre as mesmas (MOL, STELT, 1993).

Quando se utiliza em imagem digital o modo de 8 *bits*, trabalha-se com uma escala de 256 tons de cinza, os quais variam desde o branco ao preto absolutos. Em condições ideais de padronização, na imagem resultante da subtração digital, a ocorrência de estruturas idênticas determina uma tonalidade média de cinza (densidade óptica de 128); onde ocorreu ganho mineral, a imagem terá uma tonalidade mais clara, em direção ao branco, com densidade óptica entre 128 e 255; enquanto, onde houver perda mineral, aparecerá um tom de cinza mais escuro, em direção ao preto, com densidade óptica entre 128 e 0 (CRESTANI *et al*, 2001).

Entretanto o que se observa em cada subtração é uma variação na tonalidade de cinza na imagem resultante, conhecida como ruído estrutural, e que pode ser interpretado como uma mudança anatômica. Isso ocorre, principalmente, por discrepâncias geométricas na tomada radiográfica ou por diferenças de densidade decorrentes da exposição e/ou do processamento dos filmes (SAMARABANDU *et al*, 1994).

Pequenas alterações na densidade radiográfica podem ser corrigidas pelo computador, através do recurso de equalização de imagem (WENZEL 1989; REUKERS *et al*, 1998; CRESTANI *et al*, 2001), compensando variações de até 50% do tempo de exposição (HINTZE *et al*, 1992; CRESTANI *et al*, 2001).

Estudos têm sido realizados em busca de um rígido controle geométrico, considerado a maior limitação do método, através da utilização de dispositivos para contenção do filme radiográfico e para a orientação do raio central (LEVANDER, BAJKA, MALMGREN, 1998; HINTZE *et al*, 1992; HOLMES, GULABIVALA, STELT, 2001); entretanto observa-se que, ainda assim, as imagens resultantes variam (RUTTIMANN, 1998).

Em geral, as técnicas de padronização geométrica implicam uma série de procedimentos dificilmente adaptáveis à rotina clínica e a controles longitudinais por períodos mais longos. Ellwood, Davies, Worthington (1997) utilizaram um crânio seco posicionado em um cefalostato e um cilindro de 105 cm adaptado ao aparelho periapical, assegurando boa reprodutibilidade geométrica entre as imagens. Wenzel, Sewerin (1991) utilizaram moldagem das coroas dentárias, com silicona adaptada a um posicionador radiográfico, para controle geométrico durante a realização de exames radiográficos sequenciais por um período de aproximadamente três meses e afirmaram que o material mostrou-se adequado durante esse período. Maltz *et al* (2002), em estudo clínico, obtiveram reprodutibilidade geométrica entre radiografias obtidas com intervalo médio de 12 meses, através da adaptação de um registro oclusal em acrílico autopolimerizável.

Reukers *et al* (1998) afirmam que variações angulares na tomada radiográfica podem prejudicar a interpretação na região periapical, e que um dispositivo mecânico não pode ser usado para preservar a geometria da imagem

quando se deseja fazer um controle radiográfico durante a movimentação ortodôntica.

Estudando a influência da variação na projeção geométrica e o tamanho de lesões digitalmente simuladas em cristas ósseas alveolares, Hausmann, Allen, Piedmonte (1991) afirmam que um defeito ósseo realizado com uma broca tende a apresentar um aspecto regular, não representando uma lesão periodontal, a qual apresenta bordas irregulares e mal definidas. Concluíram que quanto maior a variação angular na projeção geométrica e menor a lesão, menor é a sensibilidade e especificidade do exame.

De acordo com Dunn *et al* (1993), a subtração radiográfica é a melhor ferramenta para o diagnóstico de pequenas alterações nos tecidos mineralizados. A maior dificuldade encontra-se na reprodutibilidade geométrica entre as imagens que serão subtraídas. Os autores demonstraram que um algoritmo pode ser aplicado às imagens radiográficas digitais para estabelecer uma correspondência entre pares de radiografias tomadas com diferentes projeções angulares, de maneira a minimizar a discrepância geométrica. Esse processo matemático consiste, basicamente, na utilização de pontos de referência correspondentes na imagem digital das duas radiografias.

Reukers *et al* (1998) realizaram a simulação de RRE e variações angulares na tomada radiográfica de 10 incisivos centrais superiores com o objetivo de simulação de tratamento ortodôntico. Utilizaram o programa de subtração radiográfica Emago® versão 2.10 (ACTA - Holanda) e as ferramentas de correções e padronizações das imagens, concluindo que a utilização da reconstrução digital de radiografias determina uma boa performance diagnóstica em RRE, salientando a necessidade de que outros estudos sejam realizados.

Heo *et al* (2001) observaram que uma reabsorção de 0,5 mm pode ser detectada através da subtração radiográfica e que os efeitos das variações nos ângulos horizontal e vertical na tomada radiográfica foram adequadamente corrigidos pelo programa utilizado (Emago® - ACTA - Holanda). Para isto, utilizando 10 incisivos centrais superiores montados em blocos de gesso, realizaram seis radiografias digitais (Digora®) e convencionais com o filme Kodak Ektaspeed número 2, com angulações verticais e horizontais diferentes (0°, 10° e 20°). Essas variações angulares foram realizadas com o objetivo de testar a correção geométrica das imagens pelo *software* utilizado. A seguir foi simulada uma reabsorção de 0,5 mm em cada um dos dentes, e nova tomada radiográfica foi realizada para posterior avaliação por quatro radiologistas, a respeito das condições do ápice radicular. Nesse estudo, através da análise da curva característica, concluíram que a reabsorção apical externa é muito difícil de ser diagnosticada pelo método convencional, enquanto que através da subtração radiográfica digital com correção geométrica todos os casos foram detectados.

Com o objetivo de determinar se as diferenças na densidade da radiografia convencional podem influenciar no diagnóstico e se a inversão de imagem na subtração radiográfica pode melhorá-lo, comparativamente ao modo de contraste convencional, Hintze *et al* (1992), utilizando três tamanhos de cavidades em 10 pré-molares nos terços cervical, médio e apical, concluíram que, para três dos quatro observadores do estudo, a inversão de imagem melhorou o diagnóstico comparado com o modo convencional e que a localização das cavidades não influenciou na acurácia da detecção da lesão. Além disso, a subtração radiográfica revelou mais detalhes quando comparada à radiografia convencional. Diferenças de até 50% na densidade das duas radiografias subtraídas não tiveram influência no diagnóstico.

Holmes, Gulabivala, Stelt (2001), comparando a acurácia de diagnóstico da radiografia convencional com a da subtração radiográfica na detecção de reabsorções internas simuladas, concluíram que esta pode oferecer melhores condições de diagnóstico de reabsorções internas pela eliminação do “ruído anatômico” e pelo uso de ferramentas de manipulação da imagem. Entretanto a capacidade de diagnóstico das imagens subtraídas foi superior à da radiografia convencional apenas em reabsorções localizadas no terço cervical.

Nos últimos anos, têm-se pesquisado os padrões para digitalização das imagens. Imagens com alta resolução exigem um tamanho de armazenamento em disco, portanto, enquanto ganhamos em resolução espacial, perdemos em espaço de armazenamento. De acordo com Attaelmanan, Borg, Gröndhal (2000), quando se utiliza um sistema digital direto esses padrões são predeterminados; entretanto para radiografias digitalizadas, podemos escolher a resolução, o tamanho da imagem, o formato e a escala de tons de cinza para serem utilizados. Os autores sugerem a utilização de uma máscara para digitalizar os filmes, bem como uma resolução entre 200 - 400 dpi e 256 tons de cinza.

Outro aspecto a ser considerado na digitalização de radiografias diz respeito ao formato do arquivo e a seu grau de compressão. Na literatura, quando se fala em subtração radiográfica digital alguns formatos são utilizados, sendo mais comuns: TIFF (*Tagged Image File Format*), BMP (*Bitmap*) e, mais recentemente, JPEG (*Joint Photographic Experts Group*). Em estudo realizado para testar os formatos e tamanhos de arquivo, verificou-se que o TIFF e o BMP necessitam de, aproximadamente, o mesmo espaço em disco para armazenamento, enquanto o JPEG é cerca de 35% menor que os anteriores, sem prejuízo algum para a realização da subtração radiográfica digital quantitativa (FONTANELLA *et al*, 2003).



---

Também foram testados os efeitos de diferentes graus de compressão JPEG na subtração radiográfica digital quantitativa. Verificou-se que no programa Adobe Photoshop versão 6.0 o nível de compressão 10, além de diminuir em aproximadamente 50% o tamanho do arquivo em relação ao original, não afeta os resultados da subtração (MAHL, GEGLER, FONTANELLA, 2003).

Outro aspecto a ser considerado em estudos radiológicos *in vitro* diz respeito à simulação dos tecidos moles. Diferentes materiais têm sido utilizados, tais como parafina, cera utilidade, água, acrílico e músculo bovino. Braga *et al* (2002), comparando a densidade óptica de materiais simuladores através da subtração radiográfica digital, concluíram que o material que melhor simulou a densidade óptica dos tecidos foi a resina acrílica, com uma espessura de 20 mm.

A obtenção de medidas lineares através de ferramentas digitais sobre imagens digitalizadas de radiografias e tomografias tem sido bastante utilizada em estudos recentes, pois permite a obtenção reprodutível de dimensões na ordem de décimos de milímetro (CRESTANI, 2001; SANTOS, 2001).

*PROPOSIÇÃO*

---

---

## **2 PROPOSIÇÃO**

Avaliar, *in vitro*, em casos de reabsorções radiculares externas apicais, com amplitude média de 0,5 mm e 1 mm, produzidas por desgaste em incisivos centrais superiores – submetidos à movimentação ortodôntica simulada e radiografados com posicionadores individuais, pela técnica periapical da bisettriz – o desempenho diagnóstico de recursos digitais aplicáveis a radiografias convencionais digitalizadas,

- quantitativamente, através da obtenção de medidas do comprimento dos dentes,
- qualitativamente, comparando pares de imagens exibidas lado a lado em monitor, e
- qualitativamente, através da subtração radiográfica digital.

## *MATERIAIS E MÉTODOS*

---

---

### **3 MATERIAIS E MÉTODOS**

#### **3.1 TIPO DE PESQUISA**

O presente estudo caracterizou-se por ser experimental, *in vitro*, por ter grupos controle e experimentais e ser cego, visto que os examinadores não tiveram acesso à informação quanto à ausência ou à presença de reabsorção nas imagens avaliadas e medidas. Um examinador realizou a avaliação quantitativa, e outro, as avaliações qualitativas, sem prévio conhecimento dos respectivos resultados.

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (Anexo 1).

#### **3.2 DESCRIÇÃO DA AMOSTRA**

Para o presente estudo, a amostra foi composta de 28 dentes do grupo dos incisivos centrais superiores, provenientes da disciplina de Endodontia da Universidade Federal de Santa Maria. Como critérios de inclusão, foi observado que cada dente deveria apresentar seu terço radicular apical macroscopicamente intacto

e sua coroa suficientemente preservada, de maneira a possibilitar a colagem de acessórios ortodônticos (*brackets*), não apresentando anomalia de tamanho ou forma.

Na face vestibular de cada dente foi colado, com a utilização de ionômero de vidro (GC Fuji Ortho LC® - GC Corporation - Toquio - Japão), um *bracket* ortodôntico (Morelli® - Sorocaba - SP), com o centro do *slot* horizontal distante 4 mm da borda incisal e centralizado no sentido méso-distal. Esse acessório foi utilizado com a intenção de simular a situação clínica de tratamento ortodôntico para a adaptação do posicionador individual, bem como servir como referencial para a subtração e medição das imagens.

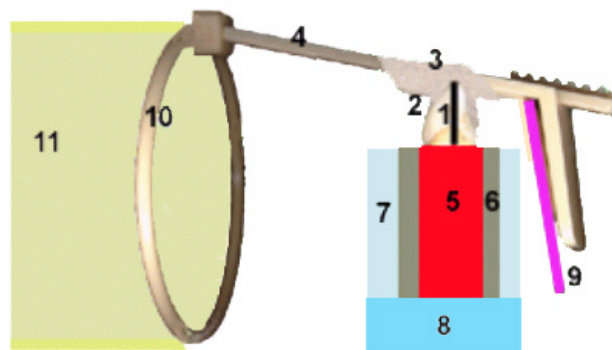
### 3.3 PREPARO DO SIMULADOR DE TECIDOS PARA AS TOMADAS RADIOGRÁFICAS

De um crânio seco pertencente ao Departamento de Morfologia da Universidade Federal de Pelotas, foi separada a região anterior da maxila, através de osteotomia horizontal na altura do assoalho das fossas nasais e de duas osteotomias verticais na altura do pilar canino, bilateral, com um disco diamantado dupla face (KG Sorensen - Barueri - SP) montado em peça reta (Kavo - Joinville - SC).

Esse segmento foi dividido, através de uma osteotomia sagital, em metades vestibular e palatina, que foram, então, reposicionadas (Figura 1) em uma base de acrílico autopolimerizável (Artigos Odontológicos Clássico - São Paulo - SP). O

espaço criado entre as tábuas ósseas foi preenchido com cera utilidade (Artigos Odontológicos Clássico - São Paulo - SP), de maneira a permitir a inserção de cada uma das 28 raízes dentárias, até que a junção amelo-cementária coincidissem com a altura da crista alveolar, bem como a posterior simulação de movimentação ortodôntica.

Os tecidos moles foram simulados através da adição de uma camada de acrílico autopolimerizável (Artigos Odontológicos Clássico - São Paulo - SP) com espessura de 1 cm por vestibular e 1 cm por palatino, externamente à superfície óssea (Figura 1), de acordo com o sugerido por Braga *et al* (2002).



**Figura 1** Desenho esquemático da padronização para as tomadas radiográficas dos dentes da amostra, montados no simulador. 1: coroa do incisivo; 2: *bracket*; 3: registro coronário em acrílico; 4: haste do posicionador; 5: cera utilidade; 6: tábua óssea; 7: simulador de tecidos moles em acrílico autopolimerizável; 8: base de acrílico autopolimerizável; 9: filme radiográfico inserido no posicionador; 10: anel do posicionador; e 11: cilindro localizador do aparelho de raios X.

### 3.4 INDIVIDUALIZAÇÃO DOS POSICIONADORES RADIOGRÁFICOS

Para que se reproduzisse a relação foco-objeto-filme em todas as tomadas radiográficas periapicais do mesmo dente, foi confeccionado, em acrílico autopolimerizável (Artigos Odontológicos Clássico - São Paulo - SP), um registro coronário individualizado para cada dente, o qual encobriu a face palatina até a sua porção mais proeminente e a face vestibular até a borda incisal do *bracket* (Figura 1). Cada registro coronário foi fixado, também através de acrílico autopolimerizável (Artigos Odontológicos Clássico - São Paulo - SP), à superfície de mordida de um posicionador para a técnica periapical da bisettriz de dentes anteriores (Indusbello - Londrina - Paraná).

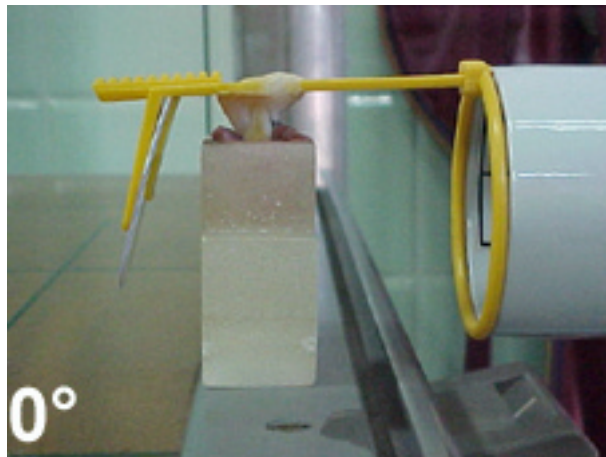
### 3.5 REALIZAÇÃO DAS RADIOGRAFIAS INICIAIS

Foi realizada uma radiografia periapical inicial (Figura 2) de cada um dos dentes, de acordo com os parâmetros a seguir descritos:

- dente inserido na cera do simulador, de maneira que seu longo eixo ficasse perpendicular ao plano horizontal, ou seja, o longo eixo do anel localizador do posicionador radiográfico coincidindo com a marca 0° do goniômetro do aparelho de raios X periapical;
- anel localizador do posicionador ajustado ao cilindro do aparelho e registro oclusal ajustado à coroa do dente inserido no simulador;



- aparelho de raios X odontológico Pró 70 (Prodental - Ribeirão Preto - SP), com 70 kVp, 8 mA e 0,5 s de exposição;
- filmes radiográficos Kodak Insight® número 2 (Kodak - São Paulo - SP) de um mesmo lote;
- processamento automático em máquina modelo 9000® (DENT-X – Elmsford - Nova Iorque - EUA), provida de soluções novas (Kodak - São Paulo - SP), em ciclo de 4,5 min.



**Figura 2** Tomada radiográfica inicial.

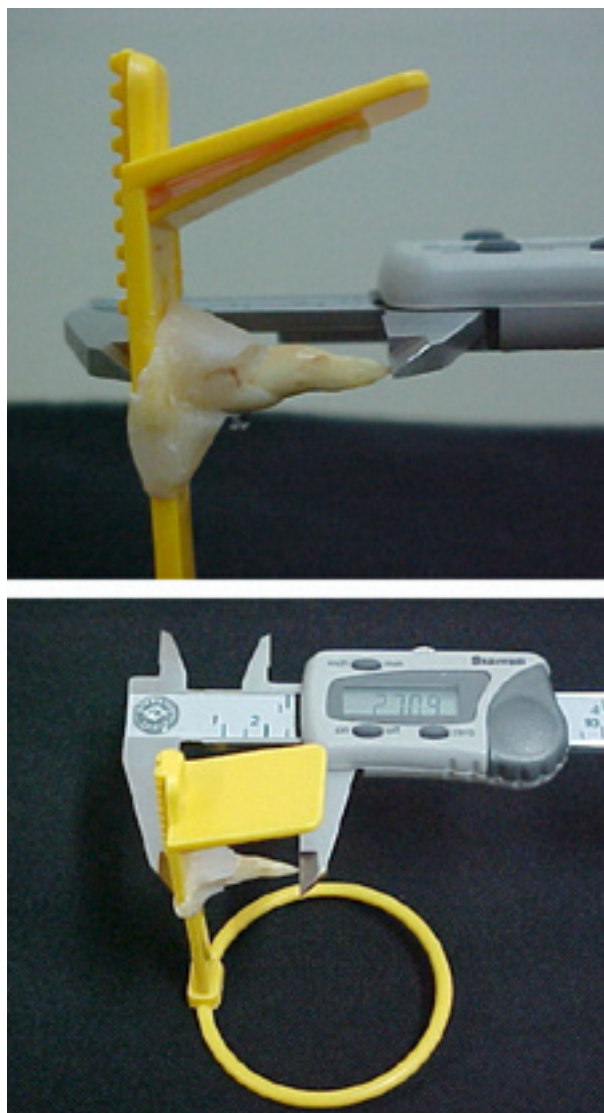
### 3.6 SIMULAÇÃO DA REABSORÇÃO RADICULAR EXTERNA

A medida inicial do comprimento total de cada dente foi realizada com o auxílio de um paquímetro digital modelo 727 (Starrett® - Athol - Massachusetts - EUA) em milímetros, de maneira a registrar a maior distância entre o ápice

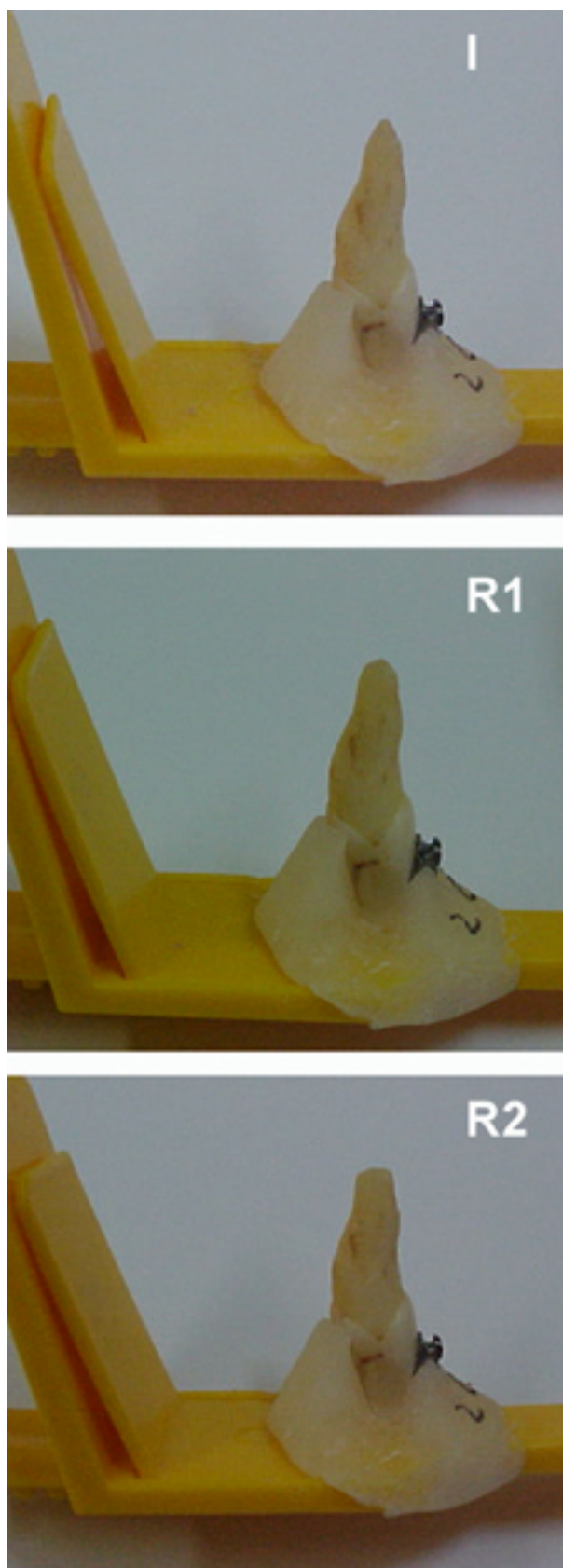
radicular e a face externa da haste do posicionador. Esse paquímetro foi fixado em uma estativa fotográfica com o intuito de evitar inclinações do mesmo no momento da medida (Figura 3). Em seguida, através da utilização de um disco diamantado (KG Sorensen - Barueri - SP) montado em baixa rotação (Kavo - Joinville - SC), foram realizados desgastes apicais seqüenciais, removendo cerca de 0,5 mm de tecido em cada uma de duas etapas (Figura 4). O controle da extensão de desgaste foi realizado através de sucessivas medições com o mesmo paquímetro. Esse procedimento foi previamente realizado em dentes não incluídos no estudo, de maneira a calibrar o operador, evitando, dessa forma, perda da amostra.

### 3.7 REALIZAÇÃO DAS RADIOGRAFIAS APÓS A SIMULAÇÃO DA RREA

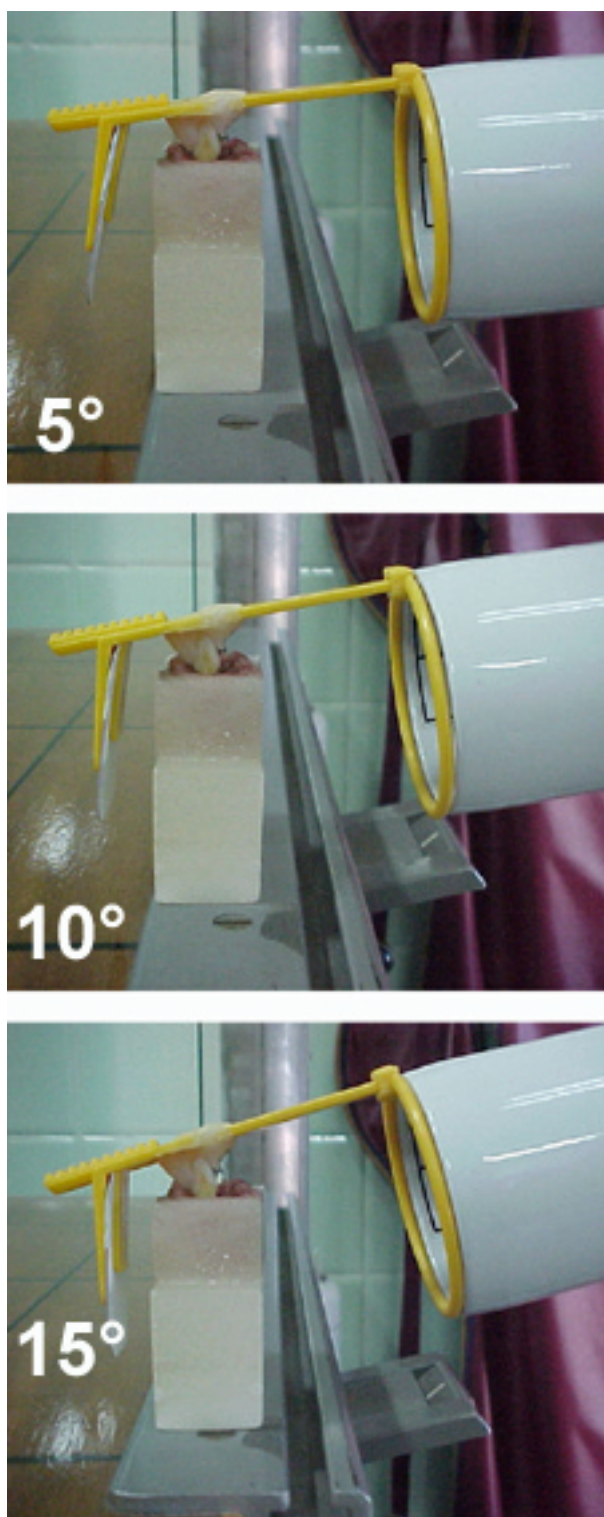
Posteriormente a cada simulação de RREA, novas tomadas radiográficas (Figura 5) foram realizadas, seguindo os procedimentos descritos para as radiografias iniciais. Uma radiografia foi realizada com o dente reposicionado no simulador com seu longo eixo perpendicular ao plano horizontal e três outras após a simulação da movimentação ortodôntica. Esta foi realizada através da inclinação do longo eixo do dente em relação ao plano horizontal, em 5°, 10° e 15°, predeterminando-se esses ângulos através do goniômetro do aparelho de raios X.



**Figura 3** Obtenção da medida de comprimento dentário com o dente inserido no registro oclusal do dispositivo posicionador, através de paquímetro digital acoplado à estativa.



**Figura 4** Estágios nos quais os dentes foram radiografados: I – inicial, sem reabsorção; R1 – após a primeira etapa de desgaste; e R2 – após a segunda etapa de desgaste.



**Figura 5** Tomadas radiográficas simulando a movimentação ortodôntica, através da inclinação do dente no sentido palatino em 5°, 10° e 15°, contudo mantendo a relação foco-objeto-filme, após cada uma das etapas de desgaste.

Ao final do experimento, foram obtidas nove radiografias de cada dente, totalizando 252 imagens, distribuídas conforme a Tabela 1.

**Tabela 1** Distribuição das radiografias obtidas da amostra (Porto Alegre - RS - 2003).

Dente	Inicial	Após simulação de reabsorção								Total
		0,5 mm				1 mm				
		0°	5°	10°	15°	0°	5°	10°	15°	
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	9
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
28	1	1	1	1	1	1	1	1	1	9
<b>Total</b>	<b>28</b>	<b>28</b>	<b>28</b>	<b>28</b>	<b>28</b>	<b>28</b>	<b>28</b>	<b>28</b>	<b>28</b>	<b>252</b>

### 3.8 DIGITALIZAÇÃO DAS RADIOGRAFIAS

Todas as imagens do mesmo dente foram digitalizadas simultaneamente através de um *scanner* de mesa com leitor de transparência Perfection 2450 (Epson - Long Beach - Califórnia - EUA), com o auxílio de uma máscara em acrílico preto, contendo aberturas com as mesmas dimensões dos filmes utilizados, de forma a posicionar as radiografias na mesa do *scanner* e impedir a incidência de luz fora dos limites das mesmas. Os parâmetros de digitalização foram ajuste automático de brilho e contraste, tamanho original, resolução de 300 *dpi* e 8 *bits* (256 tons de cinza). As imagens resultantes foram codificadas e armazenadas em CD-ROM no formato JPEG.

### 3.9 SUBTRAÇÃO RADIOGRÁFICA

Foi utilizado o programa de subtração radiográfica digital Imagelab® (versão 2.3, Softium - Sistemas de Informática - São Paulo - SP), tendo sido subtraídos, para cada dente da amostra, os seguintes pares de radiografias, a cada etapa de desgaste:

- inicial sem RREA x 0° após R1 (RREA 0,5 mm);
- inicial sem RREA x 5° após R1;
- inicial sem RREA x 10° após R1;
- inicial sem RREA x 15° após R1;
- inicial sem RREA x 0° após R2 (RREA 1 mm);
- inicial sem RREA x 5° após R2;
- inicial sem RREA x 10° após R2; e
- inicial sem RREA x 15° após R2.

Assim, de cada dente da amostra foi obtido um total de oito subtrações, quatro para cada uma das duas etapas de desgaste radicular, totalizando 224 imagens.

Todas as imagens resultantes das subtrações foram codificadas e armazenadas em CD-ROM.

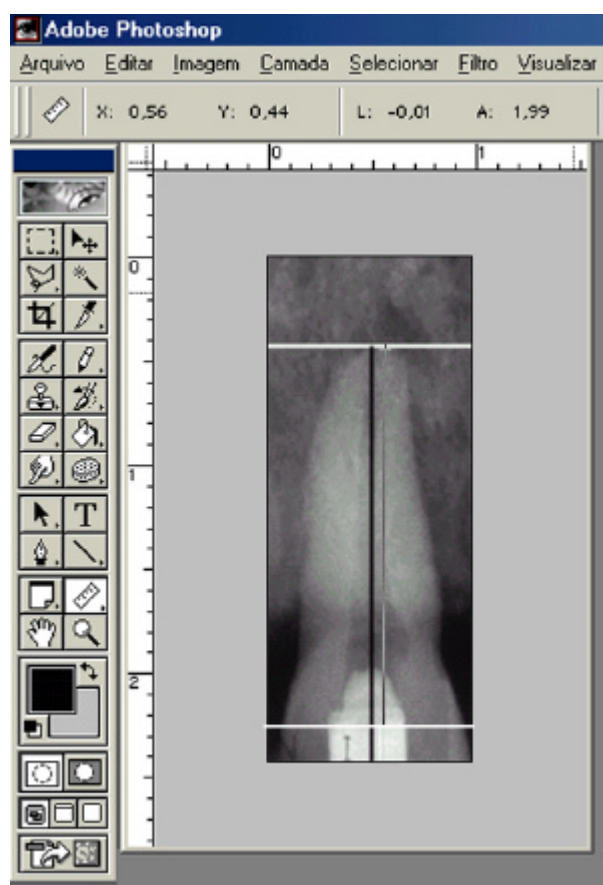
### 3.10 CARACTERÍSTICAS DOS OBSERVADORES

As avaliações qualitativas e quantitativa do presente estudo foram realizadas por dois observadores, previamente calibrados e habituados a emitir diagnóstico sobre imagens de subtração radiográfica digital, bem como a utilizar ferramentas digitais.

### 3.11 AVALIAÇÃO QUANTITATIVA

O primeiro examinador realizou medições das imagens digitalizadas, através da ferramenta régua eletrônica do programa Photoshop® (versão 6.0, Adobe Incorporation - San Jose - EUA), em milímetros, medindo a distância entre o ápice radicular e a borda cervical do *bracket* (Figura 6). As imagens codificadas foram medidas individualmente, em ordem aleatória. Após transcorrida uma semana, a avaliação foi repetida em 20% das imagens da amostra, escolhidas aleatoriamente, de forma a verificar a variabilidade ou concordância do observador.





**Figura 6** Medida do comprimento dentário, obtida através da ferramenta régua eletrônica do Photoshop®.

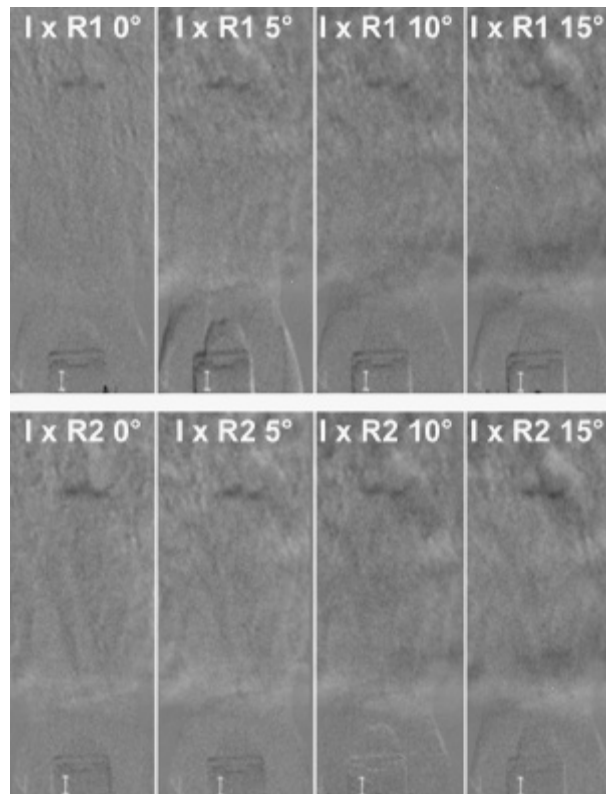
### 3.12 AVALIAÇÃO QUALITATIVA DAS IMAGENS DA SUBTRAÇÃO

As imagens de subtração foram aleatoriamente alternadas com 174 imagens dos mesmos dentes, também resultantes de subtração e obtidas com variação na posição dos dentes, provenientes de outro trabalho, da mesma linha de pesquisa, a fim de se evitar viés de seleção, devido ao fato de a comparação ser realizada em grupos que apresentariam as mesmas características.

Após transcorrida uma semana, a avaliação foi repetida em 20% das imagens da amostra, escolhidas aleatoriamente, de forma a verificar a variabilidade ou concordância do observador.

O segundo observador, em uma sala completamente escurecida, avaliou, em um monitor de microcomputador com 15 polegadas e resolução de 1024 x 768 *pixels*, em seqüência também aleatória, as imagens subtraídas (número máximo de 50 imagens por sessão, de maneira a evitar a fadiga visual), considerando que houve RREA quando era possível identificar a presença de uma área escura na localização correspondente ao ápice dentário (Figura 7), atribuindo os seguintes escores quanto à presença ou ausência de RREA:

- 1 - certeza da ausência de RREA;
- 2 - provável ausência de RREA;
- 3 - incerteza quanto à ausência ou presença de RREA;
- 4 - provável presença de RREA; e
- 5 - certeza da presença de RREA.



**Figura 7** Imagens resultantes da subtração dos pares de radiografias I (inicial) e anguladas (0°, 5°, 10° e 15°) nas duas etapas de reabsorção (R1 e R2).

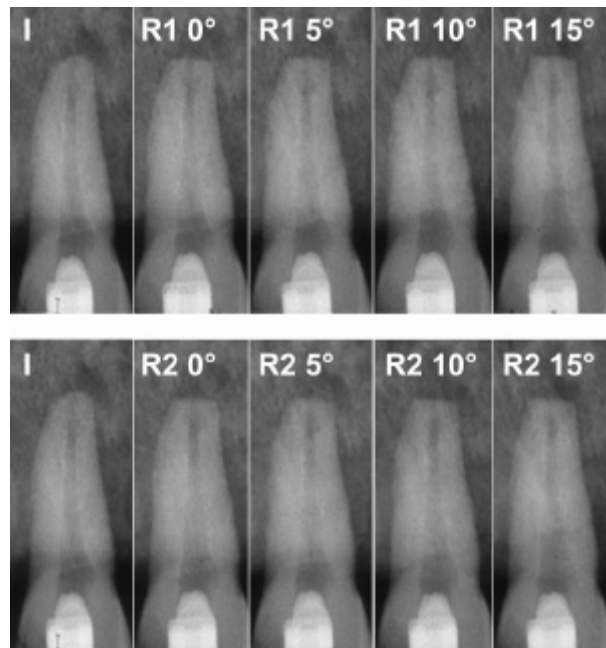
### 3.13 AVALIAÇÃO QUALITATIVA DE PARES DE RADIOGRAFIAS DIGITALIZADAS

As avaliações qualitativas com pares de imagens radiográficas digitalizadas (Figura 8) foram realizadas pelo mesmo observador e sob as mesmas condições do item 3.12.

A montagem das imagens foi realizada no *software* PowerPoint® (Microsoft - Redmond - Washington - EUA), inserindo duas imagens em um fundo preto. A imagem da esquerda foi sempre a inicial e sem variação na inclinação do dente. No

lado direito de cada *slide* foram colocadas as imagens com reabsorções e inclinações simuladas. Foram também acrescentados pares de imagens de casos sem reabsorção, mas que possuíam variações angulares, ou seja, simulação da movimentação ortodôntica. Esse cuidado permitiu simular uma condição clínica de que nem sempre existe a reabsorção, além de testar de forma adequada o método utilizado.

O observador avaliou cada par de imagens considerando como reabsorção as alterações apicais entre as duas imagens, atribuindo a cada um dos casos um dos escores utilizados no item 3.11.



**Figura 8** Imagens obtidas de um dos dentes da amostra: I, inicial; R1, após a primeira etapa de reabsorção; R2, após a primeira etapa de reabsorção nas angulações de 0°, 5°, 10° e 15°.

*RESULTADOS*

---

## 4 RESULTADOS

Foram calculadas as diferenças entre as medidas obtidas antes e após cada etapa de desgaste, diretamente dos dentes – realizadas com paquímetro digital, e sobre as imagens radiográficas digitalizadas – através de régua eletrônica.

Para verificar a reprodutibilidade das medidas dos dentes obtidas nas imagens radiográficas digitalizadas, repetidas em 20% da amostra, escolhidas aleatoriamente, foi calculado o Coeficiente de Correlação de Pearson, que indicou excelente correlação entre as medidas iniciais e suas repetições ( $r = 0,927$ ) e aplicado o Teste **t** para as amostras pareadas, que não evidenciou diferenças estatísticas entre elas no nível de significância de 5% (tabela 2).

**Tabela 2** Teste **t** para as amostras pareadas das medidas repetidas em 20% das radiografias digitalizadas da amostra (Porto Alegre - RS - 2003).

	n	Diferença		p
		Média	Desvio padrão	
1ª medida	45	0,88	0,37	0,298
2ª medida		0,90	0,44	

p = nível mínimo de significância do Teste **t** para amostra pareada

Com o objetivo de determinar se as médias das diferenças entre medidas iniciais e após as duas etapas de reabsorção obtidas sobre as imagens digitalizadas diferem daquelas obtidas diretamente dos dentes, foi realizada a Análise de Variância Múltipla no nível de significância de 5%, utilizando o delineamento em blocos casualizados (Tabela 3). Verificou-se não haver interação significativa entre grau de reabsorção e origem das medidas. Quanto aos efeitos principais, tanto o grau de reabsorção como a origem das medidas foram significativos, ou seja, o grau de reabsorção 1 (R1 -  $0,52 \pm 0,10$  mm) apresentou uma diferença média significativamente menor do que o grau 2 (R2 -  $0,98 \pm 0,12$  mm), e a diferença média entre as medidas obtidas sobre as radiografias digitalizadas ( $0,86 \pm 0,41$ ) foi significativamente maior do que a diferença média das medidas obtidas diretamente dos dentes ( $0,75 \pm 0,26$ ), indicando uma ampliação radiográfica da imagem em cerca de 15%.

**Tabela 3** Diferenças entre as medidas iniciais e após as duas etapas de reabsorção obtidas sobre as imagens digitalizadas e diretamente dos dentes (Porto Alegre – RS - 2003).

Origem das Medidas	Grau de reabsorção				Total	
	R1		R2		Média	Desvio padrão
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão		
Radiografias	0,58	0,19	1,14	0,38	0,86 <sup>B</sup>	0,41
Dentes	0,52	0,10	0,98	0,12	0,75 <sup>A</sup>	0,26
Total	0,55 <sup>a</sup>	0,15	1,06 <sup>b</sup>	0,29	0,80	0,35

Médias seguidas de letras distintas diferem significativamente através da Análise de Variância Múltipla, utilizando o delineamento de blocos casualizados, no nível de significância de 5%.

Os valores médios das medidas para cada nível de reabsorção (R1 e R2) em cada uma das inclinações ou simulações de torque estão apresentados na Tabela 4. Através da Análise de Variância, no nível de significância de 5% e utilizando o

delineamento em blocos casualizados, verificou-se não haver interação significativa entre grau de reabsorção e torque simulado, ou seja, as medidas não variam com a inclinação do dente. Quanto aos efeitos principais, somente o grau de reabsorção foi significativo, ou seja, R1 apresentou uma diferença média significativamente menor do que R2.

**Tabela 4** Média e desvio padrão das medidas obtidas das imagens digitalizadas por grau de reabsorção nos diferentes graus de torque simulado (Porto Alegre - RS - 2003).

Torques	Grau de reabsorção				Total	
	R1		R2			
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
0	0,58	0,19	1,14	0,38	0,86	0,41
5	0,59	0,18	1,12	0,38	0,86	0,40
10	0,61	0,22	1,14	0,35	0,88	0,39
15	0,57	0,19	1,15	0,37	0,86	0,41
Total	0,59 <sup>a</sup>	0,19	1,14 <sup>b</sup>	0,37	0,86	0,40

Médias seguidas de letras distintas diferem significativamente através da Análise de Variância Múltipla, utilizando o delineamento de blocos casualizados, no nível de significância de 5%.

As análises qualitativas através da comparação de pares de radiografias digitalizadas e da avaliação da imagem resultante da subtração também foram repetidas em 20% das imagens da amostra. Por se tratarem de dados qualitativos ordinais (escores de 1 a 5), foi calculado o Coeficiente de Correlação de Spearman. Os valores de correlação indicam uma reprodutibilidade média de ambos os métodos ( $r = 0,461$  e  $r = 0,485$ , respectivamente).

Contudo, o teste não paramétrico de Wilcoxon, no nível de significância de 5% mostra não haver diferença significativa entre os diagnósticos (escores) obtidos na primeira análise e na repetição de 20% dos casos da amostra para ambos os métodos de avaliação (Tabela 5).



**Tabela 5** Diagnósticos (escores) obtidos na avaliação das imagens resultantes da subtração radiográfica digital e das imagens digitalizadas observadas lado a lado (Porto Alegre - RS - 2003).

Escores	Subtração		Radiografias lado a lado	
	1ª medida	2ª medida	1ª medida	2ª medida
1	10	3	13	13
2	0	2	1	3
3	0	0	2	0
4	3	5	8	5
5	31	34	20	23
Total	44	44	44	44
P	0,071		0,888	

p = nível mínimo de significância do Teste não paramétrico de Wilcoxon

Nas Tabelas 6 e 7 observam-se os escores atribuídos às imagens resultantes da subtração por inclinação do dente (torque) nos graus de reabsorção 1 e 2 respectivamente. Através do Teste não-paramétrico de Friedman, complementado pelo seu Teste de Comparações Múltiplas, no nível de significância de 5%, verificamos que os escores dos torques “15” e “10” foram significativamente diferentes dos “0” nos graus de reabsorção 1 e 2 respectivamente.

**Tabela 6** Escores médios atribuídos às imagens resultantes da subtração por inclinação (torque), no grau de reabsorção 1 (Porto Alegre - RS - 2003).

Escores	Torques			
	0	5	10	15
1	5	10	6	8
2	0	1	1	1
3	0	0	0	0
4	0	1	6	6
5	23	16	15	13
Total	28	28	28	28
Rank médio	2,89 <sup>a</sup>	2,38 <sup>ab</sup>	2,43 <sup>ab</sup>	2,30 <sup>b</sup>

Teste não paramétrico de Friedman: p = 0,036

Ranks médios seguidos de letras distintas diferem significativamente através do Teste não paramétrico de Friedman complementado pelo seu teste de comparações múltiplas, no nível de significância de 5%.

**Tabela 7** Escores médios atribuídos às imagens resultantes da subtração por inclinação (torque), no grau de reabsorção 2 (Porto Alegre - RS - 2003).

Escore	Torques			
	0	5	10	15
1	0	4	3	2
2	0	1	0	2
3	0	0	1	0
4	1	1	5	0
5	27	22	19	24
Total	28	28	28	28
Rank médio	2,80 <sup>a</sup>	2,39 <sup>ab</sup>	2,27 <sup>b</sup>	2,54 <sup>ab</sup>

Teste não paramétrico de Friedman:  $p = 0,039$

Ranks médios seguidos de letras distintas diferem significativamente através do Teste não paramétrico de Friedman complementado pelo seu teste de comparações múltiplas, no nível de significância de 5%.

Na comparação entre os escores atribuídos por grau de reabsorção e torques observa-se, através do Teste não paramétrico de Wilcoxon, no nível de significância de 5%, diferenças significativas entre R1 e R2 nos torques “0” e “15” para as imagens resultantes de subtração digital (Tabela 8).

**Tabela 8** Comparação entre os escores atribuídos por grau de reabsorção e torques às imagens resultantes de subtração radiográfica digital (Porto Alegre - RS - 2003).

Escore	Torques / Graus de Reabsorção							
	0		5		10		15	
	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2
1	5	0	10	4	6	3	8	2
2	0	0	1	1	1	0	1	2
3	0	0	0	0	0	1	0	0
4	0	1	1	1	6	5	6	0
5	23	27	16	22	15	19	13	24
Total	28	28	28	28	28	28	28	28
P	0,035		0,074		0,088		0,018	

$p$  = nível mínimo de significância do Teste não paramétrico de Wilcoxon

Nas Tabelas 9 e 10, observam-se os escores atribuídos às imagens resultantes da avaliação de pares de imagens digitalizadas lado a lado, por inclinação (torque), nos graus de reabsorção 1 e 2 respectivamente. Através do Teste não paramétrico de

Friedman, no nível de significância de 5%, verificamos que os escores não variam significativamente para as diferentes inclinações.

**Tabela 9** Escores médios atribuídos aos pares de imagens digitalizadas avaliadas lado a lado por inclinação (torque), no grau de reabsorção 1 (Porto Alegre - RS - 2003).

Escores	Torques			
	0	5	10	15
1	10	11	12	13
2	1	4	0	0
3	0	0	0	1
4	6	3	3	6
5	11	10	13	8
Total	28	28	28	28
<i>Rank</i> médio	2,54	2,50	2,64	2,32

Teste não paramétrico de Friedman:  $p = 0,704$

**Tabela 10** Escores médios atribuídos aos pares de imagens digitalizadas avaliadas lado a lado por inclinação (torque), no grau de reabsorção 2 (Porto Alegre - RS - 2003).

Escores	Torques			
	0	5	10	15
1	4	4	7	5
2	0	0	0	0
3	1	0	0	0
4	5	5	4	5
5	18	19	17	18
Total	28	28	28	28
<i>Rank</i> médio	2,48	2,66	2,32	2,54

Teste não paramétrico de Friedman:  $p = 0,508$

*DISCUSSÃO*

---

## 5 DISCUSSÃO

Observa-se na literatura uma série de estudos em relação à RREA, os quais englobam desde a etiologia até o seu diagnóstico. De acordo com os resultados de Lee, Straja, Tuncay (2003), pode-se dizer que, acerca da RREA, existem ainda uma série de mitos, bem como de opiniões não embasadas cientificamente a respeito de causas, diagnóstico precoce e condutas frente a essa patologia.

Os resultados controversos encontrados na literatura a respeito da RREA induzem a pensar que é necessário um maior controle das inúmeras variáveis envolvidas nesse problema, as quais podem ser desde uma predisposição genética (AL-QAWASMI *et al*, 2003) até o tipo de movimento que está sendo realizado nos dentes, visto que diferentes quantidades de reabsorção ocorrem tanto em dentes que foram submetidos ao mesmo tipo de movimentação (BRIN *et al*, 2003) ou mesmo quanto à intensidade da força provocada sobre os dentes (WEILAND *et al*, 2003). Como os fatores predisponentes da RREA ainda não estão suficientemente elucidados, justifica-se o controle radiográfico da situação radicular dos dentes movimentados, de forma a possibilitar o diagnóstico de lesões iniciais.

De acordo com o estudo realizado por Casa *et al* (2001), quando se aplica torque em um dente ocorre reabsorção nas superfícies lingual e vestibular dos terços apical e cervical do elemento dentário. A movimentação ortodôntica que provoca a RREA é a intrusão, pois as áreas de tensão no movimento dentário estão localizadas no ápice radicular. Entretanto a intrusão pura, ao contrário do movimento de torque, não implica discrepâncias geométricas entre duas radiografias tomadas em diferentes momentos de um tratamento.

Estudos clínicos têm demonstrado que radiografias convencionais apenas diagnosticam RREA moderadas ou severas, na ordem de aproximadamente 2 mm (BRIN *et al*, 2003), muitas vezes apenas ao final do tratamento (HARRIS, BOGGAN, WHEELER, 2001). Contudo evidências microscópicas de reabsorção estão presentes já nas primeiras semanas de tratamento (CASA *et al*, 2001; WEILAND, 2003).

Optou-se por realizar um estudo *in vitro*, pois *in vivo* não seria possível quantificar o quanto o comprimento radiográfico radicular estaria sendo influenciado por reabsorção ou pela variação na inclinação do dente. De outra forma, não seria possível verificar se o dispositivo posicionador é capaz de manter a relação foco-objeto-filme e evidenciar apenas os efeitos da reabsorção nos métodos de diagnóstico propostos.

Foram utilizados incisivos centrais superiores, dentes referidos não somente como sendo os mais freqüentemente acometidos por RREA durante o tratamento ortodôntico (DERMAUT, DE MUNCK, 1986; JANSON *et al*, 2000), mas, também,

como os que geralmente apresentam RREA mais severa (SAMESHIMA, SINCLAIR, 2001a).

A técnica periapical do paralelismo é, sem dúvida, a que melhor reproduz as dimensões do objeto radiografado (LEACH, IRELAND, WHAITES, 2001). Apesar de facilmente obtida em condições *in vitro*, não é amplamente difundida no uso clínico. Dessa forma, no presente estudo foi utilizada a técnica da bisettriz com posicionador, por se acreditar que a mesma possa ter maior aplicabilidade em situações clínicas.

A esse dispositivo posicionador foi adaptado um registro oclusal em acrílico autopolimerizável, já utilizado em estudo clínico longitudinal (MALTZ *et al*, 2002), capaz de assegurar a reprodutibilidade geométrica de radiografias obtidas *in vitro* (CRESTANI *et al*, 2001).

Um simulador de tecido ósseo da maxila foi utilizado, devido ao fato de que peças ósseas dentadas de cadáveres, utilizadas por Holmes, Gulabivala, Stelt (2001), ou mesmo peças ósseas secas (HINTZE *et al*, 1992; LEVANDER, BAJKA, MALMGREN, 1998; NANCE *et al*, 2000), são de difícil obtenção, limitando o tamanho da amostra. Foi descartada a possibilidade de se usarem dentes montados em blocos de gesso, como no estudo de Heo *et al* (2001), por se considerar que a ausência do trabeculado ósseo afastaria o experimento de uma situação clínica de diagnóstico de RREA.

Ainda no sentido de reproduzir o mais fielmente possível uma situação clínica, de acordo com o preconizado por Braga *et al* (2002), os efeitos dos tecidos moles sobre a imagem radiográfica foram simulados através de acrílico autopolimerizável na espessura de 2 cm, ao contrário dos trabalhos de Hintze *et al* (1992) e Goldberg, De Silvio, Dreyer (1998), que não utilizaram nenhum material simulador de tecidos moles associado à peça óssea.

No presente estudo optou-se por fazer um desgaste apical para que se pudesse mensurar, diretamente no dente, sem influência das variáveis geométricas da tomada radiográfica, a extensão da perda de estrutura dental, relacionando-a à imagem resultante. Conforme os critérios de Harris, Boggan, Wheeler (2001), foram realizados desgastes para simular reabsorções pequenas, ou seja, de aproximadamente 1 mm. Uma etapa anterior, com menor desgaste (0,5 mm) foi também avaliada, no sentido de verificar a possibilidade de um diagnóstico mais precoce de RREA.

Foram realizadas apenas variações na posição do dente, a qual pode interferir no diagnóstico radiográfico de RREA (LEACH, IRELAND, WHAITES, 2001). Variações na posição horizontal do dente não foram objeto de estudo, visto que não interferem no comprimento da imagem e que o alinhamento do anel do dispositivo posicionador ao cilindro do aparelho de raios X também a manteve constante nas tomadas radiográficas.

Métodos de diagnóstico por imagens, tais como a tomografia computadorizada, que melhor demonstra a perda mineral associada à reabsorção



radicular (ERICSON, KUROL, 2000a; ERICSON, KUROL, 2000b), ou a TACT, superior às radiografias periapicais convencionais no diagnóstico de RRE (NANCE *et al*, 2000), não foram utilizados neste estudo, por se considerar a digitalização de radiografias periapicais convencionais como uma alternativa acessível, que não envolve custos elevados ou aumento na exposição do paciente à radiação ionizante. Radiografias digitais ainda não estão amplamente difundidas em nosso meio, e seu desempenho no diagnóstico de RRE é, segundo Levander, Bajka e Malmgren (1998), comparável ao método radiográfico convencional. Foram avaliados recursos digitais aplicáveis a imagens convencionais digitalizadas, no sentido de superar as limitações do exame radiográfico convencional no diagnóstico de RREA.

A obtenção de medidas sobre as imagens digitalizadas, através de régua eletrônica, apresentou excelente reprodutibilidade ( $r = 0,927$ ), mostrando-se um método confiável para avaliar o comprimento dentário. As diferenças médias entre comprimentos radiculares, medidos diretamente dos dentes, antes e após cada etapa de reabsorção foram significativas entre R1 e R2, permitindo a avaliação da amostra por nível de reabsorção.

Contudo ao compararmos as diferenças médias entre as medidas iniciais e após R1 e R2, obtidas diretamente dos dentes e das imagens digitalizadas, observamos que nestas os valores resultantes foram significativamente maiores, indicando uma magnificação da imagem radiográfica de aproximadamente 15% em relação ao tamanho real do dente, processo inerente à técnica periapical da bisettriz, certamente afetada pela maior distância objeto-filme. Essa distância foi

intencionalmente maior no presente estudo, visando permitir sua aplicação clínica, visto que o uso de posicionador com pequena distância objeto-filme pode ser dificultado quando os dentes sofrem inclinação de seu longo eixo no sentido palatino.

Os valores médios das medidas de comprimento dentário obtidos das imagens digitalizadas para cada nível de reabsorção (R1 e R2), em cada uma das inclinações ou simulações de torque, não variaram significativamente em função da inclinação do dente, assim como no estudo de Levander, Bajka, Malmgren (1998), demonstrando que a metodologia proposta poderia, em situação clínica, identificar uma RREA a partir de 0,5 mm, mesmo em incisivos centrais que tenham sido movimentados até 15° entre as duas tomadas radiográficas.

Na avaliação qualitativa, a repetição da atribuição de escores a 20% dos casos da amostra resultou em reprodutibilidade média tanto para os pares de radiografias ( $r = 0,461$ ) quanto para as imagens de subtração ( $r = 0,485$ ). Apesar de não terem sido observadas diferenças significativas entre os escores atribuídos na primeira análise e na repetição, ambos os métodos estão sujeitos à subjetividade do observador (CHRISTGAU *et al*, 1998) na discriminação entre ausência e presença de imagem sugestiva de RREA, em uma amostra na qual foram inseridos casos onde não haviam sido realizados desgastes apicais.

Na avaliação de pares de imagens digitalizadas lado a lado, em que a imagem inicial foi exibida ao lado da imagem controle, os escores não variaram significativamente para as diferentes inclinações, ou seja, o observador foi capaz de

identificar, visualmente, a diferença na forma do ápice radicular e/ou no comprimento dentário sem a interferência da inclinação à qual o dente foi submetido, validando também a metodologia proposta.

Os resultados das avaliações quantitativa e qualitativa de pares de imagens do presente estudo não concordam com Reukers *et al* (1998), ao afirmarem que um dispositivo mecânico não pode ser usado para preservar a geometria da imagem quando se deseja fazer um controle radiográfico durante a movimentação ortodôntica.

Na avaliação das imagens resultantes da subtração, a inclinação do dente interferiu significativamente nos escores atribuídos pelo observador. Foram observadas diferenças significativas entre os torques “0” e “15” no grau de reabsorção 1 e entre os torques “0” e “10” no grau de reabsorção 2. Na comparação entre R1 e R2 por torque, observou-se que o tamanho da reabsorção foi estatisticamente significativo nos torques “0” e “15”. Dessa forma, apenas a subtração de imagens com diferença de até 5° na inclinação do dentes permitiu o diagnóstico de RREA por subtração digital. Um fator que possivelmente interferiu nesse método foi o de que o simulador de tecidos foi mantido na mesma posição para todas as tomadas radiográficas, independentemente da angulação do dente e, por conseqüência, do feixe de raios X. O trabeculado ósseo, registrado com diferentes angulagens verticais pode gerar ruído estrutural que impeça a visualização de alterações de forma e/ou de tamanho no ápice dentário (SAMARABANDU *et al*, 1994). Os diagnósticos verdadeiro-positivos (escores 4 e

5) atribuídos às imagens de subtração (Tabela 8) variaram tanto em função do torque quanto em função do grau de reabsorção: 60,7% a 82,1% da amostra em R1 e 82,1% a 100% em R2. Pode-se afirmar que esses resultados não foram sujeitos à tendência do observador, pois, nas avaliações qualitativas, foram acrescentados casos em que não havia discrepâncias de comprimento dentário induzido por desgaste e que foram melhores que os encontrados por Nance *et al* (2000), tanto para radiografias periapicais (48%) quanto para reconstrução por TACT (56%).

Heo *et al* (2001) observaram que o diagnóstico de RREA simulada por desgaste de até 0,5 mm foi possível com a variação de angulação vertical de até 20° entre as duas radiografias. As principais diferenças metodológicas em relação ao presente estudo foram que, naquele trabalho, ao contrário de se utilizar um posicionador e de se simular a movimentação ortodôntica, não se manteve a relação foco-objeto-filme, avaliando os efeitos de uma verdadeira variação na angulação vertical; foi utilizado um programa de ajuste geométrico, o qual corrige as discrepâncias geométricas entre as imagens a serem subtraídas; além disso, montaram os dentes em blocos de gesso, de forma que não houve a simulação da interferência do trabeculado ósseo nas imagens de subtração.

Diante dos resultados encontrados, os quais constatam que os métodos de diagnóstico avaliados permitiram o diagnóstico de RREA simulada – mesmo quando os dentes foram inclinados –, é possível sugerir que sejam realizados estudos clínicos empregando a presente metodologia de padronização geométrica, inclusive utilizando outros recursos digitais disponíveis. Estes constituem uma

ferramenta a ser estudada, tendo-se em mente o respeito em relação aos princípios de projeção de imagens. Isso significa dizer que não existem soluções milagrosas levadas pelos impulsos digitais, principalmente quando se envolve a dinâmica biológica da movimentação de um dente.

*CONCLUSÃO*

---

## 6 CONCLUSÃO

Na presente amostra, os recursos digitais aplicáveis a radiografias convencionais digitalizadas tiveram desempenhos diferentes no diagnóstico de RREA simuladas, pois:

- os valores médios das medidas de comprimento do dente, obtidas sobre imagens radiográficas digitalizadas para cada nível de reabsorção, não variaram significativamente em função da inclinação do dente, permitindo a identificação e a quantificação da RREA;
- na comparação de pares de imagens exibidas lado a lado em monitor, os escores atribuídos não variam significativamente para as diferentes inclinações, permitindo a identificação da RREA; e
- na avaliação qualitativa de imagens de subtração, os escores atribuídos permitiram a identificação da RREA, contudo apenas quando os dentes foram inclinados em até 5°.

*REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

---



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS <sup>1</sup>

AL-QAWASMI, R. et al. Genetic Predisposition to External Apical Root Resorption. **Am. J. Orthop.**, St. Louis, v. 123, no. 3, p. 242-252, Mar. 2003a.

AL-QAWASMI, R. A et al. Genetic Predisposition to External Apical Root Resorption in Orthodontic Patients: Linkage of Chromosome-18 Marker. **J. Dent. Res.**, Alexandria, v. 82, no. 5, p. 356-360, May 2003b.

ANDREASEN, F. M. et al. Radiographic Assessment of Simulated Root Resorption Cavities. **Endod. Dent. Traumatol.**, Copenhagen, v. 3, no. 1, p. 21-27, Feb. 1987.

ATTAELMANAN, A.; BORG, E.; GRÖNDHAL, H. G. Digitisation and Display of Intra-Oral Films. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Houndsmills, v. 92, no. 2, p. 97-102, Mar. 2000.

BRAGA, C. P. A. et al. Materiais Simuladores de Tecidos Moles na Região Posterior da Mandíbula: Avaliação por Subtração Radiográfica Digital. In: SALÃO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA, 14., 2002, Porto Alegre. **Resumos...** Porto Alegre: UFRGS, 2002. P. 541.

BRIN, I. et al. External Apical Root Resorption in Class II Malocclusion: A Retrospective Review of 1- Versus 2- Phase Treatment. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v. 124, no. 2, p. 151-156, Aug. 2003.

CASA, M. A. et al. Root Resorptions in Upper First Premolars After Application of Continuous Torque Moment. Intra-Individual Study. **J. Orofac. Orthop.**, München, v. 62, no. 4, p. 285-295, July 2001.

CHRISTGAU, M et al. Quantitative Digital Subtraction Radiography for the Determination of Small Changes in Bone Thickness: An in Vitro Study. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v. 85, no. 4, p. 462-72, Apr. 1998.

CRESTANI, M. B et al. Avaliação da Padronização Radiográfica para a Subtração Digital de Imagens. **Rev. Fac. Odontol.**, Porto Alegre, v. 42, n. 1, p. 25-30, jul. 2001.

CRESTANI, M. B. **Estudo Tomográfico Convencional e Computadorizado da Região Posterior da Mandíbula**. 2001. 102 f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica-Radiologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

DERMAUT, L. R.; DE MUNCK, A. Apical Root Resorption of Upper Incisors Caused by Intrusive Tooth Movement: A Radiography Study. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v. 90, no. 4, p. 321-326, Oct. 1986.

---

<sup>1</sup> De acordo com a NBR 6023, de ago. 2002 e as abreviaturas dos títulos de Periódicos do Medline.

DUNN, S. M. et al. A Comparison of Two Registration Techniques for Digital Subtraction Radiography. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Houndsmills, v. 22, no. 2, p. 77-80, May 1993.

EBERHARD, J. et al. Digital Subtraction Radiography for Monitoring Dental Demineralization: An in Vitro Study. **Caries Res.**, Basel, v. 34, no. 3, p. 219-224, May-June 2000.

ELLWOOD, R. P. ; DAVIES, R. M.; WORTHINGTON, H. V. Evaluation of a Dental Subtraction Radiography System. **J. Periodontal Res.**, Copenhagen, v. 32, no. 2, p. 241-248, Feb. 1997.

ERICSON, S.; KUROL, J. Incisor Resorption Caused by Maxillary Cuspids: A Radiographic Study. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 57, no. 4, p. 332-346, Oct. 1987.

ERICSON, S; KUROL, J. Incisor Root Resorptions Due to Ectopic Maxillary Canines Imaged by Computerized Tomography: A Comparative Study in Extracted Teeth. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 70, no. 4, p. 276-283, Aug. 2000a.

ERICSON, S; KUROL, J. Resorption of Incisors After Ectopic Eruption of Maxillary Canines: A CT Study. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 70, no. 6, p. 415-423, Dec. 2000b.

FONTANELLA, V. R. C. et al. O Efeito do Formato de Arquivo na Subtração Digital Quantitativa em Reabsorções Radiculares Externas Simuladas. **Pesq. Odontol. Brasil.**, São Paulo, v. 17, supl. 2, p. 252, ago. 2003.

GOLDBERG, F.; DE SILVIO, A.; DREYER, C. Radiographic Assessment of Simulated External Root Resorption Cavities in Maxillary Incisors. **Endod. Dent. Traumatol.**, Copenhagen, v. 14, no. 3, p. 133-136, June 1998.

GOLDMAN, M.; PEARSON, A.H.; DARZENTA, N. Reliability of Radiographic Interpretations. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, St. Louis, v. 38, no. 2, p. 287-293, Aug. 1974.

GOODENOUGH, D.J.; ROSSMANN, K.; LUSTED, L.B. Radiographic Applications of Receiver Operating Characteristic (ROC) curves. **Radiology**, Illinois, v. 110, no. 1, p. 89-95, Jan. 1974.

GRÖNDHAL, H. G.; GRÖNDHAL, K.; WEBBER, R. L. A Digital Subtraction Technique for Dental Radiography. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol**, St. Louis, v. 55, no. 1, p. 96-102, Jan. 1983.

HARRIS, E. F.; BOGGAN, B. W.; WHEELER, D. A. Apical Root Resorption in Patients Treated with Comprehensive Orthodontics. **J. Tenn. Dent. Assoc.**, Nashville, v. 81, no. 1, p. 30-33, Winter 2001.

HAUSMANN, E.; ALLEN, K.M.; PIEDMONTE, M. R. Influence of Variations in Projection Geometry and Lesion Size on Detection of Computer-Simulated Crestal Alveolar Bone Lesions by Subtraction Radiography. **J. Periodontal Res.**, Copenhagen, v. 26, no. 1, p. 48-51, Jan. 1991.

HEO, M. S. et al. Quantitative Analysis of Apical Root Resorption by Means of Digital Subtraction Radiography. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v. 91, no. 3, p. 369-373, Mar. 2001.

HINTZE, H. et al. Digital Subtraction Radiography for Assessment of Simulated Root Resorption Cavities. Performance of Conventional and Reverse Contrast Modes. **Endod. Dent. Traumatol.**, Copenhagen, v. 8, no. 4, p. 149-154, Aug. 1992.

HOLMES, J. P.; GULABIVALA, K.; STELT, P. F. van der. Detection of Simulated Internal Tooth Resorption Using Conventional Radiography and Subtraction Imaging. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Houndsmills, v. 30, no. 5, p. 249-254, Sept. 2001.

JANSON, G. R. et al. A Radiographic Comparison of Apical Root Resorption After Orthodontic Treatment with 3 Different Fixed Appliances Technique. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v. 118, no. 3, p. 262-273, Sept. 2000.

JEFFCOAT, M. K. et al. Efficacy of Quantitative Digital Subtraction Radiography Using Radiographs Exposed in a Multicenter Trial. **J. Periodontal Res.**, Copenhagen, v. 31, no. 3, p. 157-160, Apr. 1996.

KHADEMI, J. A. Digital Images & Sound. **J. Dent. Educ.**, Washington, v. 60, no. 1, p. 41-46, Jan. 1996.

KRAVITZ, L. H. et al. Assessment of External Root Resorption Using Digital Subtraction Radiography. **J. Endod.**, Baltimore, v. 18, no. 6, p. 275-284, June 1992.

LAUX, M. et al. Apical Inflammatory Root Resorption: A Correlative Radiographic and Histological Assessment. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 33, no. 6, p. 483-493, Nov. 2000.

LEACH, H. A.; IRELAND, A. J.; WHAITES, E. J. Radiographic Diagnosis of Root Resorption in Relation to Orthodontics. **Br. Dent. J.**, London, v. 190, no. 1, p. 16-22, Jan. 2001.

LEE, K. S.; STRAJA, S. R.; TUNCAY, O. C. Perceived Long-Term Prognosis of Teeth with Orthodontically Resorbed Roots. **Orthod. Craniofac. Res.**, Oxford, v. 6, no. 3, p. 177-191, Aug. 2003.

LEE, R. Y.; ARTUN, J.; ALONZO, T. A. Are Dental Anomalies Risk Factors Apical Root Resorption in Orthodontic Patients? **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v. 116, no. 2, p. 187-195, Aug. 1999.

LEVANDER, E; BAJKA, R.; MALMGREN, O. Early Radiographic Diagnosis of Apical Root Resorption During Orthodontic Treatment: A Study of Maxillary Incisors. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v. 20, no. 1, p. 57-63, Feb. 1998.

LEVANDER, E.; MALMGREN, O. Evaluation of the Risk of Root Resorption During Orthodontic Treatment: A Study of Upper Incisors. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v. 10, no. 1, p. 30-38, Feb. 1988.

McNAB, S. et al. External Apical Root Resorption Following Orthodontic Treatment. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 70, no. 3, p. 227-232, June 2000.

- McNAB, S. et al. External Apical Root Resorption of Posterior Teeth in Asthmatics After Orthodontic Treatment. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v. 116, no. 5, p. 545-551, Nov. 1999.
- MAHL, C. E. W.; GEGLER, ; FONTANELLA, V. R. C. O Efeito da Compressão JPEG na Subtração Digital Quantitativa de Perda Óssea Alveolar Simulada. **Pesq. Odontol. Brasil.**, São Paulo, v. 17, Supl. 2, p. 251, ago. 2003.
- MALTZ, M. et al. A Clinical, Microbiologic, and Radiographic Study of Deep Caries Lesions After Incomplete Caries Removal. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 33, no. 2, p. 151-159, Feb. 2002.
- MAVRAGANI, M. et al. A Radiographic Comparison of Apical Root Resorption After Orthodontic Treatment with a Standard Edgewise and a Straight-Wire Edgewise Technique. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v. 22, no. 6, p. 665-674, Dec. 2000.
- MIRABELLA, A. D.; ARTUN, J. Prevalence and Severity of Apical Root Resorption of Maxillary Anterior Teeth in Adult Orthodontic Patients. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v. 17, no. 2, p. 93-99, Apr. 1995.
- MOL, A. Digital quantitative radiography: tools and toys. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Houndsmills, v. 28, no. 6, p. 328-329, Nov. 1999.
- \_\_\_\_\_. Image processing tools for dental applications. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 44, no. 2, p. 299- 318, Apr. 2000.
- MOL, A.; STELT, P. F. van der. Locating the Periapical Region in Dental Radiographs Using Digital Image Analysis. **Oral Surg. Oral Med. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v. 75, no. 2, p. 373-382, Mar. 1993.
- NANCE, R.S et al. Diagnosis of External Root Resorption Using TACT (Tuned-Aperture Computed Tomography). **Endod. Dent. Traumatol.**, Copenhagen, v. 16, no. 1, p. 24-28, Feb. 2000.
- OWMAN-MOLL, P.; KUROL, J. Root Resorption, After Orthodontic Treatment in High- and Low-Risk Patientes: Analysis of Allergy as a Possible Predisposing Factor. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v. 22, no. 6, p. 657-663, Dec. 2000.
- PARKER, R. J.; HARRIS, E. F. Directions of Orthodontic Tooth Movements Associated with External Apical Root Resorption of the Maxillary Central Incisor. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 114, no. 6, p. 677-83, Dec. 1998.
- REUKERS, E. et al. Assessment of Apical Root Resorption Using Digital Reconstruction. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Houndsmills, v. 27, no. 1, p. 25-29, Jan. 1998.
- RUTTIMAN, U. E. et al. Exposure Geometry and Films Contrast Differences as Bases for Incomplete Cancellation of Irrelevant Structures in Dental Subtraction Radiography. **Proc. SPIE**, Bellingham, v. 314, p. 372-377, 1998.
- SAMARABANDU, J. et al. Registration Techniques for Digital Subtraction Radiography. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Houndsmills, v. 23, no. 2, p. 117-119, May 1994.

- SAMESHIMA, G. T.; ASGARIFAR, K. O. Assessment of Root Resorption and Root Shape: Periapical vs Panoramic Films. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 71, no. 3, p. 185-189, June 2001.
- SAMESHIMA, G. T.; SINCLAIR, P. M. Predicting and Preventing Root Resorption: Part I. Diagnostic Factors. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 119, no. 5, p. 505-510, May 2001a.
- SAMESHIMA, G. T. ; SINCLAIR, P. M. Predicting and Preventing Root Resorption: Part II. Treatment Factors. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v. 119, no. 5, p. 511-515, May 2001b.
- SANTOS, A. F. **Pré-Processamento de Imagens Digitalizadas na Odontometria de Primeiros Pré-Molares**. 2001. 101 f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica – Endodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.
- SPURRIER, S. W. et al. A Comparison of Apical Root Resorption During Orthodontic Treatment in Endodontically Treated and Vital Teeth. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v. 97, no. 2, p. 130-134, Feb. 1990.
- WEILAND, F. Constant Versus Dissipating Forces in Orthodontics: The Effect on Initial Tooth Movement and Root Resorption. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v. 25, no. 4, p. 335-342, Aug. 2003.
- WELANDER, U. et al. Basic Technical Properties of a System for Direct Acquisition of Digital Intraoral Radiographs. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral radiol. Endod.**, St. Louis, v. 75, no. 4, p. 506-516, Apr. 1993.
- WENZEL, A. Effect of Manual Compared with Reference Point Superimposition on Image Quality in Digital Subtraction Radiography. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Houndsmills, v. 18, no. 4., p. 145-150, Nov. 1989.
- WENZEL, A.; SEWERIN, I. Sources of Noise in Digital Subtraction Radiography. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St Louis, v. 71, no. 4, p. 503-8, Apr. 1991.